



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان
Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie
Département de Génie Biomédical
Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour obtenir le Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par : OURAGHI Ilhem et SOUANE Amina

Etude et réalisation d'un cardio-tachymètre avec alarme

Soutenu le 15 juin 2015 devant le Jury

M	SOULIMANE Sofiane	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Président
M	DEBBAL Sidi Mohamed	<i>Professeur</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
M	DIB Nabil	<i>MAA</i>	Université de Tlemcen	Examineur

Année universitaire 2014-2015

Dédicaces

Je voudrais dédier ce travail tout spécialement à mes chers parents qui m'ont élevé et soutenu tout au long de ma vie.

Je dédie ce projet à mon cher frère « Fethi », mes chères sœurs « Naima » et « Nassima », ma nièce « Ahlem » et mes neveux « Ismail et Abderrahim ».

Sans oublier mes camarades de la promotion « 2014-2015 » de l'instrumentation biomédical pour leurs encouragements et leurs aides.

Enfin, je voudrais dédier cette thèse à tout personne ayant participé de loin ou de près à la réalisation de ce travail.

Amina

Dédicaces

A la mémoire de ma grande mère « NOR Rahma »

*A tous ceux qui m'ont nourri de leur
amour et de leur tendresse.*

Ilhem

Remerciements :

Nous remercions ALLAH le tout puissant de nous avoir donné le courage et la volonté de mener à terme ce présent travail.

Notre gratitude pour nos parents pour leurs encouragements et leurs soutien pendant tous les cycles de nos études.

Nous remercions Monsieur « DEBBAL » d'avoir accepté de nous encadrer et nous lui sommes très reconnaissant pour ses précieuses aides pendant les moments difficiles de notre recherche.

Nous tenons à exprimer nos sincères remerciements pour « Mr BECHAR » et son soutien, ses remarques pertinentes, sa disponibilité, sa confiance et les précieux conseils qu'il nous a prodigués tout le long de la réalisation de notre projet.

Aussi, nous tenons à remercier l'ensemble des enseignants qui nous ont accompagnés le long de nos cinq années dans l'université.

Nous adressons notre profonde reconnaissance à Mr HAMMOUDI, Mr ZEGOUDI et Mr BELAID pour leurs aides à surmonter les difficultés rencontrées.

Sans oublier les personnes avec qui nous avons partagé les années d'études dans la faculté de technologie et auxquels nous souhaitons bon courage.

Sommaire :

Introduction générale.....	(1)
Chapitre I : électrophysiologie cardiaque.	
I.1. Introduction.....	(3)
I.2. Anatomie du cœur.....	(3)
I.2.1 Les cellules musculaires cardiaques.....	(5)
I.2.2 Les cellules nodales.....	(5)
I.3. Fonctionnement électrique du cœur.....	(6)
I.4. La fréquence cardiaque.....	(7)
I.5. Les relations entre les phénomènes électriques et les phénomènes mécaniques.....	(8)
I.6. Evaluation du rythme cardiaque.....	(9)
I.6.1. Le pouls	(9)
I.6.2. Prise de pouls	(9)
I.6.3. Stratégies de prise de pouls.....	(10)
I.6.4. Autres méthodes d'obtention du rythme cardiaque.....	(10)
I.7. Les troubles du rythme.....	(10)
I.7.1. Définition	(10)
I.7.2. Explication des troubles du rythme	(10)
I.7.2.1. Les troubles du rythme sinusal	(11)
I.7.2.2. Les troubles du rythme auriculaire	(11)
I.7.2.3. Les troubles du rythme ventriculaire	(12)
I.7.2.4. Les troubles du rythme jonctionnels	(13)
I.7.2.5. Les troubles de conduction cardiaque	(14)
I.7.2.6. Diagnostic des arythmies	(15)
I.8. Conclusion.....	(15)
Chapitre II : Etude théorique du cardiotacymètre.	
II.1. Introduction	(17)
II.2. Schéma synoptique du cardiotachymètre	(17)
II.2.1. Le générateur d'impulsions	(17)
II.2.2. Compteur d'impulsions (battements cardiaques).....	(18)
II.2.3. L'alarme cardiaque	(18)
II.3. Théorie des différents étages du cardio-tachymètre	(19)

II.3.1. Le générateur d'impulsion.....	(19)
II.3.1.1. Le générateur du signal carré XR2206	(19)
II.3.1.1.a. Définition	(19)
II.3.1.1.b. Fréquence d'oscillation.....	(19)
II.3.1.2. Génération d'impulsion	(19)
II.3.1.2.a. Les diodes au silicium.....	(20)
II.3.1.2.b. La diode 1N4148.....	(21)
II.3.1.3. L'AD620.....	(22)
II.3.2. le compteur.....	(24)
II.3.2.1. Généralités sur les compteurs.....	(24)
II.3.2.1.a Compteur asynchrone	(25)
II.3.2.1.a. Compteur synchrone.....	(26)
II.3.2.2. Le CD4060	(27)
II.3.2.2.a. Montages avec oscillateur RC	(28)
II.3.2.2. b. Montages avec oscillateur à Quartz.....	(28)
II.3.2.2.b.1. Le quartz.....	(28)
II.3.2.2.b.2. Usages du quartz.....	(29)
II.3.2.2.b.3. Fonctionnement du quartz	(29)
II.3.2.3. Le double compteur décimal CD4518	(29)
II.3.2.4. Le compteur décodeur CD4026.....	(30)
II.3.2.5. L'afficheur 7segments.....	(30)
II.3.2.5.a. Définition	(30)
II.3.2.5.b. Cathode commune ou Anode commune.....	(31)
II.3.3. l'alarme.....	(32)
II.3.3.1. Convertisseur fréquence/tension	(32)
II.3.3.1.a. Filtre passe bas.....	(32)
II.3.3.1.b. Détecteur d'enveloppe	(33)
II.3.3.1.c. Amplificateur non-inverseur	(34)
II.3.3.1.d. Amplificateur soustracteur.....	(35)
II.3.3.2. Comparateur à fenêtre.....	(36)
II.3.3.3. l'alarme.....	(37)
II.3.3.3.a. l'alarme sonore (buzzer)	(37)
II.3.3.3.b. L'alarme visuelle (LED).....	(38)
II.3.4. Circuit d'alimentation.....	(39)
II.4 Conclusion.....	(40)

Chapitre III : Etude pratique du cardio-tachymètre.

III.1.Introduction.....	(42)
III.2.Le générateur d'impulsions.....	(42)
III.2.1.Générateur du signal carré.....	(42)
III.2.1.1. Fréquence d'oscillation.....	(42)
III.2.1.2. Boite à décade.....	(45)
III.2.2 : Circuit générateur d'impulsions.....	(46)
III.1.2.3 : Circuit d'amplification.....	(47)
III.3. Le compteur.....	(48)
III.3.1.Le CD4060.....	(48)
III.3.2.Le compteur CD4518.....	(49)
III.3.3. La porte AND (4081).....	(51)
III.3.4.Le compteur CD4026.....	(52)
III.3.5.L'affichage.....	(52)
III.4. L'alarme.....	(52)
III.4.1 Convertisseur fréquence/tension.....	(52)
III.4.1.1.Filtre passe bas.....	(52)
III.4.1.2.Détecteur d'enveloppe.....	(53)
III.4.1.3.L'amplification.....	(54)
III.4.1.3.a. Amplificateur non-inverseur.....	(54)
III.4.1.3.b. Amplificateur soustracteur.....	(55)
III.4.2.Comparateur à fenêtre.....	(56)
III.5.Résultats et interprétations.....	(58)
III.5.1.Circuits réalisés.....	(58)
III.5.2.Circuits en fonctionnement.....	(59)
III.6.Conclusion.....	(61)
Conclusion et perspectives.....	(63)
Bibliographie.....	(65)
Annexes.....	(67)

LISTES DES FIGURES :

Chapitre I :

<u>Figure I.1</u> : schéma fonctionnel du cœur.....	(3)
<u>Figure I.2</u> : Schéma du circuit sanguin.....	(5)
<u>Figure I.3</u> : Tissu nodal.....	(6)
<u>Figure I.4</u> : cycle cardiaque.....	(7)
<u>Figure I.5</u> : Le potentiel d'action.....	(9)
<u>Figure I.6</u> : Bradycardie sinusale.....	(11)
<u>Figure I.7</u> : Tachycardie sinusale.....	(11)
<u>Figure I.8</u> : la fibrillation ventriculaire.....	(12)
<u>Figure I.9</u> : Extrasystole interposée.....	(13)
<u>Figure I.10</u> : Extrasystole_nodale avec pause compensatrice.....	(13)
<u>Figure I.11</u> : Bloc auriculo-ventriculaire 1 ^{ère} degré (PR=0.56s).....	(14)
<u>Figure I.12</u> : Bloc auriculo-ventricule du 2 ^{ème} degré.....	(14)

Chapitre II :

<u>Figure II.1</u> : Schéma synoptique du cardiotelemètre.....	(17)
<u>Figure II.2</u> : Générateur d'impulsions et conditionnement.....	(18)
<u>Figure II.3</u> : Le XR2206.....	(19)
<u>Figure II.4</u> : Générateur d'impulsions.....	(20)
<u>Figure II.5</u> : Fonctionnement de la diode.....	(21)
<u>Figure II.6</u> : La diode 1N148.....	(21)
<u>Figure II.7</u> : Amplification d'une tension.....	(22)
<u>Figure II.8</u> : Circuit standard d'amplificateur d'instrumentation du signal ECG.....	(23)
<u>Figure II.9</u> : Symbole générale d'un compteur.....	(24)
<u>Figure II.10</u> : Diagramme compteur asynchrone.....	(25)
<u>Figure II.11</u> : Compteur asynchrone 4 bits.....	(25)
<u>Figure II.12</u> : Diagramme des 4 sorties du compteur asynchrone.....	(26)
<u>Figure II.13</u> : Compteur synchrone 4 bits.....	(27)
<u>Figure II.14</u> : montage avec oscillateur RC.....	(28)
<u>Figure II.15</u> : Montages avec oscillateur à Quartz.....	(28)
<u>Figure II.16</u> : Un Quartz cylindrique.....	(28)
<u>Figure II.17</u> : Un afficheur 7 segments.....	(30)
<u>Figure II.18</u> : Circuit complet du compteur.....	(31)
<u>Figure II.19</u> : Circuit complet d'alarme.....	(32)
<u>Figure II.20</u> : Filtre passe bas 1 ^{ère} ordre.....	(32)
<u>Figure II.21</u> : Détecteur d'enveloppe.....	(33)
<u>Figure II.22</u> : Sortie du détecteur d'enveloppe.....	(33)
<u>Figure II.23</u> : Ampli non inverseur.....	(34)
<u>Figure II.24</u> : Amplificateur soustracteur.....	(35)
<u>Figure II.25</u> : Comparateur à fenêtre.....	(36)
<u>Figure II.26</u> : Exemple d'une fonction de comparateur à fenêtre.....	(36)
<u>Figure II.27</u> : Modèles buzzer piézo-électrique.....	(37)
<u>Figure II.28</u> : LEDs avec différents couleurs.....	(38)
<u>Figure II.29</u> : influence du courant sur le flux lumineux.....	(38)
<u>Figure II.30</u> : Le LM78XX et le LM79XX.....	(39)

Chapitre III :

<u>Figure III.1</u> : Circui générateur du signal carré.	(43)
<u>Figure III.2</u> : Signal carré correspond à une fréquence cardiaque de 50 bat/min.	(43)
<u>Figure III.3</u> : Signal carré correspond à une fréquence cardiaque de 100 bat /min.	(44)
<u>Figure III.4</u> : Boite de décade.....	(45)
<u>Figure III.5</u> : Commutateur de résistance.....	(45)
<u>Figure III .6</u> : Générateur du signal impulsionnel.....	(46)
<u>Figure III.7</u> : Signal de sortie du générateur d'impulsions (unidirectionnel).....	(46)
<u>Figure III.8</u> : Circuit d'amplification.....	(47)
<u>Figure III.9</u> : Signal amplifié.....	(47)
<u>Figure III.10</u> : Circuit générant le signal de 2Hz.....	(48)
<u>Figure III.11</u> :L'allure du signal à la sortie du Q13.....	(49)
<u>Figure III.12</u> :L'allure du signal à la sortie de la broche 3.....	(50)
<u>Figure III.13</u> : Diagramme du 4518.....	(50)
<u>Figure III.14</u> : Signal Q3.....	(52)
<u>Figure III.15</u> : Le filtre passe bas.....	(52)
<u>Figure III.16</u> : Signal avant le filtre.....	(53)
<u>Figure III.17</u> : Signal après le filtre.....	(53)
<u>Figure III.18</u> : Détecteur d'enveloppe.	(53)
<u>Figure III.19</u> : Sortie du détecteur.....	(53)
<u>Figure III.20</u> : Amplificateur non-inverseur.....	(54)
<u>Figure II.21</u> : Amplificateur soustracteur.....	(55)
<u>Figure III.22</u> : Comparateur à fenêtre.....	(57)
<u>Figure III.23</u> : Circuit Complet d'alarme.....	(58)
<u>Figure III.24</u> : Photo du générateur d'impulsions.....	(58)
<u>Figure III.25</u> : Photo du circuit d'alimentation.....	(58)
<u>Figure III.26</u> : Photo du compteur réalisé.....	(59)
<u>Figure III.27</u> : Photo du circuit d'alarme.....	(59)
<u>Figure III.28</u> : Photo du circuit dans le cas normal.....	(59)
<u>Figure III.29</u> : Photo du circuit en cas de la tachycardie.....	(59)
<u>Figure III.30</u> : Photo du circuit en cas de la bradycardie.....	(60)
<u>Figure III.31</u> . Photo du circuit complet.....	(60)

Liste des tableaux :

<u>Tableau II.1</u> : Table de vérité d'un afficheur 7 segments.....	(30)
<u>Tableau III .1</u> : Table de vérité de la porte AND.....	(51)
<u>Tableau III.2</u> : Résultat obtenus.....	(56)

Introduction générale :

Introduction

Le cœur est la pompe du corps humain, il se contracte environ 72 fois par minute et plus rapidement lors de l'effort ou de l'émotion, et plus faiblement avec l'avancement d'âge ou par l'usage de drogues ou de médicaments.

L'analyse des signaux électriques du cœur a toujours été et continue d'être une voie obligée pour la compréhension de l'électrophysiologie cardiaque, ainsi que l'aide au diagnostic. Parmi les paramètres qu'on peut recueillir à partir de ces signaux c'est la fréquence cardiaque.

La fréquence cardiaque (F_c) définie par le nombre de battements du cœur par minute, indice de l'intensité de l'effort, est souvent utilisée pour évaluer la condition physique d'un individu, ou pour contrôler l'intensité de son entraînement et son état physiologique.

Pour certaines pathologies, la fréquence cardiaque est un indicateur d'alerte. Pour cela il est important d'avoir un dispositif permettant d'évaluer cette fréquence.

L'objectif de ce travail est donc de réaliser un cardio-tachymètre qui non seulement permet de mesurer et d'afficher le nombre de battements par minute mais également permettre de détecter toute pathologie cardiaque (ici une tachycardie ou une bradycardie). Le signal cardiaque est ici simulé par un signal impulsionnel obtenu à l'aide d'un générateur d'impulsions qui va essayer de simuler l'activité électrique du cœur.

Le manuscrit se décompose en trois chapitres :

- Le premier chapitre traite l'anatomie et l'activité électrique du cœur,
- Dans le second chapitre le schéma synoptique et l'étude théorique des différents étages constituant le cardio-tachymètre,
- L'interprétation des résultats est décrite dans le troisième chapitre.

Chapitre I :

Chapitre I : L'électrophysiologie cardiaque

I.1. Introduction :

Depuis des siècles le cœur est au centre des préoccupations humaines. La fonction principale qui nous préoccupe est l'activité de pompe du corp. La pompe n'est efficace que quand les cellules se contractent dans un certain ordre : Synchronisme.

La contraction globale (cycle cardiaque) est commandée et précédée par une activité électrique qui joue le rôle de générateur oscillant. Ce générateur commande la périodicité du fonctionnement et donc la fréquence cardiaque.

I.2. Anatomie du cœur :

Le cœur est un organe creux et musculaire comparable à une pompe, qui assure la circulation du sang dans les veines et les artères. Dans le corps humain, le cœur se situe un peu à gauche du centre du thorax, en arrière du sternum. Il est l'élément central du système cardiovasculaire. Il est connecté au reste de l'organisme par le biais de vaisseaux associés : les deux veines caves (inférieure et supérieure), les artères pulmonaires, et l'artère aorte. (Voir figure I.1).

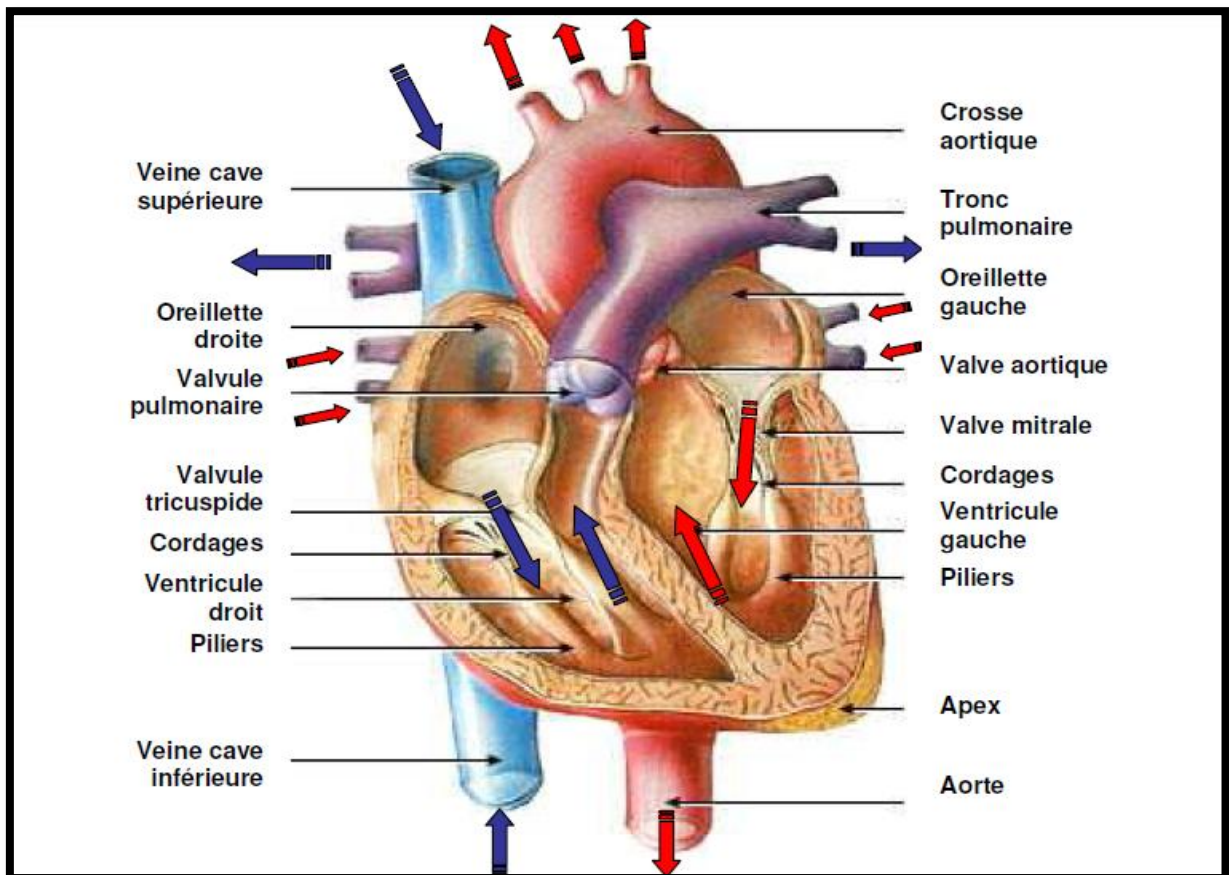


Figure I.1 : Schéma fonctionnel du cœur.

Le cœur d'un adulte pèse de 300 à 350 grammes. Il se décompose en quatre chambres: les oreillettes (ou atria) en haut, et les ventricules en bas. Une cloison musculaire épaisse, le septum, divise le cœur en deux morceaux. Chaque côté, droite et gauche, est composé de deux cavités : l'oreillette et le ventricule, reliés entre eux par une valve qui assure, à l'état normal, un passage unidirectionnel du sang. Pour la cavité droite, cette valve d'admission est la valve tricuspide ; pour la cavité gauche c'est la valve mitrale. Il existe aussi des valves d'échappement qui assurent la communication entre le ventricule droit et l'artère pulmonaire (valve pulmonaire), ainsi qu'entre le ventricule gauche et l'artère aorte (valve aortique). A l'état normal, ces valves d'admission et d'échappement empêchent le sang de refluer et ne peuvent être ouvertes en même temps.

Le cœur est donc séparé en deux moitiés indépendantes (droite et gauche), chacune composée d'une oreillette et d'un ventricule. Sa partie droite contient du sang pauvre en oxygène et assure la circulation pulmonaire tandis que la partie gauche renferme du sang riche en oxygène, et le propulse vers le reste du corps, hormis les poumons. Les parois du cœur sont constituées par un tissu musculaire, appelé le myocarde, qui est composé de cellules musculaires cardiaques spécialisées, les cardiomyocytes, qui ne ressemblent à aucun autre tissu musculaire du corps. En particulier, ces cellules sont intétanisables, ce qui signifie qu'elles sont incapables de contraction prolongée. De plus ces cellules sont excitables, automatiques et indépendantes, conductrices et contractiles. Le tissu annexe du myocarde est l'endocarde, qui le tapisse à l'intérieur, et le péricarde l'entoure à l'extérieur.

Les ventricules ont pour fonction de pomper le sang vers le corps ou vers les poumons.

Leurs parois sont alors plus épaisses que celles des oreillettes, et la contraction des ventricules est plus importante pour la distribution du sang. Le ventricule gauche est bien plus massif que le droit parce qu'il doit exercer une force considérable pour forcer le sang à travers tout le corps contre la pression corporelle, tandis que le ventricule droit ne dessert que les poumons (voir figure 1.2).

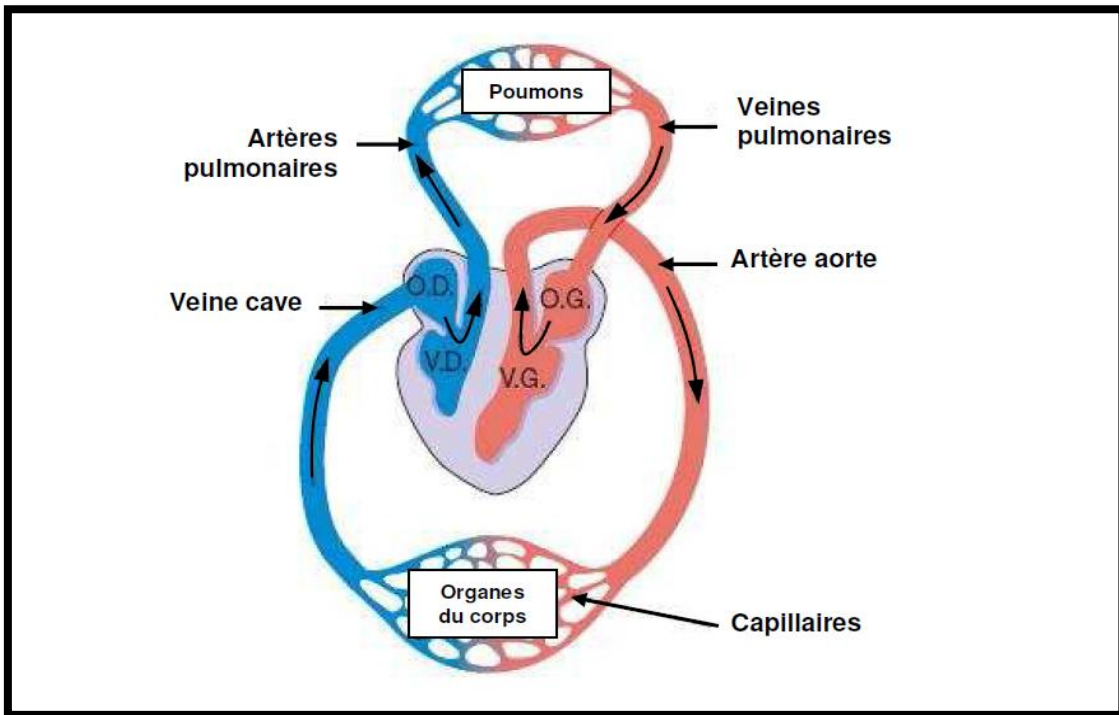


Figure I.2 : Schéma du circuit sanguin.

La couleur bleue indique que le sang est pauvre en oxygène tandis que la couleur rouge correspond au sang chargé en oxygène. [1]

I.2.1 Les cellules musculaires cardiaques :

Les cellules musculaires cardiaques sont des fibres contractiles, soudées les unes aux autres grâce à des disques intercalaires. Elles se distinguent des fibres musculaires striées, non seulement par leurs caractéristiques histologiques mais aussi par leur fonctionnement. Elles conduisent l'influx électrique.

I.2.2 Les cellules nodales: (Figure I.3).

Les cellules nodales constituent un groupe de cellules cardiaques réunies par certaines propriétés- peu contractiles- génératrices, conductrices et régulatrices du potentiel d'action (potentiel de repos instable).

On distingue essentiellement:

Le nœud sinusal :

C'est une structure de 15 mm sur 5 mm. Il génère des décharges spontanées à la fréquence de 60 à 100 battements par minute. Il constitue le centre d'automatismes primaire.

Le nœud atrio-ventriculaire :

C'est une structure de 6 mm sur 5 mm. Il ralentit l'influx d'un dixième de seconde et protège ainsi les ventricules d'un rythme primaire trop rapide.

Le faisceau de His:

Long de un à deux centimètres, c'est un centre d'automatisme secondaire. Non seulement il propage l'influx de l'étage auriculaire à l'étage ventriculaire mais aussi, il est capable de décharger spontanément des impulsions de 40 à 60 battements par minute. Il se sépare en deux branches : la branche droite et la branche gauche.

Le réseau de Purkinje :

C'est la ramification terminale des deux branches droite et gauche du faisceau de His. Il propage l'influx électrique dans tout le muscle du ventricule. Il est un centre d'automatisme tertiaire, capable de générer spontanément des impulsions de 20 à 40 battements par minute. [2]

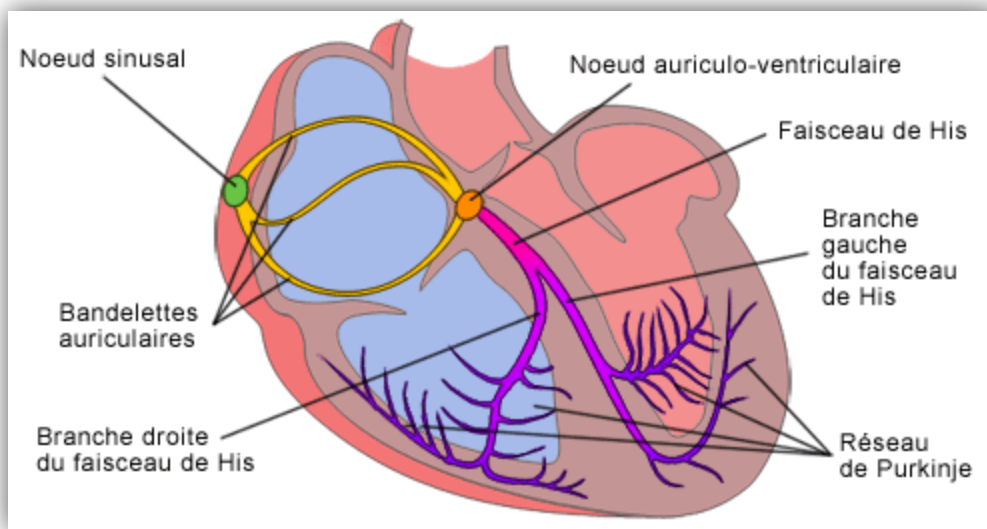


Figure I.3 : Tissu nodal. [3]

I.3. Fonctionnement électrique du cœur :

Comme pour tous les muscles du corps, la contraction du myocarde est provoquée par la propagation d'une impulsion électrique le long des fibres musculaires cardiaques induite par la dépolarisation des cellules musculaires. Dans le cœur, la dépolarisation prend normalement naissance dans le haut de l'oreillette droite (le sinus), et se propage ensuite dans les oreillettes, induisant la systole auriculaire (Figure I.4) qui est suivie d'une *diastole* (décontraction du muscle). L'impulsion électrique arrive alors au nœud auriculo-ventriculaire (AV), seul point de passage possible pour le courant électrique entre les oreillettes et les ventricules. Là, l'impulsion électrique subit une courte pause permettant au sang de pénétrer dans les ventricules. Elle emprunte alors le faisceau de His, qui est composé de deux branches principales allant chacune dans un ventricule. Les fibres constituant ce faisceau, complétées par les fibres de Purkinje, grâce à leur conduction rapide, propagent l'impulsion électrique en plusieurs points des

ventricules, et permettent ainsi une dépolarisation quasi instantanée de l'ensemble du muscle ventriculaire, malgré sa taille importante, ce qui assure une efficacité optimale dans la propulsion du sang ; cette contraction constitue la phase de systole ventriculaire. Puis suit la diastole ventriculaire (décontraction du muscle) ; les fibres musculaires se re-polarisent et reviennent ainsi dans leur état initial.

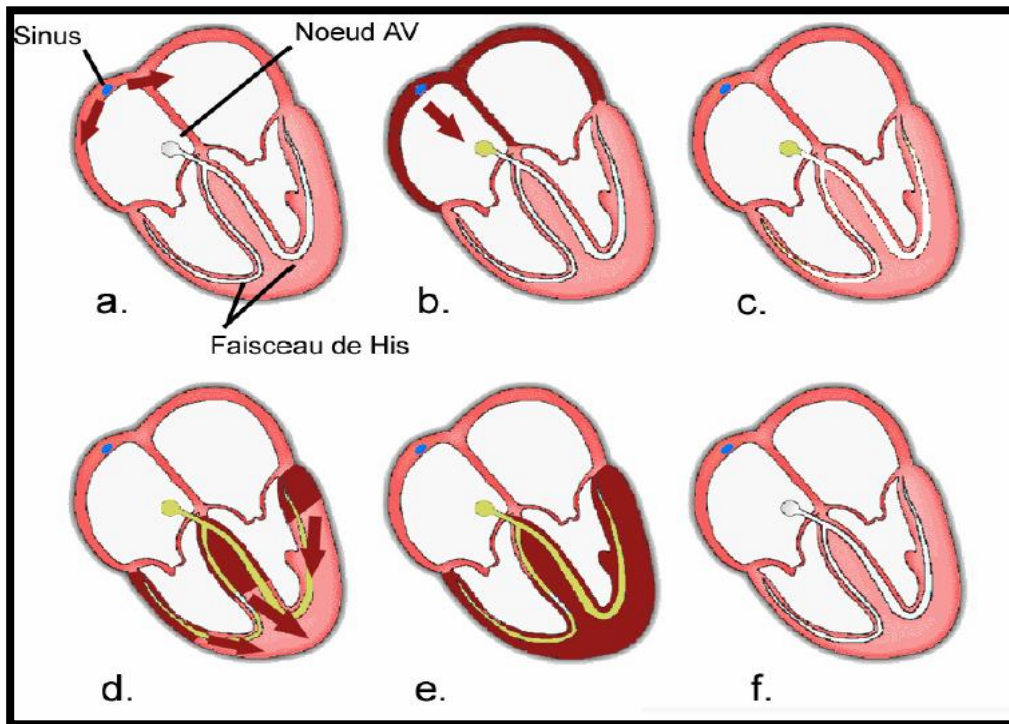


Figure I.4: cycle cardiaque

L'impulsion électrique se propage dans le muscle cardiaque et induit sa contraction. Elle prend naissance dans le sinus (a) puis se propage dans les oreillettes (b) entraînant leurs contractions (systole auriculaire). L'impulsion arrive alors au noeud auriculo-ventriculaire (AV) seul point de passage électrique entre les oreillettes et les ventricules. Une courte pause est alors introduite (c) juste avant la propagation dans les fibres constituant le faisceau de His. Au passage de l'impulsion électrique (d) les ventricules se contractent à leur tour (e) (systole ventriculaire). Après la diastole (décontraction du muscle) les cellules se ré-polarisent (f). Le cycle du battement cardiaque est alors terminé et le cœur est prêt pour un nouveau battement.[4]

I.4. La fréquence cardiaque :

On appelle fréquence cardiaque le nombre de battements du cœur par minute. Plusieurs facteurs peuvent l'influencer : nous savons par exemple qu'après une émotion forte (comme une peur) notre cœur "s'emballera". Nous rappelons que le cœur est composé de cellules musculaires

et que ces cellules ont besoin d'être stimulées (influx nerveux) pour se contracter. Cependant, le cœur échappe au phénomène de téτανisation (contraction permanente) qui se produit dans les muscles squelettiques, sinon il ne pourrait plus remplir son rôle de pompe. En fait, il possède son propre système capable de générer des influx nerveux, qui assurent la contraction des fibres cardiaques, on dit qu'il est auto-excitabile. Plusieurs observations en témoignent : les battements cardiaques s'observent dès le début de la 4^{ème} semaine du développement embryonnaire et quelques jours plus tard le sang se met à circuler dans les vaisseaux de l'embryon, alors qu'il n'existe pas encore d'innervation du cœur; des contractions spontanées et rythmiques s'observent au niveau des fibres musculaires en culture de cellules; un cœur transplanté continue à battre alors que toutes ses connexions nerveuses ont été coupées. Ce système appelé système de conduction du cœur ou système cardionecteur, est composé de cellules nodales, citées au paragraphe précédent. Ces cellules produisent des influx et les propagent dans le cœur afin que les fibres cardiaques se contractent des oreillettes aux ventricules pour que le cœur batte comme s'il était formé d'une seule cellule.

Le nœud sinusal (situé au-dessous de l'entrée de la veine cave supérieure) est le centre rythmogène ou pacemaker naturel du cœur : ses cellules se dépolarisent spontanément de 70 à 80 fois par minute, engendrant des influx qui se propagent par la suite dans le système de conduction du cœur et assurant ainsi les contractions rythmiques du cœur. Ce système est indépendant du système nerveux et c'est pourquoi on le dit autonome, cependant il peut être influencé par le système nerveux autonome. Les pacemakers artificiels, ou stimulateurs cardiaques sont implantés de façon permanente ou transitoire dans le thorax pour réguler et maintenir un rythme cardiaque normal lorsque le nœud sinusal n'est plus en mesure de le faire correctement. [2]

I.5. Les relations entre les phénomènes électriques et les phénomènes mécaniques :

On observe au niveau des fibres myocardiques au repos, une Différence de Potentiels (DP) entre le potentiel de la surface de la membrane positif et le potentiel intérieur de la cellule. Le potentiel de repos est de l'ordre de -80 à -90 mV. La contraction de myocarde est précédée par une inversion de cette DP, ce phénomène constitue le potentiel d'action, qui au niveau du myocarde se prolonge pendant une partie de la contraction. Ces phénomènes électriques s'accompagnent d'une inexcitabilité d'abord totale, puis relative, du myocarde (Voir figure I.5).

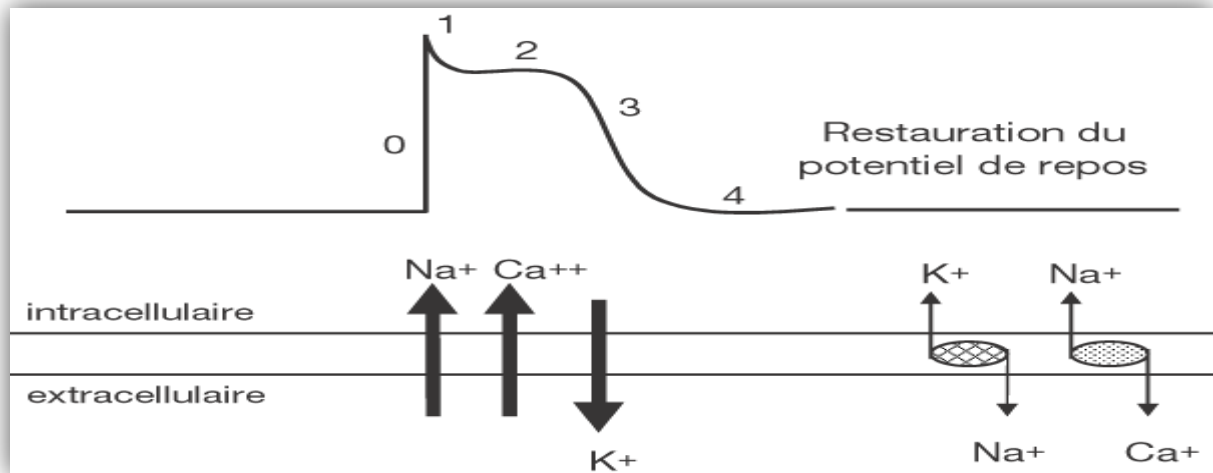


Figure I.5 : Le potentiel d'action. [5]

Le potentiel de repos (-90 mV) est lié essentiellement à l'existence d'une pile de concentration au potassium (potentiel d'équilibre = -94mV). Le sodium intervient également pour le maintien de la valeur du potentiel de repos de -90 mV. Pendant le potentiel d'action, il existe des modifications des courants transmembranaires liés à un passage des ions Na⁺, K⁺, et Ca⁺⁺. La dépolarisation rapide initiale (phase 0) est liée à l'entrée des ions Na⁺. Puis, le début de la repolarisation (phase 1) correspond à une augmentation d'ions K⁺ sortants. Cette phase est suivie d'un plateau (phase 2) résultant de l'entrée de Ca⁺⁺, combinée à la sortie de K⁺. La reprise de la repolarisation (phase 3) correspond à nouveau à une sortie d'ions K⁺ jusqu'à ce que le potentiel de repos soit atteint (phase 4). Le couplage entre les phénomènes électriques et la contraction des fibres myocardiques est assuré par les variations des concentrations intracellulaires de Ca⁺⁺. [2]

I.6. Evaluation du rythme cardiaque :

I.6.1. Le pouls :

Le pouls est le plus fort dans les artères situées le plus près du cœur. On peut prendre le pouls dans n'importe quelle artère située le plus près de la surface du corps ou d'un tissu ferme. L'artère radiale, située sur le poignet, est la plus fréquemment utilisée. L'enregistrement de l'onde de pouls par la méthode optique se fait de manière non invasive sur le doigt, ou le lobe de l'oreille. La fréquence du pouls correspond normalement à la fréquence cardiaque ; elle est en moyen de 70 à 80 battements par minute.

I.6.2. Prise de pouls :

La manière la plus simple d'évaluer le rythme cardiaque est de prendre le pouls. Cela consiste à appuyer avec les doigts, sur la peau, une artère contre un os ; la pulpe des doigts

permet de sentir les gonflements de l'artère dus à l'augmentation de la pression artérielle par la contraction du cœur (systole). Pour prendre le pouls, il faut utiliser les doigts autres que le pouce, car une artère passe à l'extrémité du pouce et de « pouls du pouce » peut perturber la mesure.

I.6.3.Stratégies de prise de pouls :

Le pouls est plus facilement perceptible chez les grosses artères qui sont les artères carotides et fémorales (pouls centraux). La prise de pouls au poignet (pouls radial) est le plus confortable, mais il peut arriver que l'on sente le pouls central et pas le pouls radial, notamment si la pression artérielle est basse ; cette situation est fréquente chez une personne ayant des problèmes de santé, et notamment en cas d'accident malais.

I.6.4.Autres méthodes d'obtention du rythme cardiaque :

D'autres méthodes pour la perception de l'onde de pouls peuvent être utilisées pour le calcul du rythme cardiaque :

La méthode auscultatoire : (écoute du cœur par un stéthoscope), aussi fiable qu'elle soit, elle ne permet pas une surveillance continue dans le temps.

La méthode électrocardiogramme : la contraction cyclique du muscle cardiaque est secondaire à une dépolarisation des membranes cellulaires qui est détecté par des électrodes situées sur la peau. L'enregistrement en temps réel sous forme de tracé sur un scope est un moyen simple de la surveillance automatisée de la fréquence cardiaque.

La méthode oxymétrique : méthode non invasive (non traumatique) par pose d'un capteur au bout d'un doigt ou sur l'oreille, analysant en temps réel la variation de couleur du sang suivant son oxygénation. Cette variation cyclique, synchrone au rythme cardiaque.

La méthode hémodynamique : dans certains cas, on peut introduire un fin cathéter dans une artère, relié à un capteur de pression : la variation cyclique des pressions ainsi mesurée permet de calculer en temps réel le rythme cardiaque.

I.7.Les troubles du rythme :

I.7.1.Définition :

Le terme rythme s'applique à toutes les anomalies ou irrégularités du rythme cardiaque. L'arythmie signifie l'absence de rythme elle est causée par une perturbation du système de conduction du cœur caractérisé par une production anormale d'influx électrique ou par une mauvaise conduction des flux lorsqu'ils traversent le système.

I.7.2.Explication des troubles du rythme :

Les troubles du rythme (arythmie, dysrythmies) sont des modifications de l'enchaînement de l'excitation de l'oreillette et du ventricule ou de leur couplage. Peuvent alors être affecté la

fréquence, la régulation ou le site de formation de l'impulsion. La fréquence et le rythme sont le plus souvent confondus sous le nom du rythme cardiaque.

I.7.2.1. Les troubles du rythme sinusal :

La formation de l'excitation dans le nœud sinusal se produit à une fréquence de 60-100 fois/min (en générale 70-80/min).

La bradycardie sinusale :

Pendant le sommeil ou chez les sportifs entraînés, au repos (tonus vagal) ou encore en cas d'hypothyroïdie, la formation de l'excitation dans le nœud sinusal peut descendre en dessous de 60/min (bradycardie sinusale).

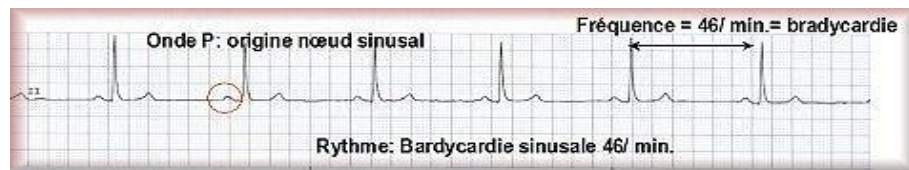


Figure I.6 : Bradycardie sinusale

La tachycardie sinusale :

En cas d'effort physique, les émotions, des fièvres ou d'hyperthyroïdie, la formation de l'excitation dans le nœud peut monter au-dessus de 100/min.



Figure I.7 : Tachycardie sinusale.

L'arythmie sinusale :

De façon physiologique, cette arythmie survient chez les gens jeunes et est fonction de respiration : l'inspiration accélère la fréquence, l'expiration la ralentit. Dans les deux cas (bradycardie sinusale et tachycardie sinusale) le rythme reste irrégulier, tandis que dans le cas d'une arythmie sinusale la fréquence fluctue.

I.7.2.2. Les troubles du rythme auriculaire :

Le rythme auriculaire naît dans le myocarde droit et gauche.

Le flutter auriculaire :

Le rythme auriculaire varie de 240 à 360 battements par minute. Cette affection consiste essentiellement en contractions auriculaires rapides accompagnées d'un bloc AV de deuxième degré. Elle peut être causée par la cardite rhumatismale, l'insuffisance coronarienne ou certaines malformations cardiaques congénitales.

La fibrillation auriculaire :

La fibrillation auriculaire est en générale bénigne mais peut être l'indice d'une maladie cardiaque sous-jacent. Elle ne provoque pas l'infarctus du myocarde. Beaucoup des gens mènent une vie tout à fait normale malgré ce trouble du rythme. Le tracé d'ECG est caractérisé par, l'absence de l'onde P, et le rythme ventriculaire est rapide. Lorsque le cœur est solide, la fibrillation auriculaire ne réduit l'efficacité du pompage cardiaque que 20 à 30 %.

I.7.2.3. Les troubles du rythme ventriculaire :

La tachycardie ventriculaire :

La tachycardie ventriculaire est en général la manifestation d'un dysfonctionnement majeur du muscle cardiaque. Elle peut apparaître à tout âge, mais en fréquemment la conséquence d'un infarctus du myocarde. Il s'ensuit une désynchronisation des battements ventriculaires de la contraction auriculaire. Une diminution du propage du sang (débit cardiaque) en est la conséquence. En raison de la défaillance cardiaque que ce rythme rapide entraîne, la tachycardie ventriculaire l'hospitalisation, surtout lorsque la fréquence dépasse 150 battements par minute.

La fibrillation ventriculaire :

Le remplissage du ventricule et le rendement d'éjection diminuent et l'on aboutit à une fibrillation ventriculaire, avec des spasmes de haute fréquence et non coordonnées du myocarde. En absence de mesures appropriées, ce phénomène est aussi dangereux qu'un arrêt cardiaque, à cause d'un apport de sang insuffisant.

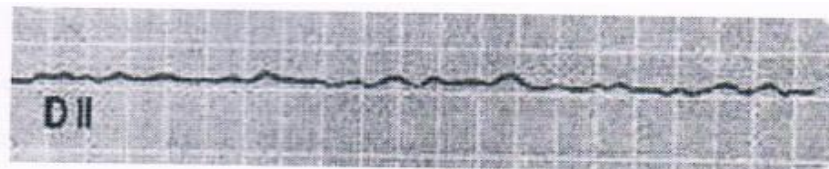


Figure I.8 : la fibrillation ventriculaire.

Les extrasystoles ventriculaires :

Une autre forme d'arythmie survient lorsqu'une petite région du cœur, à l'extérieur du nœud sinusal (un foyer ectopique), devient plus excitable que la normale, ce qui produit des influx anormaux occasionnels entre les influx normaux. Lorsqu'une onde de dépolarisation s'étend hors du foyer ectopique, elle provoque une extrasystole (contraction ventriculaire prématurée). La contraction se produit au début de la diastole, avant que le nœud sinusal n'envoie ses influx. Dans ce cas, le complexe QRS de l'extrasystole est déformé. Pour des fréquences sinusales bases, l'excitation sinusale suivante est propagée sans modification jusqu'au ventricule : extrasystole interposée.

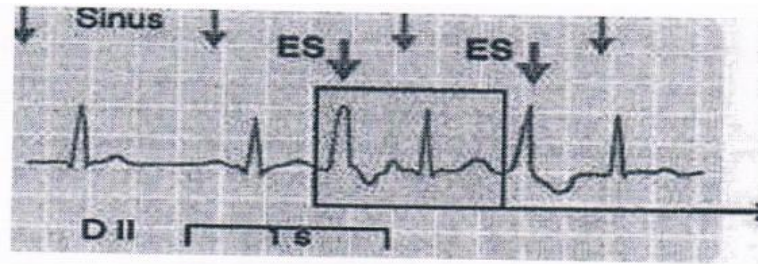


Figure I.9 : Extrasystole interposée.

Pour des fréquences sinusales plus élevées, l'excitation sinusale suivante survient lorsque le myocarde est encore réfractaire, de sorte que c'est l'excitation encore postérieure qui est active : pause compensatrice.

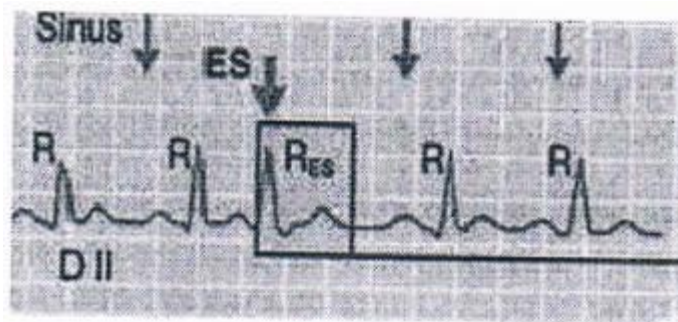


Figure I.10 : Extrasystole nodale avec pause compensatrice.

I.7.2.4. Les troubles du rythme jonctionnels :

Il s'agit des troubles du rythme où le pace-maker est situé dans le nœud d'Aschoff-Tawara ou dans le tronc du faisceau de His au-dessus de la division.

La tachycardie jonctionnelle paroxystique ou Maladie de Bouveret : il s'agit d'une tachycardie paroxystique régulière dont la fréquence varie entre 150 et 250 battements par minute.

Caractéristiques d'ECG :

La tachycardie est régulière entre 150 et 250.

Les complexes QRS sont fins de morphologie normale.

Les rapports de P et de QRS varient suivant le siège du stimulus, l'onde P est avant si il s'agit d'un rythme nodal supérieur, l'onde P est cachée par le complexe QRS si le rythme nodal est moyen, l'onde P est derrière si il s'agit d'un rythme nodal inférieur.

I.7.2.5. Les troubles de conduction cardiaque :

Ils sont en rapport avec une anomalie de la conduction auriculo-ventriculaire au niveau du faisceau de His, soit à type de ralentissement : Bloc AV partiel, soit à type de blocage complet : Bloc AV complet. Suivant l'importance du trouble de la conduction, on distingue :

Le bloc du 1^{ère} degré :

Ralentissement de la conduction dans un faisceau de His qui se traduit à l'ECG par un allongement de l'espace PR supérieur à 0.20s.



Figure I.11 : Bloc auriculo-ventriculaire 1^{ère} degré (PR=0.56s).

Le bloc du 2^{ème} degré :

Où il y a blocage de certaines ondes P :

Type I : période de Luciani-Wenckebach (figure 1.12) : allongement progressif de l'espace P-R jusqu'au blocage d'une période P, puis prise d'un autre cycle, d'où irrégularité du rythme mais sans bradycardie.

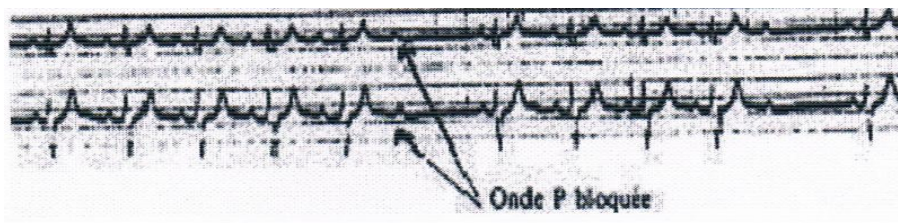


Figure I.12 : Bloc auriculo-ventriculaire du 2^{ème} degré.

Type II : les espaces PR restent fixes et normaux, on assiste au blocage d'une onde P, seule contraction ventriculaire pour deux ondes P : d'où bradycardie importante.

Le bloc 3^{ème} degré :

C'est un bloc A-V complet : il n'y a pas de dissociation complète entre les activités auriculaires et ventriculaires.

I.7.2.6.Diagnostic des arythmies :

Pour diagnostiquer l'arythmie, l'histoire du patient est essentielle. Pour cette raison, le médecin posera des questions détaillées avant d'effectuer des examens nécessaires pour établir un diagnostic précis. Il est important de savoir à quel moment une arythmie est survenue, quels étaient sa durée, les symptômes ressentis lors de la crise, le nombre de crises, les circonstances, quand et comment elle s'est arrêtée.

Le patient peut donc contribuer à son diagnostic en mentionnant soigneusement ses observations.

Il faut informer le médecin de l'existence d'autres maladies et de la prise de médicaments, de la consommation de tabac ou alcool et des sports pratiqués. Le cycle menstruel de la femme doit également être connu ainsi que toutes les sources d'inquiétude pour comprendre ce qui peut favoriser l'apparition du trouble de rythme. L'examen médical permet ensuite d'effectuer un dépistage des maladies cardiaques pouvant provoquer les arythmies. [6]

I.8.Conclusion :

Une révolution cardiaque comprend une systole (contraction) et une diastole (relaxation) des oreillettes et des ventricules. Dans le cas d'une fréquence cardiaque équivalente à 75bat/min, une révolution cardiaque complète dure 0.8 secondes. Les troubles du rythme ont une traduction clinique, mais leur analyse précise repose sur l'étude de l'enregistrement électro-cardiographique.

Plusieurs grandeurs et principaux paramètres physiologiques nous permettent de diagnostiquer les troubles du rythme cardiaque.

Dans la partie suivante nous allons étudier les différents blocs électriques qui vont permettre de réaliser notre cardio-tachymètre.

Chapitre II :

Chapitre II : étude théorique du cardio-tachymètre.

II.1. Introduction :

Un tachymètre (ou fréquencemètre) est un dispositif qui permet la mesure d'une fréquence. Un cardio-tachymètre est destiné pour la mesure de la fréquence cardiaque. Dans ce chapitre nous allons présenter notre projet en étudiant les différents blocs constituant le cardio-tachymètre.

II.2.Schéma synoptique du cardio-tachymètre :

La figure suivante (figure II.1) illustre les deux parties importantes de notre cardio-tachymètre et les différents étages :

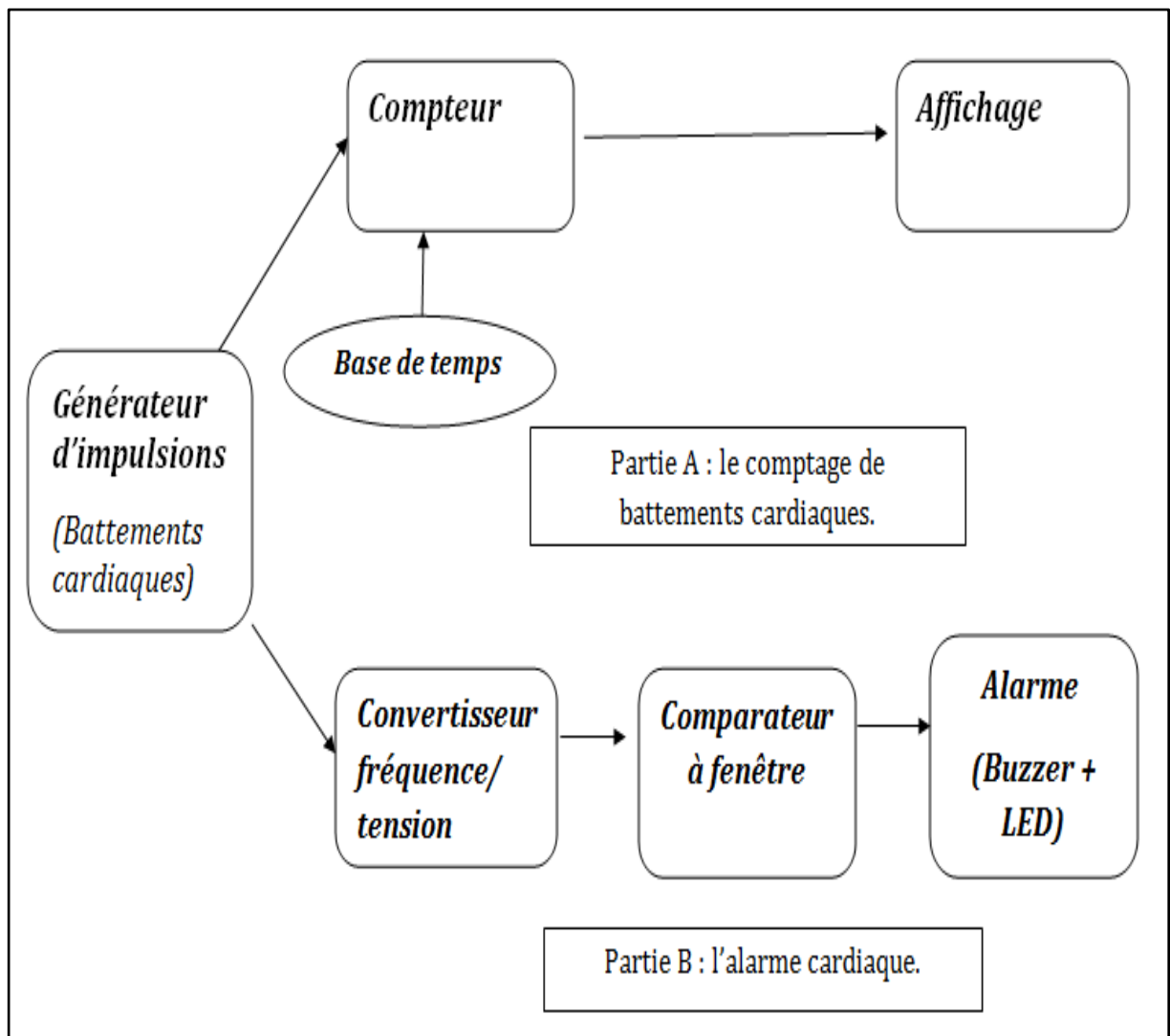


Figure II.1. Schéma synoptique du cardio-tachymètre.

II.2.1. Le générateur d'impulsions :

C'est un circuit réalisé pour simuler le signal cardiaque (battements) issu du cœur. C'est-à-dire qu'à la place d'utiliser un signal PPG ou ECG comme entrée du cardio-tachymètre on va générer un signal impulsionnel avec une fréquence similaire à celle du rythme cardiaque. Aussi

L'utilisation de cet étage va dans le cadre de pouvoir obtenir des fréquences différentes pouvant simuler certaines pathologies cardiaques.

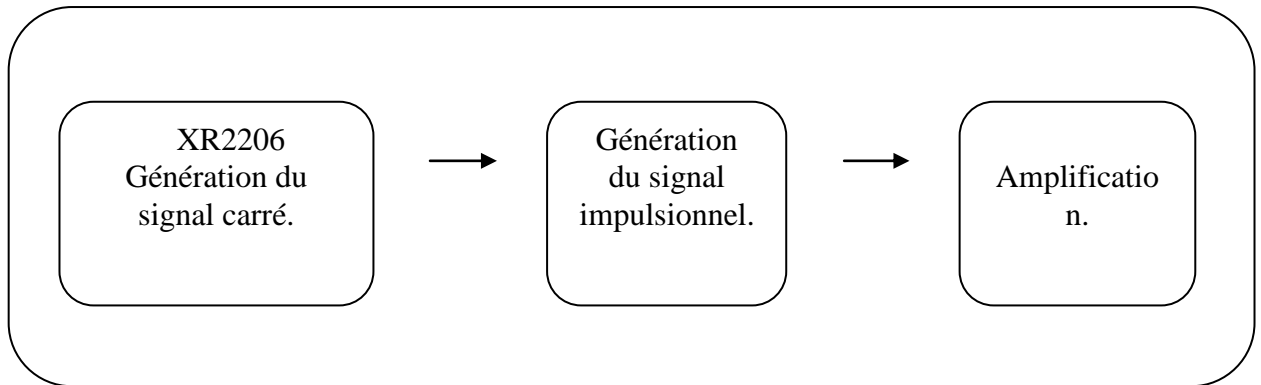


Figure II.2 : Générateur d'impulsions et conditionnement.

II.2.2. Compteur d'impulsions (battements cardiaques) :

Cette partie va être utilisée pour calculer et afficher le nombre de battements cardiaques par minute (nombre d'impulsions), elle est constituée :

- a) D'un compteur : pour calculer le nombre d'impulsion durant une minute à l'aide de la base du temps (à base du 4060) qui commande ce compteur. Le circuit de compteur est a base de circuits intégrés, 4518(double compteur décimale) et 4026 (compteur avec décodeur BCD intégré). (voir annexe 5, 6 et 7)
- b) D'un afficheur : on utilise trois afficheurs 7 segments pour afficher le nombre de battements par minute.

II.2.3. L'alarme cardiaque :

En cas de tachycardie ou bradycardie une alarme va être déclenchée. Cette partie est constituée :

- a) D'un convertisseur fréquence tension pour faire correspondre à chaque fréquence d'impulsions une certain tension proportionnelle.
- b) D'un comparateur à fenêtre dont les entrées sont les seuils de la fréquence correspondante à la fréquence régulière. Alors la sortie de ce comparateur va différencier le cas normal de celui pathologique d'une fréquence cardiaque.
- c) D'une alarme, la sortie du comparateur va être connectée à un buzzer qui va s'activer lors de l'apparition de l'appariation cas irréguliers.

II.3.Théorie des différents étages du cardio-tachymètre :

II.3.1.Le générateur d'impulsion:

II.3.1.1.Le générateur du signal carré XR2206 :

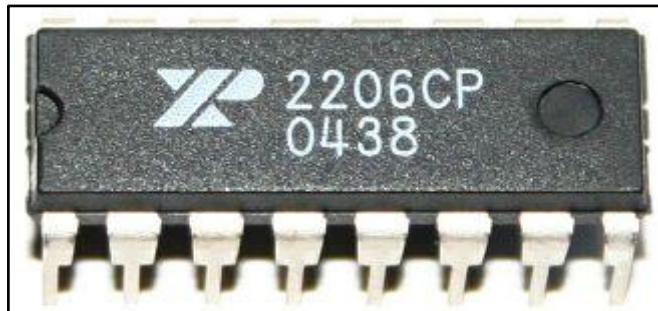


Figure II.3 : le XR2206.

II.3.1.1.a. Définition :

Le XR2206 fait tout, ou presque. Il intègre tous les éléments nécessaires pour produire les trois formes d'ondes, avec très peu de composants additionnels. Les formes d'onde sinus et triangle ne peuvent pas être obtenues simultanément, il faut choisir l'une ou l'autre, via l'interrupteur SW1. Le signal sélectionné est alors disponible sur la broche 2 du circuit intégré. Le signal carré est quant à lui toujours disponible séparément, sur la broche 11. (Voir annexe 1). [7]

II.3.1.1.b. Fréquence d'oscillation :

La fréquence du signal de sortie dépend de la valeur du condensateur "C1" relié entre les bornes 5 et 6 du circuit XR2206, et de la valeur de la résistance "R" câblée entre la borne 7 (ou 8) et la masse, selon la formule suivante : [8]

$$f = 1 / (RC1).$$

II.3.1.2.Génération d'impulsion :

Ce circuit transforme le signal carré au signal impulsionnel.

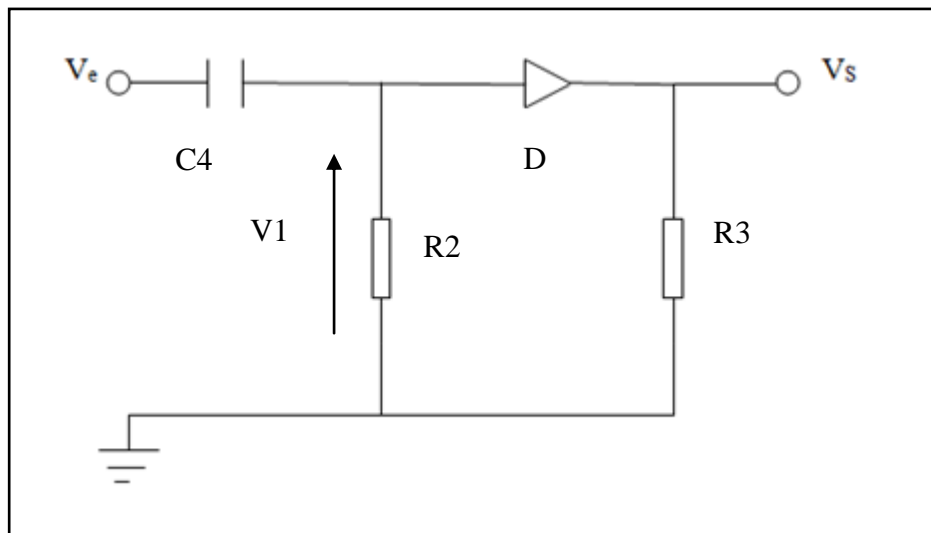


Figure II.4 : générateur d'impulsions.

Le signal carré issu du XR2206 est différencié par C4 et R2, générant ainsi V1 au borne de R2, le temps de décharge de C4 dépend de la constante de temps R2C4.

La diode 1N4148 laisse passer les impulsions positives (tension V2 à la borne de R3) supérieures à la tension seuil de la diode. [9]

II.3.1.2.a. Les diodes au silicium :

Le symbole graphique des diodes au silicium est



Les diodes se présentent comme de petits cylindres

en plastique ou en verre, et ont deux connexions appelées cathodes et anode.

La bague, généralement noire ou blanche, présente sur une des extrémités de leur corps, indique la position de la cathode.

Si $V_{AK} > V_0$ (avec V_0 : tension de seuil de la diode), la diode est conductrice.

Si $V_{AK} < V_0$, la diode est bloquée.

Les diodes sont utilisées en électronique pour redresser une tension alternative, c'est-à-dire pour prélever de celle-ci les demi-alternances positives ou négatives seulement.

Si on applique une tension alternative sur l'anode d'une diode, on retrouvera sur sa cathode les demi-alternances positives seulement.

A l'inverse, si la même tension est appliquée sur la cathode de la diode, on retrouvera que des demi-alternances négatives sur son anode.

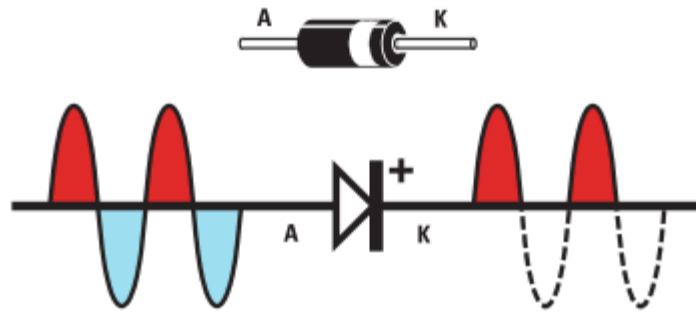


Figure II.5 : Fonctionnement de la diode

Les sigles indiqués sur les corps de ces composant varient en fonction du fabricant (exemple : 1N4148). Il n'existe pas de règle, comme pour les résistances ou les condensateurs, donnant la valeur d'une diode en fonction de son marquage. [10]

II.3.1.2.b .La diode 1N4148 :



Figure II.6 : la diode 1N4148

Le 1N4148 est une diode de commutation de silicium standard. Il est l'un des plus populaires en raison de ses spécifications fiables et à faible coût. Son nom suit la nomenclature JEDEC. Le 1N4148 est utile dans les applications de commutation jusqu'à environ 100 MHz avec un temps de pas plus de 4 ns.

Comme la diode de commutation le plus commun produit en masse, le 1N4148 a remplacé l'ancienne 1N914, qui avait 200 fois plus courantes de fuite: 5 uA vers 25 nA. La fuite est généralement une propriété indésirable, les fabricants d'aujourd'hui produisent l'1N4148 et vendre soit comme numéro de pièce il a été deuxième provient par de nombreux fabricants. Texas Instruments a listé leur version de l'appareil dans une feuille de données Octobre 1966 .Ces types d'appareils ont une popularité durable dans les applications à faible courant. [11]

II.3.1.3.L'AD620 :

Comme le voltage de notre signal est petit, on a besoin d'amplifier ce signal pour une meilleure adaptation avec l'étage qui suit.

On appelle amplificateur tout montage qui délivre à sa sortie un signal de même nature et de même fréquence que le signal appliqué à son entrée et dont l'amplitude et la phase peuvent être différentes.

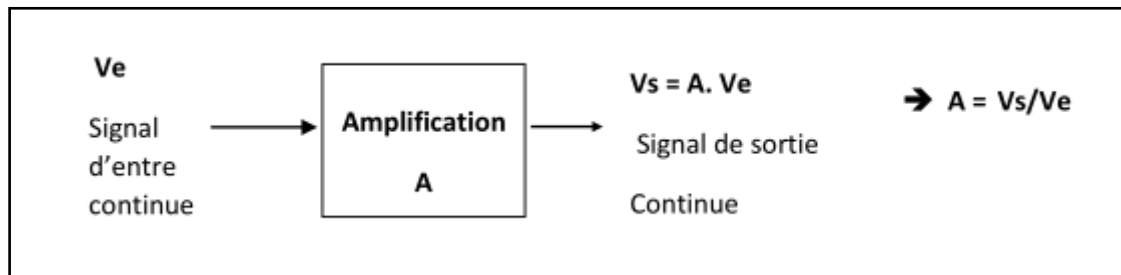


Figure II.7 : Amplification d'une tension.

On utilise l'amplificateur d'instrumentation AD620, où cette amplification ne doit concerner que le signal utile. C'est une amplification sélective qui atténue fortement et élimine tous les interférences. On fait appel pour cela à l'amplificateur d'instrumentation, qui va fournir en sortie une tension proportionnelle à la différence des deux tensions d'entrées. Il est caractériser par :

- Une impédance d'entrée assez importante pour empêcher les déséquilibres d'impédance de contact électrode-peau et éviter les chutes de tension.
- Un gain réglable.
- Une impédance de sortie très faible.
- Un taux de rejection en mode commun élevé pour éliminer la tension en mode commun créée par les interférences.

Le circuit standard est un amplificateur d'instrumentation à 3 aop, caractérisé par une réjection en mode commun plus de 60dB, représenté sur la figure suivante.

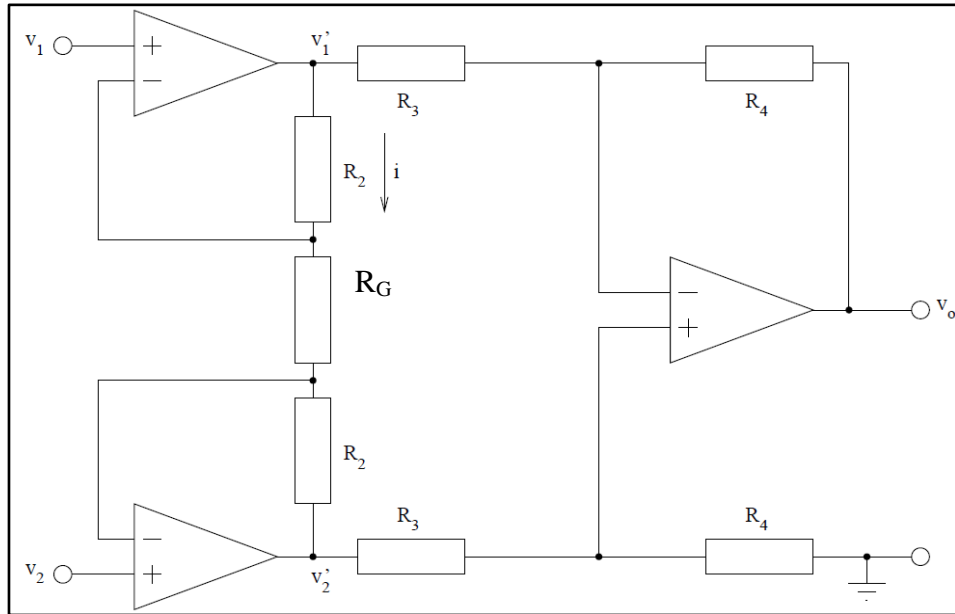


Figure II.8 : Circuit standard d'amplificateur d'instrumentation du signal ECG

Le courant qui circule dans l'amplificateur d'instrumentation et les différentes tensions sont données par les relations suivantes :

$$i = \frac{v'_1 - v_1}{R_2} = \frac{v_1 - v_2}{R_G} = \frac{v_2 - v'_2}{R_2} \quad (2.1)$$

$$v'_1 = \left(1 + \frac{R_2}{R_G}\right) v_1 - \frac{R_2}{R_1} v_2 ; \quad v'_2 = \left(1 + \frac{R_2}{R_G}\right) v_2 - \frac{R_2}{R_G} v_1 \quad (2.2)$$

$$v'_2 - v'_1 = (v_2 - v_1) \left(1 + \frac{2R_2}{R_G}\right); \quad (2.3)$$

Donc l'étage de pré-amplification donnera un gain dit gain différentiel :

$$\mathbf{A_d} = \mathbf{1} + \frac{2R_2}{R_G}, \text{ c'est un gain réglable par une seule résistance : } R_G.$$

Pour la tension de mode commun v_{cm} ; si : $v_2 = v_1 = v_{cm}$ alors $v'_2 = v'_1 = v_{cm}$, il on résulte un gain en mode commun $\mathbf{A_{cm}} = \mathbf{1}$

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

$$TRMC = 20 \log \left| \frac{A_d}{A_{cm}} \right| ; \quad (2.4)$$

Il est de l'ordre de 80 à 100 dB.

L'étage final d'amplificateur de différence génère un signal de sortie :

$$v_0 = \left(1 + \frac{2R_2}{R_G}\right) \left(\frac{R_4}{R_3}\right) (v_2 - v_1) \quad (2.5)$$

Pour notre circuit, on a utilisé l'amplificateur d'instrumentation AD620. La résistance R_G reliée entre la pte 1 et la pte 8 pour contrôler le gain sous la formule suivante :

$$G = \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{R_G} + 1 \quad (2.6)$$

L'AD620 offre une puissance inférieure d'un courant d'alimentation maximale très réduit de 1.3mA, vu qu'il dispose de 8 broches ; ce qui en fait un bon choix d'alimentation par batterie pour des applications portables. Avec sa grande précision, est idéal pour une utilisation dans l'acquisition des données de précision.

Par ailleurs le faible bruit, faible courant de polarisation d'entrée et de faible puissance de l'AD620 fait qu'il est bien adapté aux applications médicales. [12]

II.3.2. le compteur :

II.3.2.1. Généralités sur les compteurs :

Un compteur est un circuit séquentiel qui permet de dénombrer des impulsions appliquées sur son entrée d'horloge (clk : clock) et de restitué sur ces sorties des informations sous forme binaire .A chaque impulsion l'état du compteur est modifié et entre deux impulsions son état reste stable ,un compteur est donc aussi une sorte de registre mémoire .Un compteur doit démarrer vide ou plein suivant l'utilisation , l'entrée RAZ ou CLR ou MR ou R sert de remise à zéro. L'entrée CE (count enable) servant à valider le circuit ou interrompre le comptage.

La valeur numérique est disponible à la sortie du circuit en binaire naturel pour un compteur binaire et en BCD (Binaire Codé Décimal) pour un compteur décimal.

Les événements comptés sont les fronts montants ou descendants du signal d'horloge appliqué à l'entrée du circuit.

Le symbole d'un compteur est :

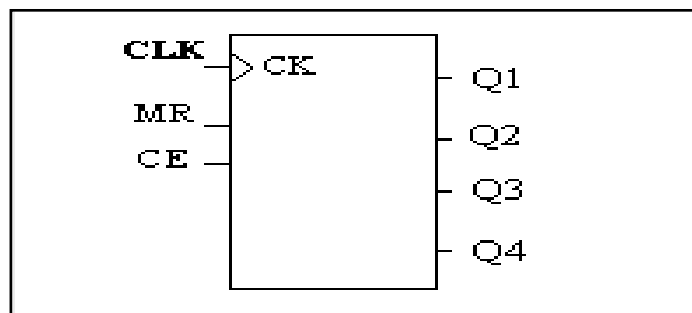


Figure II.9: Symbole générale d'un compteur.

II.3.2.1.a Compteur asynchrone :

Le compteur asynchrone est basé sur le diviseur de fréquence. Il s'agit d'une simple bascule D dont la sortie inversée est envoyée sur son entrée D. Ainsi, à chaque front montant de l'entrée d'horloge, la donnée transférée sur la sortie est complémentée. La fréquence du signal est donc divisée par deux :

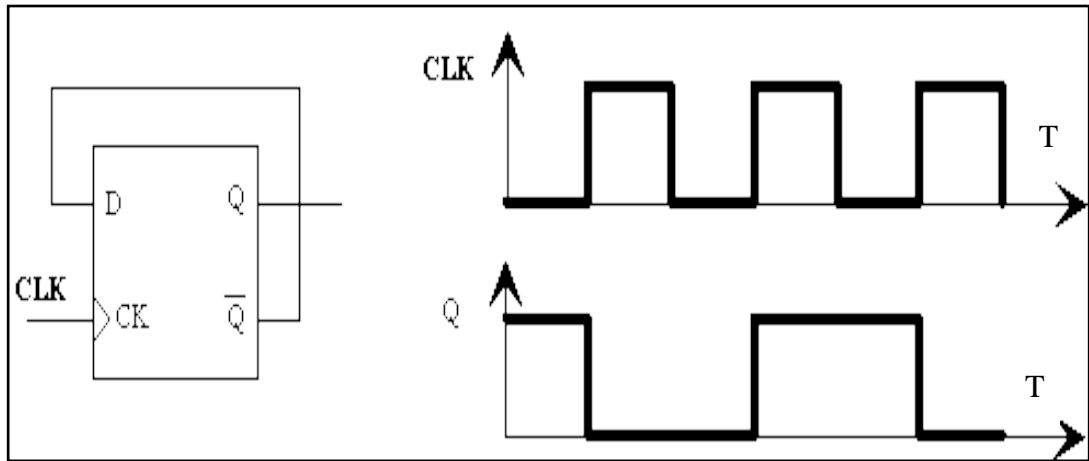


Figure II.10 : Diagramme compteur asynchrone.

Avec : CLK : clock (l'horloge).

Q : la sortie non inversée.

T : le temps.

Un compteur asynchrone est simplement constitué de plusieurs diviseurs de fréquences (autant que de bits requis).

Si l'on désire un compteur, les entrées d'horloge doivent être actives sur front descendant.

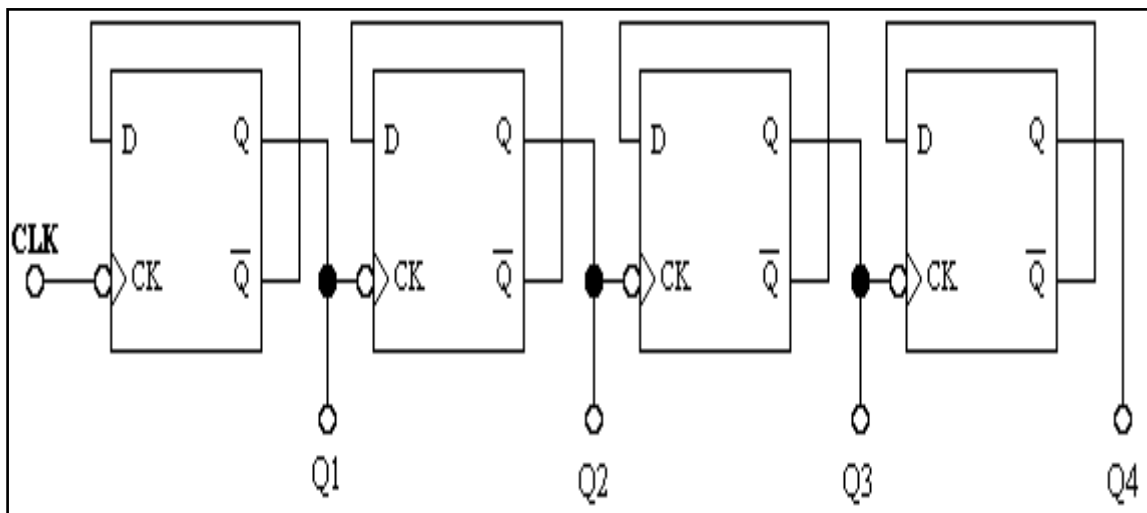


Figure II.11 : Compteur asynchrone 4 bits.

Cela conduit au résultat suivant :

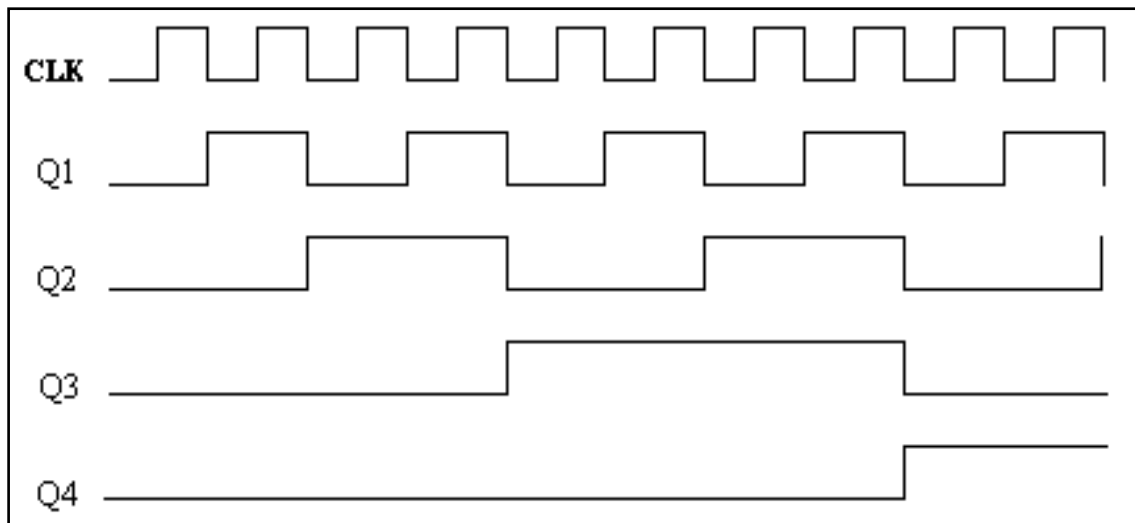


Figure II.12 : diagramme des 4 sorties du compteur asynchrone.

Avec : CLK : clock (l'horloge).

Q1 : la 1^{ère} sortie.

Q2 : la 2^{ème} sortie.

Q2 : la 3^{ème} sortie.

Q2 : la 4^{ème} sortie.

Comme on peut le constater, Q1 Q2 Q3 Q4 sont successivement égales à 0000, 0001, 0010, ..., 1111, c'est-à-dire 0, 1, 2, ..., 15. Bien sûr ce cycle continue indéfiniment, aussi longtemps que le signal d'horloge est présent. C'est la façon la plus simple de réaliser un compteur, et bien sûr ce type de compteur est disponible sous forme de divers circuits intégrés prêts à l'emploi.

II.3.2.1.a. Compteur synchrone :

Dans un compteur synchrone, les bascules changent d'état simultanément, car elles sont pilotées par le même signal d'horloge.

La façon la plus simple d'implémenter un compteur synchrone c'est d'utiliser des bascules T au lieu des bascules D. Une bascule T est très semblable à une bascule D. La différence est que l'entrée D (Donnée) est remplacée par une entrée T (Toggle) qui contrôle le changement d'état de la bascule. Si T=0, la sortie garde sa valeur (0 ou 1) d'une période d'horloge à la suivante. Si T=1, la bascule change d'état d'une période d'horloge à la suivante (Elle passe à 1 si elle était à 0, ou à 0 si elle était à 1).

Voici un exemple de compteur synchrone 4 bits :

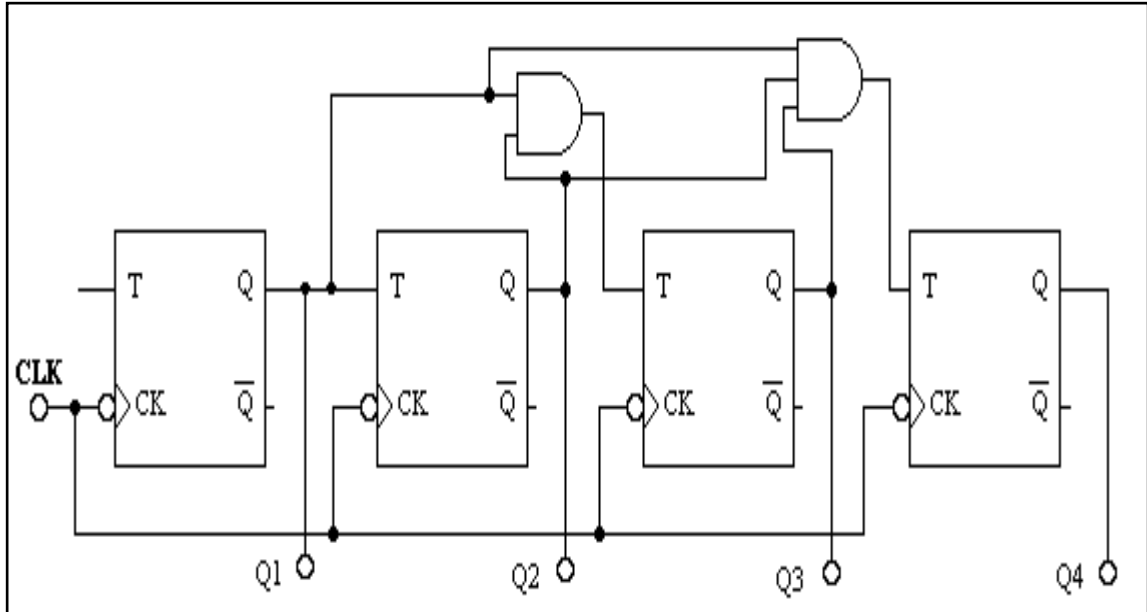


Figure II.13 : Compteur synchrone 4 bits.

Les chronogrammes sont similaires à ceux des compteurs asynchrones .Notez que les signaux Set et Reset, omis pour raison de clarté, sont néanmoins nécessaires pour être au moins en mesure de remettre toutes les sorties à 0 à la mise sous tension.

Certains compteurs ont même des entrées pour brancher une résistance et un condensateur pour réaliser un oscillateur comme le 4060. (Voir annexe 5) [13]

II.3.2.2. Le CD4060 :

C'est un compteur binaire à 14 broches et oscillateur. Il comporte les portes logiques nécessaires pour réaliser -à l'aide d'un circuit RC ou d'un quartz extérieur- un oscillateur.

Le circuit comporte également pour la partie compteur, 14 bascules en cascade, qui divisent chacune par 2 le nombre d'impulsions entrantes.

Ce circuit comporte en outre, une entrée de remise à zéro générale, active au niveau haut (RAZ). Un niveau logique haut sur cette entrée, initialise tous les étages et force toutes les sorties au niveau logique bas.

L'action d'un trigger de Schmitt sur l'entrée des impulsions autorise des temps de montée et de descente quelconques.

Chaque sortie est bufférisée et peut fournir quelque milliampère au maximum.

II.3.2.2.a. Montages avec oscillateur RC :

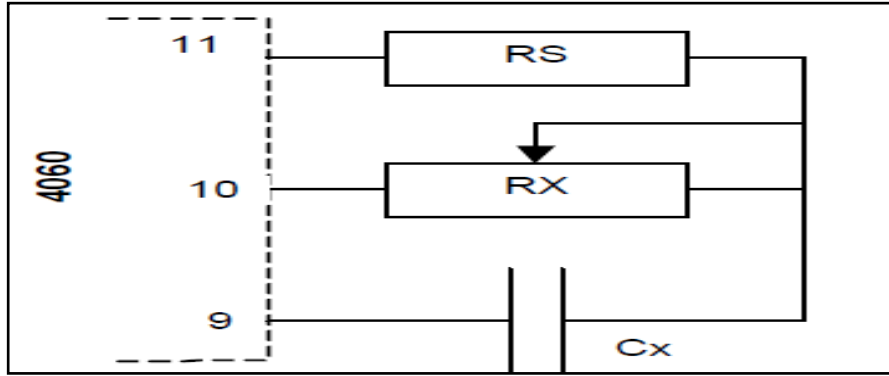


Figure II.14 : montage avec oscillateur RC.

Dans ce montage l'oscillateur constitué à l'extérieur du 4060 par un réseau RC a pour période $T=2.3 \cdot R_x \cdot C_x$.

R_s peut prendre toutes les valeurs entre $2 \cdot R_x$ et $10 \cdot R_x$.

Avec, $1M\Omega > R_x > 10k\Omega$

II.3.2.2. b. Montages avec oscillateur à Quartz :

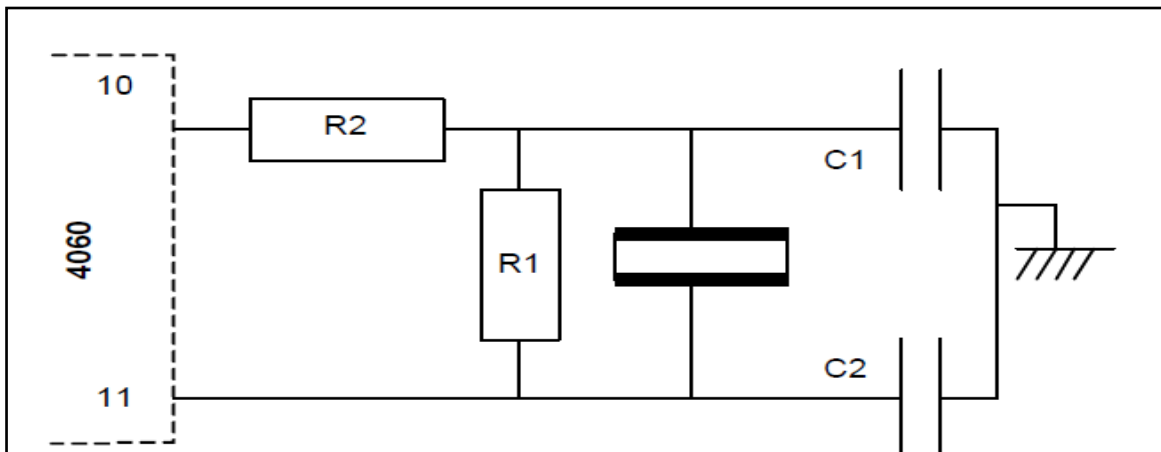


Figure II.15 : Montages avec oscillateur à Quartz.

[14]

II.3.2.2.b.1. Le quartz



Figure II.16 : Un Quartz cylindrique.

C'est un composant dit passif, qui a la particularité de vibrer (résonner) à une fréquence bien particulière et très stable. Il intervient dans la réalisation d'oscillateurs, d'horloge, de compteur, de fréquencesmètre, et en général de tout équipement pour lequel la précision

temporelle est importante. Le quartz peut également être utilisé dans la réalisation de filtres réjecteurs à largeur de bande étroite et à fort taux de réjection (d'atténuation).

II.3.2.2.b.2. Usages du quartz:

Les quartzs sont utilisés dans tous les équipements d'émission genre CB, émetteurs FM, micro sans fils de qualité, Talky Walky, dans les ordinateurs. Dans certains équipements vidéo aussi, tels que les codeurs, ou un quartz de 4.43MHz est utilisé pour la sous -porteuse couleur (chroma).

On peut aussi trouver des quartzs dans les équipements audio assurant des conversions analogique vers numérique (ou l'inverse). La fréquence d'oscillation du quartz n'est pas forcément utilisée directement, elle peut être divisée pour obtenir une valeur de façon plus facile.

Un exemple pratique et moins technique : prenez l'exemple d'une montre à quartz, elle contient un quartz (en général de 32.768KHz) qui permet un cadencement précis de l'heure. Divisez successivement par 2 la valeur de ce quartz, jusqu'à ce que le résultat ne soit plus un entier, on obtient 1Hz et 1hertz correspond à une période de 1 seconde, qui pourrait bien servir de base de temps.

II.3.2.2.b.3. Fonctionnement du quartz :

Un quartz est un élément mécanique qui présente des caractéristiques lui permettant de vibrer à une ou plusieurs fréquences bien déterminées. Quand on dit vibrer, c'est bien à une vibration mécanique que l'on fait allusion. Cette vibration mécanique peut s'amorcer quand on tapote (doucelement) le quartz mais ne peut rester entretenue ; elle disparaît rapidement une fois le choc passé. Pour que le quartz continue de vibrer (d'osciller), il faut le soumettre à un courant électrique qui le stimule. Et si le circuit électronique dans lequel on le place répond à des critères suffisants, le quartz entre en résonance (il se met à osciller) et le reste. Le principe d'un oscillateur à quartz est justement de fournir l'énergie nécessaire au quartz pour entre en oscillation et le reste. [15]

II.3.2.3. Le double compteur décimal CD4518 :

Description générale :

Le 4518 est un double compteur décimale. Le compteur possède une entrée d'horloge active à l'état haut (nCP0) et à l'état bas (nCP1). Les sorties des quatre positions [NQ0 à NQ3] sont amplifiées. Le compteur avance soit sur la haute transition (nCP0) soit la basse (Ncp1), les deux peuvent être utilisés comme entrées de validation du compteur. [16]

II.3.2.4. LE COMPTEUR DÉCODEUR CD4026 : (voir annexe 7)

Description générale :

C'est un circuit intégré très utile puisqu'il associe plusieurs fonctions en même temps le comptage, le décodage et l'affichage 7 segments. Il peut attaquer directement les sept segments d'un afficheur sans intercaler des résistances de limitation. On peut brancher par exemple trois circuits pour réaliser un comptage allant jusqu'à 999.

Caractéristiques :

- Tension d'alimentation de 3 a 18v.
- L'intensité de sortie peut atteindre 20mA (sous une tension de 10v).
- Fréquence maximale pour le comptage 6Mhz. [17]

II.3.2.5. L'afficheur 7segments :

II.3.2.5.a. Définition :

Comme son nom l'indique, l'afficheur 7 segments possède 7 segments. Un segment c'est une portion de l'afficheur, qui est allumée ou éteinte pour réaliser l'affichage. Cette portion n'est en fait rien d'autre qu'une LED qui au lieu d'être ronde comme d'habitude est plate et encastré dans un boîtier. On dénombre donc 8 portions en comptant le point de l'afficheur (mais il ne compte pas en tant que segment à part entière car il n'est pas toujours présent). (Voir figure II.12):



Figure II.17 : Un afficheur 7 segments.

En général, un afficheur à 7 segments se programme sur 4 bits grâce à 4 entrées conformément à la table de vérités suivante :

Affichage	Entrée 1	Entrée 2	Entrée 3	Entrée 4
0	0	0	0	0
1	0	0	0	1
2	0	0	1	0
3	0	0	1	1
4	0	1	0	0
5	0	1	0	1
6	0	1	1	0
7	0	1	1	1
8	1	0	0	0

9	1	0	0	1
A	1	0	1	0
B	1	0	1	1
C	1	1	0	0
D	1	1	0	1
E	1	1	1	0
F	1	1	1	1

Tableau II.1 : Table de vérité d'un afficheur 7 segments.

II.3.2.5.b.Cathode commune ou Anode commune :

Dans le cas d'un afficheur à cathode commune, toutes les cathodes sont reliées entre elles en un seul point lui-même connecté à la masse. Ensuite, chaque anode de chaque segment sera reliée à une broche de signal. Pour allumer chaque segment, le signal devra être une tension positive. En effet, si le signal est à 0, il n'y a pas de différence de potentiel entre les deux broches de la LED et donc elle ne s'allumera pas. Si nous sommes dans le cas d'une anode commune, les anodes de toutes les LED sont reliées entre elles en un seul point qui sera connecté à l'alimentation. Les cathodes elles seront reliées une par une aux broches de signal. [18]

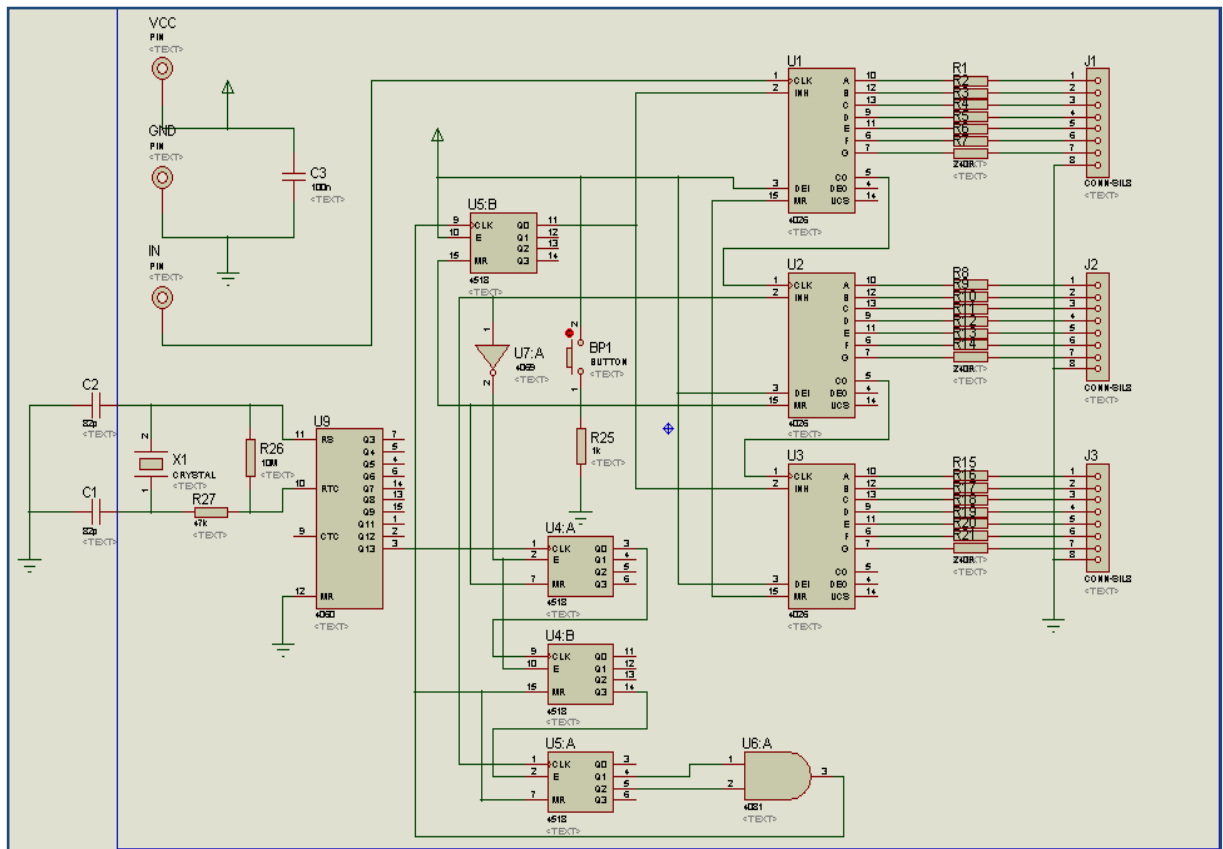


Figure II.18 : Circuit complet du compteur.

II.3.3. l'alarme :

Comme dernier étage de notre réalisation, l'alarme visuelle et sonore :

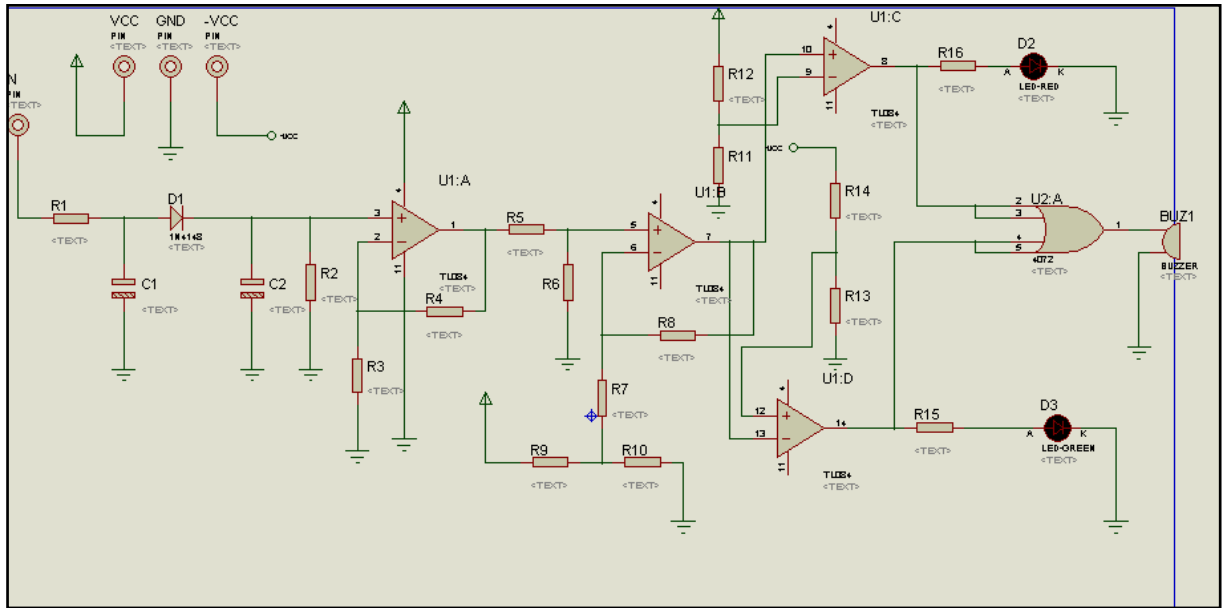


Figure II.19 : Circuit d'alarme

II.3.3.1. Convertisseur fréquence/tension :

Il est nécessaire d'avoir une tension continue qui attaque le comparateur à fenêtre, d'où vient l'utilisation d'un convertisseur fréquence tension. Notre convertisseur comporte un filtre passe bas, un détecteur d'enveloppe et d'un étage d'amplification.

II.3.3.1.a. Filtre passe bas :

Le filtre passe bas assure plusieurs taches comme le filtrage en premier lieu. Dans cette partie, on l'utilise afin de convertir la fréquence de notre signal en tension continue.

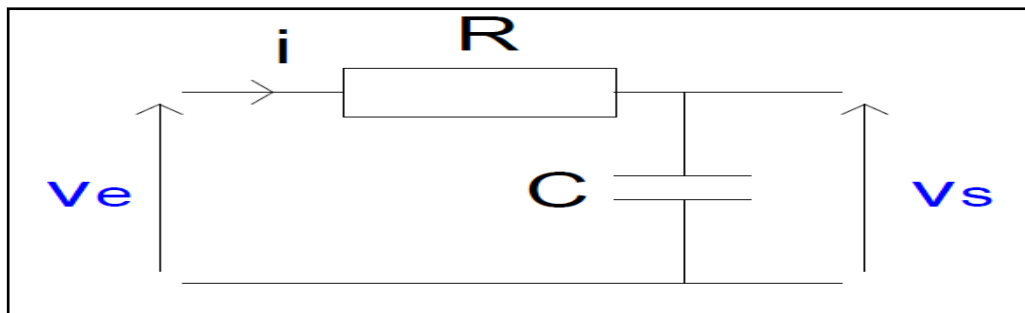


Figure II.20 : Filtre passe bas 1^{ère} ordre

Un filtre passe-bas est un dispositif qui possède une réponse en fréquence relativement constante (gain fixe) aux basses fréquences et un gain décroissant aux fréquences supérieures à la fréquence de coupure. La décroissance plus ou moins rapide dépend de l'ordre du filtre. La résistance et le condensateur se comportent comme un diviseur de tension idéal. [19] [20]

$$\frac{Vs}{Ve} = \frac{1}{1 + jRC\omega} \quad (2.7)$$

Avec, $\omega = 2\pi f$ (2.8)

II.3.3.1.b.Détecteur d'enveloppe :

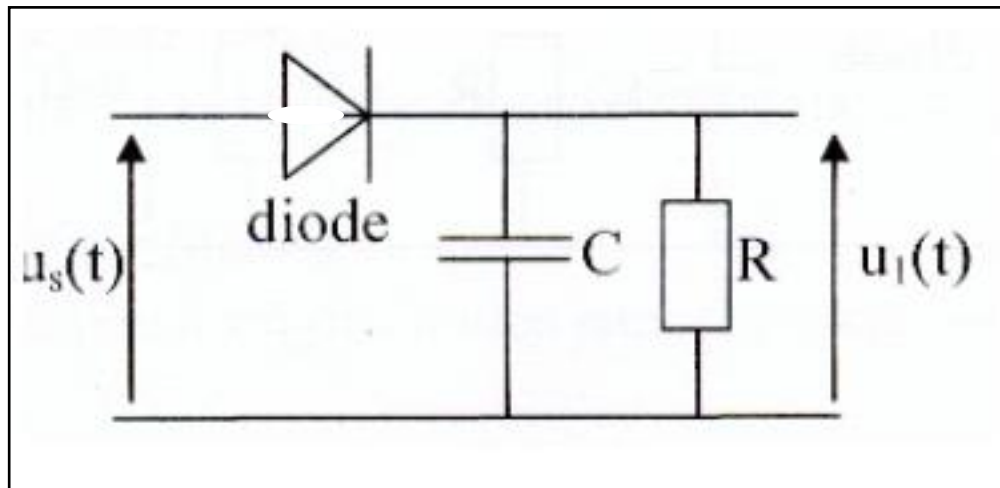


Figure II.21 : Détecteur d'enveloppe

La diode est associée à un condensateur et une résistance monte en dérivation l'un par rapport à l'autre. Ce circuit RC permet de détecter l'enveloppe.

- Pour les alternances positives la diode est passante et la tension aux bornes du condensateur est égale à celle du signal modulé.
- Lorsque la diode est bloquée, le condensateur se décharge a travers la résistance suivant la constante de temps $\tau=RC$.

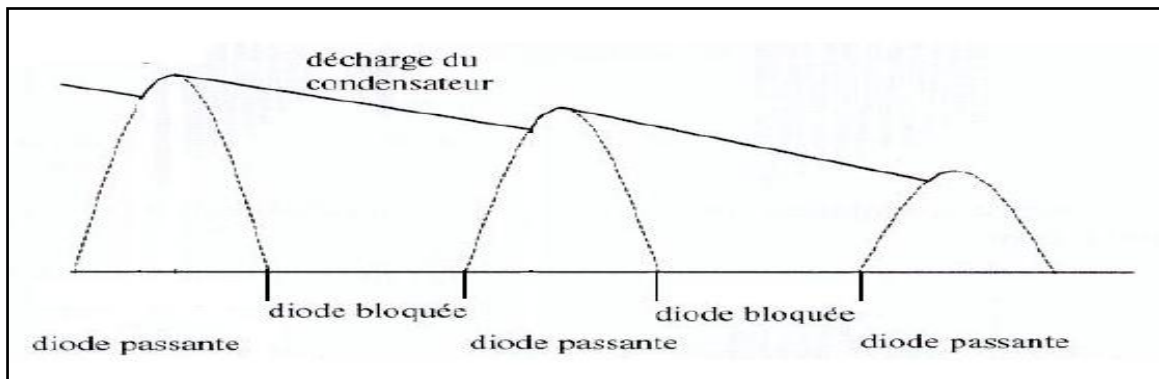


Figure II.22 : Sortie du détecteur d'enveloppe

[21]

II.3.3.1.c. Amplificateur non-inverseur :

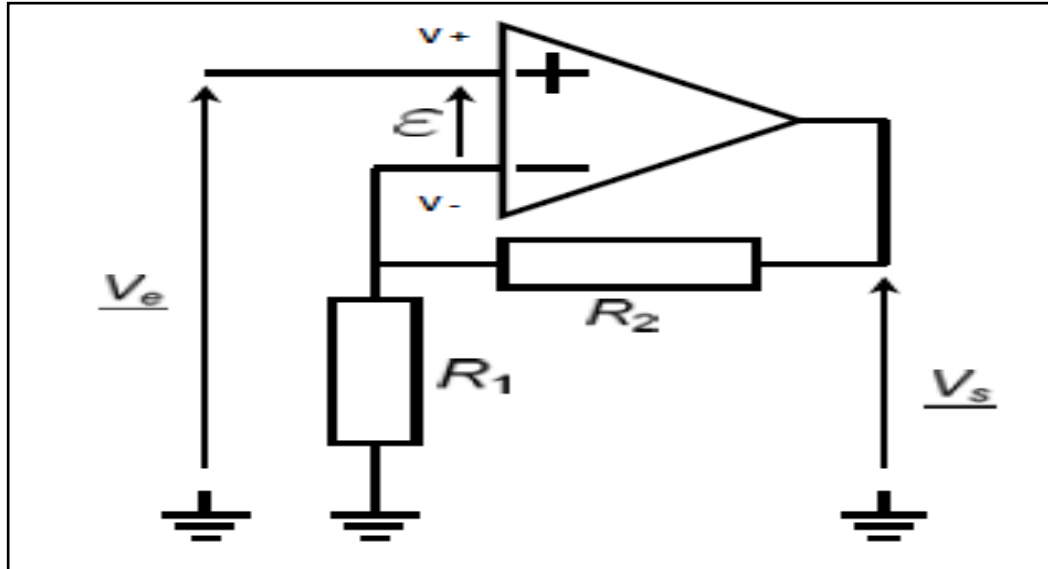


Figure II.23 : Ampli non-inverseur

Le gain en tension est toujours positif et supérieur à 1.

La résistance d'entrée de ce montage est très grande. Théoriquement si le courant d'entrée est nul, cette résistance d'entrée serait infinie.

$$\frac{V_e}{I_e} = R_{e_{théorique}} = \infty \quad (2.9)$$

$$V^- = V^+ \quad (2.10)$$

$$\frac{R_1}{R_1 + R_2} V_s = V_e \quad (2.11)$$

$$\frac{V_s}{V_e} = \frac{R_1 + R_2}{R_1} \quad (2.12)$$

$$\Rightarrow \frac{V_s}{V_e} = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (2.13)$$

[22]

II.3.3.1.d. Amplificateur soustracteur :

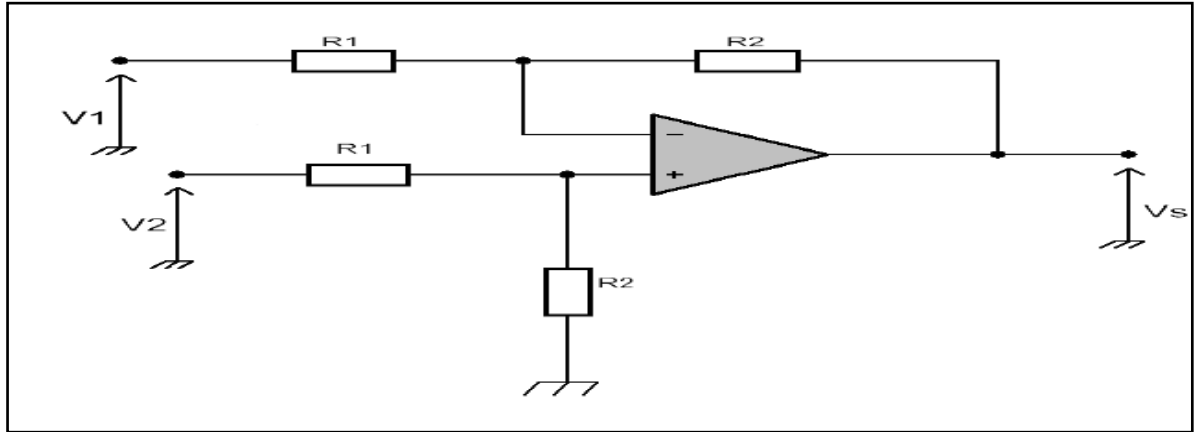


Figure II.24 : Amplificateur soustracteur

Le montage, sous sa forme classique, amplifie donc la différence des tensions d'entrée V_1 et V_2 par un gain R_2/R_1 . Si l'on choisit $R_2=R_1$, la tension de sortie V_s est égale à la différence V_2-V_1 .

V_+ est obtenue via un pont diviseur de tensions, la tension V_- par le théorème de Millman :

$$V_+ = V_2 * \left(\frac{R_2}{R_1 + R_2} \right) \quad (2.14)$$

$$V_- = \frac{\frac{V_1}{R_1} + \frac{V_s}{R_2}}{\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2}} = \frac{\frac{V_1 * R_1}{R_1 + R_2} + \frac{V_s * R_1}{R_1 + R_2}}{\frac{R_1 + R_2}{R_1 * R_2}} = \frac{V_1 R_1 + V_s R_1}{R_1 + R_2} \quad (2.15)$$

Or $V_+ = V_-$, (2.16)

⇒ $\frac{V_2 * R_2}{R_1 + R_2} = \frac{V_1 R_1 + V_s R_1}{R_1 + R_2}$ (2.17)

⇒ $\frac{V_s * R_1}{R_1 + R_2} = (V_2 - V_1) \frac{R_2}{R_1 + R_2}$ (2.18)

Alors, (2.19)

$$V_s = \frac{R_2}{R_1} (V_2 - V_1).$$

Si $R_1=R_2$ ⇒ $V_s = (V_2 - V_1)$ le soustracteur est parfait. [23]

II.3.3.2. Comparateur à fenêtre :

Un comparateur à fenêtre fonctionne lui aussi en non linéaire mais il possède 2 amplificateurs montés côte à côte. La fonction du comparateur à fenêtre consiste à détecter si l'amplitude d'un signal est à l'intérieur ou à l'extérieur d'une « fenêtre » définie par un seuil haut et un seuil bas. [24]

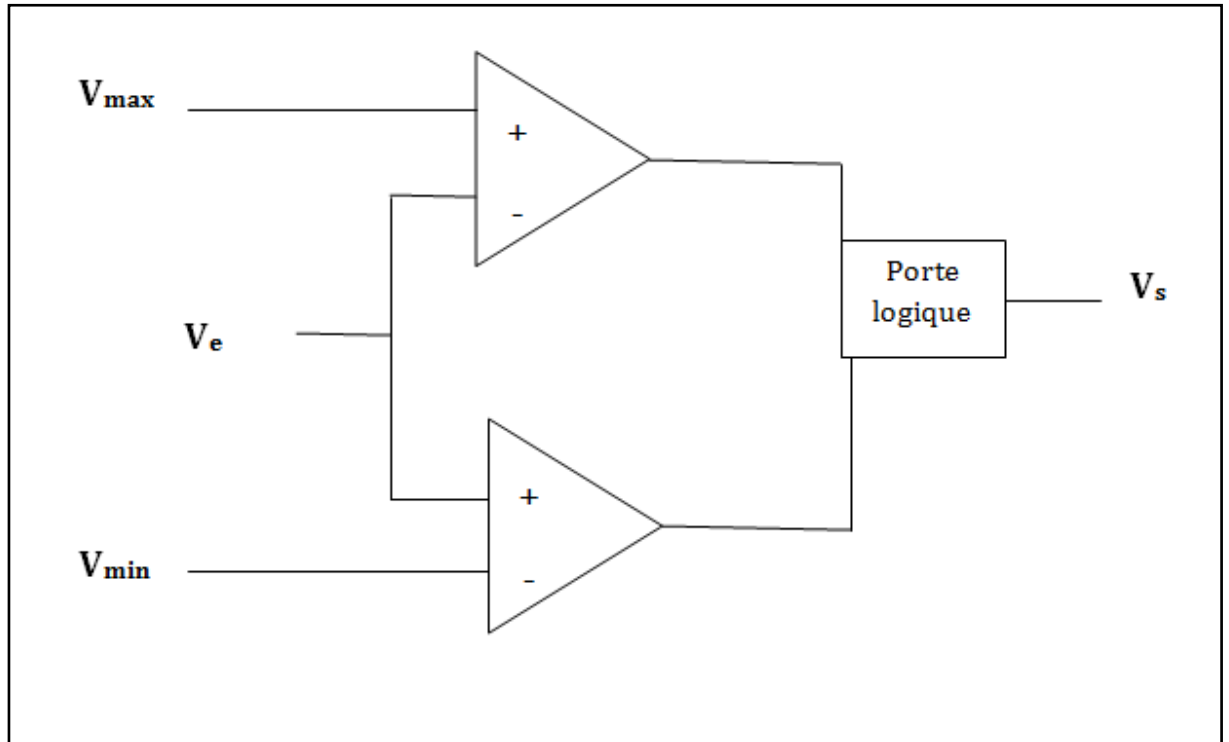


Figure II.25 : Comparateur à fenêtre

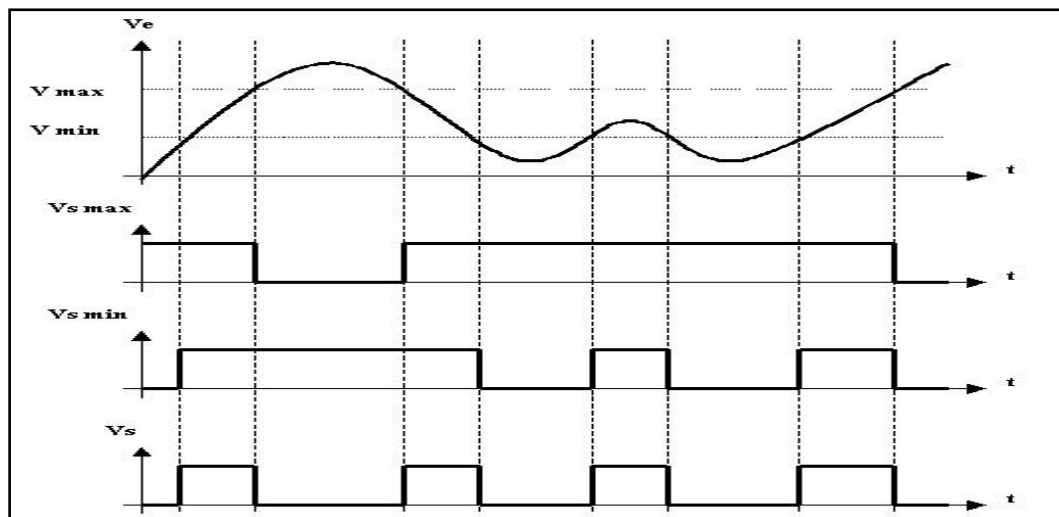


Figure II.26: Exemple d'une fonction de comparateur à fenêtre.

II.3.3.3. l'alarme (sonore et visuelle) :

II.3.3.3.a. l'alarme sonore (buzzer) :

Un buzzer est un élément électromécanique ou électronique qui produit un son quand on lui applique une tension. Certains nécessitent une tension continue (buzzers électromécaniques), d'autres nécessitent une tension alternative (transducteurs piézo-électrique).

Buzzer piézo-électrique avec oscillateur intégré :

Il s'agit simplement de l'assemblage dans un même boîtier, d'un transducteur piézo-électrique et d'une électronique de commande (générateur de signal rectangulaire). Le tout s'alimente alors avec une simple tension continue, généralement comprise entre 3V et 20V, et requiert un courant compris entre 10 mA et 30 mA (la consommation du buzzer dépend principalement de la tension utilisée). La mise en œuvre d'un tel buzzer devient donc aussi facile qu'avec un buzzer électromécanique. [25]



Figure II.27: Modèles buzzer piézo-électrique.

II.3.3.3.b. L'alarme visuelle (LED):

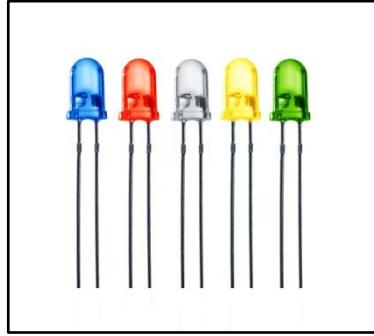


Figure II.28 : LEDs avec différents couleurs.[27]

LED signifie « light emitting diode » ou diode électroluminescente (DEL). Une LED est un semi-conducteur (diode) qui émet de la lumière quand du courant le traverse.

Les matériaux semi-conducteurs que les LED utilisent transforment l'énergie électrique en un rayonnement électromagnétique visible, c'est-à-dire en lumière. Le stimulant est donc le courant électrique qui passe par la diode (plus spécifiquement par la jonction). La diode que traverse le courant électrique est – comme toutes les diodes – unidirectionnelle, la lumière n'apparaîtra que si un courant continu la traverse dans la 'bonne' direction, à savoir de l'anode (pôle positif) à la cathode (pôle négatif).

La quantité de lumière générée est à peu près proportionnelle à la quantité de courant qui traverse la diode.

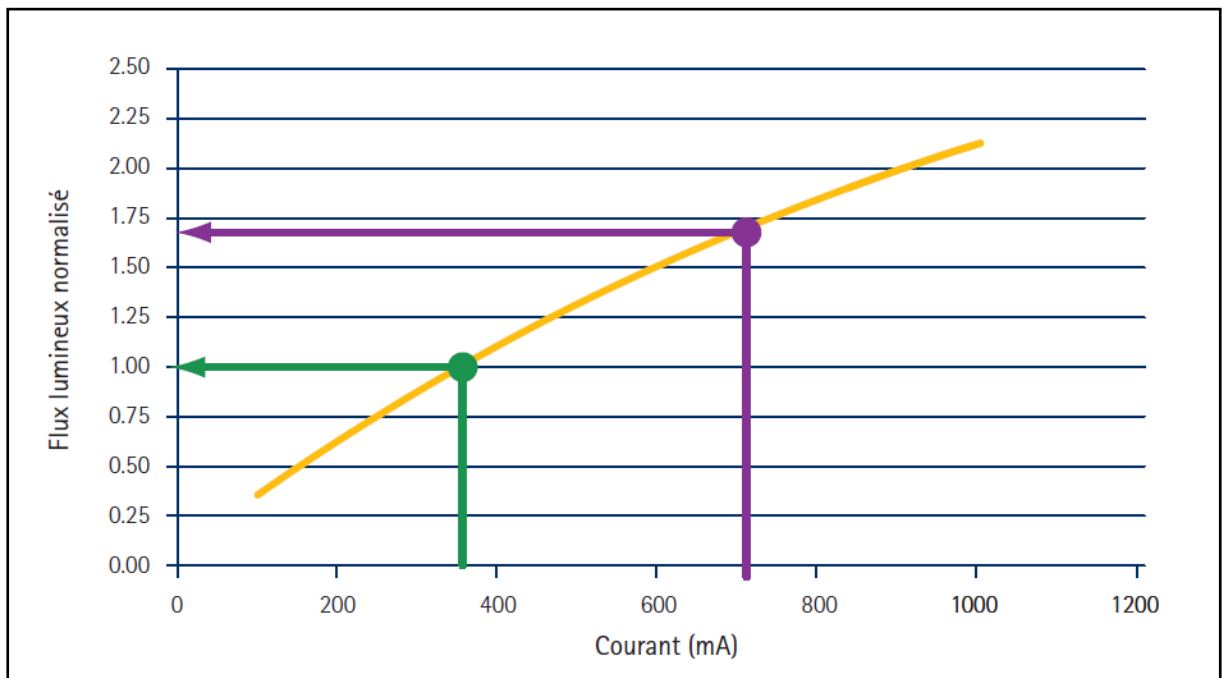


Figure II.29 : influence du courant sur le flux lumineux.

La LED émet une lumière monochromatique. La couleur de la lumière dépend des matériaux utilisés pendant la production. Il peut s'agir de toutes les couleurs saturées du spectre visible, du violet au rouge en passant par le bleu et le vert. [26]

II.3.4.Circuit d'alimentation :

Ce circuit convient pour alimenter tous les circuits utilisés pour la réalisation du cardio-tachymètre, qui nécessitent une alimentation symétrique, c'est-à-dire une alimentation double, avec une branche positive et une branche négatives (tension de sortie fixe).

Elle fait appel à des régulateurs de tension de type LM7815 et LM7915. Les tensions sont donc fixées ici à +/-12.

Choix de la tension de sortie :

La tension de sortie est déterminée par le choix des régulateurs de tension U1 (pour la branche positive), et U2 (pour la branche négative). Si vous souhaitez d'autres tensions de sortie, il faudra d'une part prendre des régulateurs qui correspondent à la tension de sortie désirée, et d'autre part utiliser un transformateur dont les tensions de secondaire seront adaptées elles aussi à ce que vous voulez. Pour notre montage, on a utilisé un transformateur de modèle doté de secondaires 12V, et des régulateurs 7812 pour U1 et 7912 pour U2.

78XX pour les régulateurs positifs, 79XX pour les régulateurs négatifs. Les deux derniers chiffres indiquent simplement la tension de sortie régulée.

Choix du transformateur :

Le transformateur peut posséder soit un enroulement unique avec point milieu, soit deux enroulements totalement séparés, qu'on raccorde au centre pour créer le point milieu.

Les régulateurs :

Il faut bien noter que les pattes d'entrée et de masse ne sont pas identiques pour le régulateur positif LM78XX et le régulateur négatif LM79XX. [27]

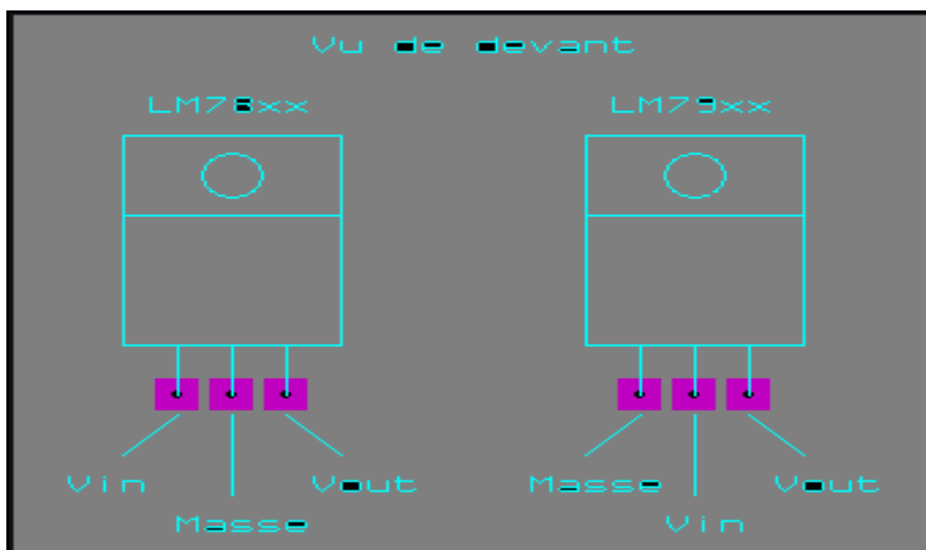


Figure II.30 : Le LM78XX et le LM79XX.

II.4 Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons cité les différents circuits que nous allons utiliser pour la réalisation du cardio-tachymètre qui sont réalisés autour du circuit XR2206 et le AD620, un filtre passe bas, un compteur et des afficheurs 7 segments...etc.

Dans le prochain chapitre on va entamer la partie pratique et décrire les différentes étapes de la réalisation pratique de notre cardio-tachymètre.

Chapitre III :

Chapitre III : Etude pratique du cardio-tachymètre.

III.1.Introduction :

Dans ce chapitre, on va aborder la mise en œuvre du circuit qui va générer des impulsions de fréquence variable et similaire à celle des battements du cœur, afficher le nombre des impulsions par minute et provoquer éventuellement une alarme à l'aide d'un buzzer.

Le principe est de réaliser un système comportant un générateur d'impulsions de même fréquence que le signal ECG (électrocardiogramme) dans le cas normal et des deux cas pathologiques (tachycardie, bradycardie) : notre système va afficher le nombre des impulsions comme étant le nombre des battements cardiaques par minutes, et l'alarme va donner l'alerte lors d'abaissement ou d'augmentation du rythme cardiaque.

III.2.Le générateur d'impulsions :

Ce circuit est composé de trois parties distinctes :

- Un générateur du signal carré.
- Un circuit générant les impulsions.
- Un circuit d'amplification.

Le signal carré est généré avec un circuit à base du circuit intégré XR2206 qui est utilisé généralement dans les GBF. Un circuit générateur d'impulsions va générer des impulsions à partir du signal carré. Un étage d'amplification est nécessaire pour obtenir une amplitude qui peut être reconnais par l'étage qui suit (le compteur).

III.2.1.Générateur du signal carré :

III.2.1.1. Fréquence d'oscillation :

Le signal de sortie du XR2206 est un signal carré de fréquence contrôlable. La meilleure manière d'obtenir la fréquence cardiaque habituellement donnée en battements par minute est de générer un signal dont la fréquence est similaire à celle évidemment calculé entre des deux pics R-R.

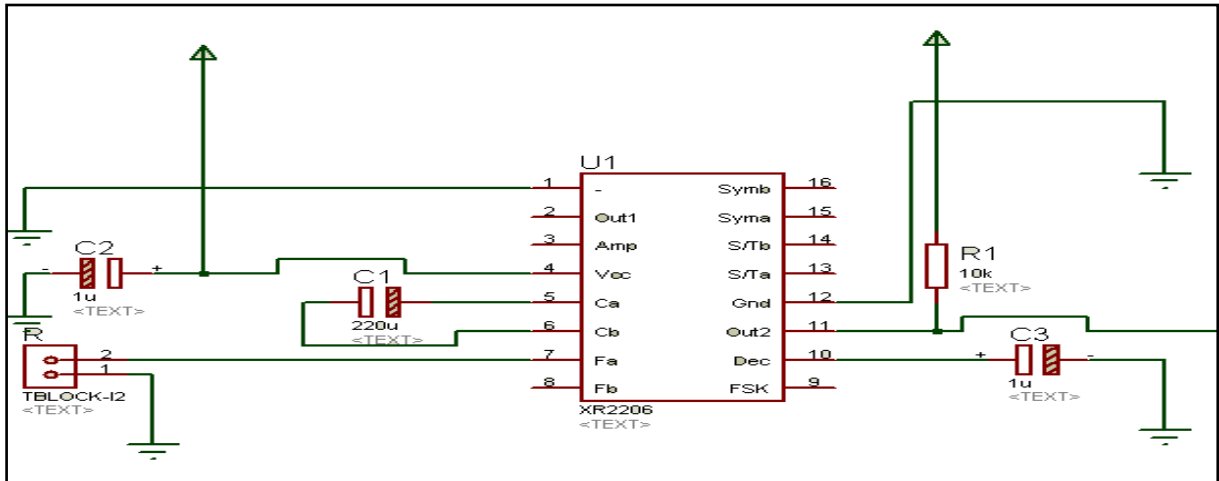


Figure III.1 : Circuit générateur du signal carré.

La fréquence du signal de sortie dépend de la valeur du condensateur "C1" relié entre les bornes 5 et 6 du circuit XR2206, et de la valeur de la résistance "R" câblée entre la borne 7 (ou 8) et la masse, selon la formule suivante : $f = 1 / (RC1)$.

Chez l'adulte en bonne santé, au repos, le pouls se situe entre 50 (sportif pratiquant l'endurance) et 100 pulsations par minute.

On calcule la fréquence cardiaque pour 50 battements par minute :

50 battements \longrightarrow 60 secondes

F_{\min} \longrightarrow 1 seconde.

Donc :

$$F_{\min} = 0.83 \text{ Hz.}$$

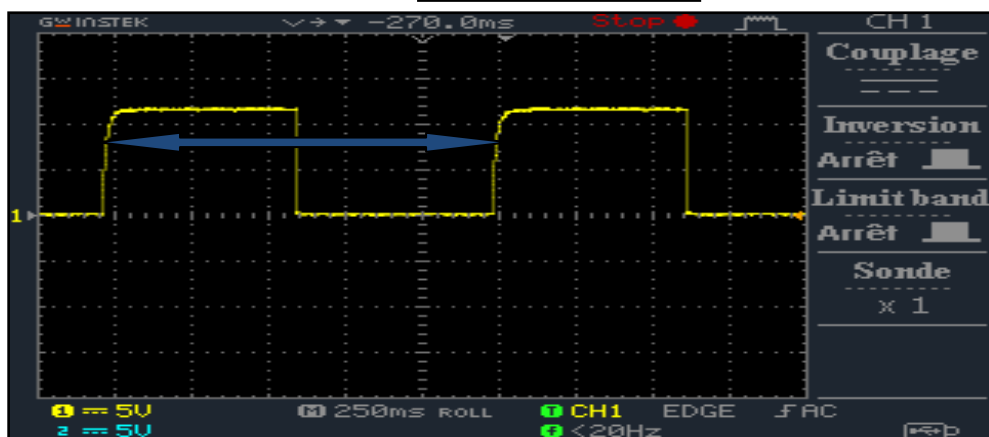


Figure III.2 : Signal carré correspond à une fréquence cardiaque de 50 battements /min.

Le signal est de 12 V d'amplitude c'est la tension d'alimentation.

On calcule la fréquence cardiaque pour 100 battements par minute :

100 battements \longrightarrow 60 secondes
 F_{\max} \longrightarrow 1 seconde.

$$F_{\max} = 1.66 \text{ Hz.}$$

Donc :

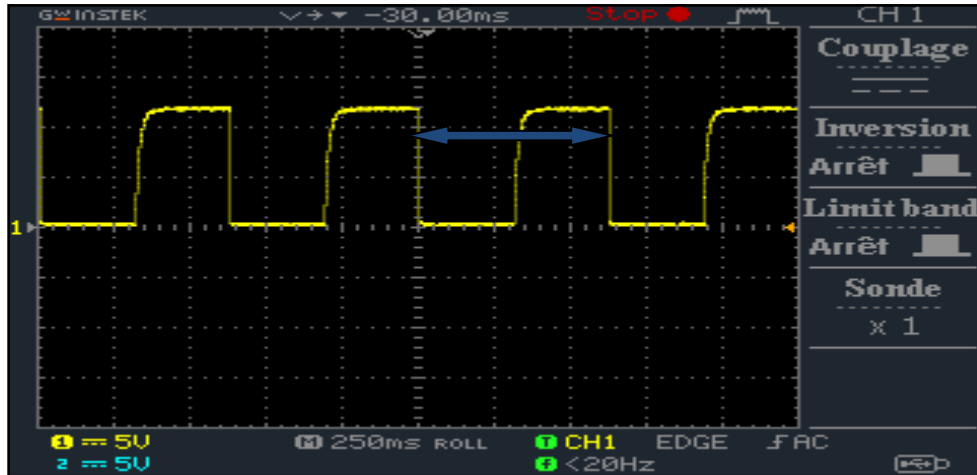


Figure III.3: Signal carré correspond à une fréquence cardiaque de 100 battements /min.

On a choisi $C1=220\mu\text{F}$ et on varie R pour varier la fréquence de notre signal.

Pour une fréquence minimale :

$$R_{\min} = \frac{1}{F_{\min} C1} = \frac{1}{0.83 \cdot 220 \cdot 10^{-6}} = 5.47 \text{ K}\Omega.$$

Pour une fréquence maximale :

$$R_{\max} = \frac{1}{F_{\max} C1} = \frac{1}{1.66 \cdot 220 \cdot 10^{-6}} = 2.73 \text{ K}\Omega.$$

Pour étudier le cas normal de la fréquence cardiaque, on utilise des résistances qui varient entre 2.7 et 5.5 K Ω .

Pour simuler une tachycardie ($F > 1.66 \text{ Hz}$), on utilise des résistances dont la valeur est inférieure à 2.7K Ω .

Pour simuler une bradycardie ($F < 0.83 \text{ Hz}$), on utilise des résistances dont la valeur est supérieure à 5.5K Ω .

Afin d'avoir cette plage de variation des valeurs de résistance on a utilisé une résistance à Décade (résistances étalons) pendant nos essais dans le laboratoire (figure III.4).

III.2.1.2. Boite à décade :



Figure III.4 : Boite de décade.

Une boîte de décade ou une boîte de résistances à décades (en anglais : decade box) est une résistance dotée d'un sélecteur qui permet de modifier l'intensité de la résistance sur une échelle de dix. Il s'agit d'une pièce préfabriquée qui peut être adaptée sur différents circuits électriques (très précise : 0.2% d'erreur).

Pour une réalisation finale on a choisi de travailler avec le circuit suivant qui contient 8 résistances de valeurs différentes de notre choix :

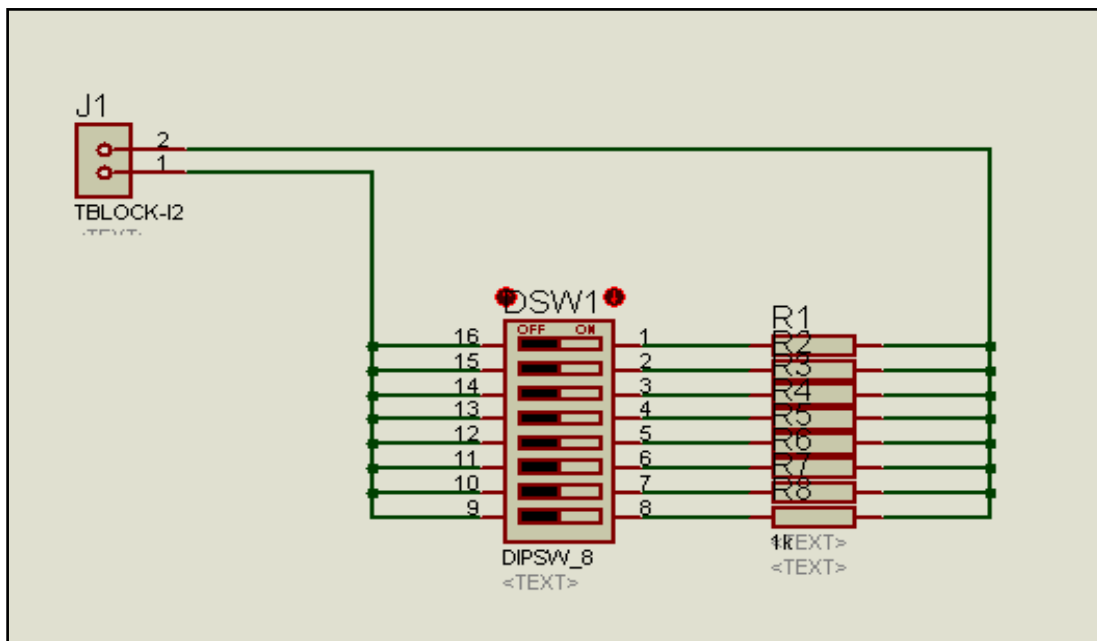


Figure III.5 : Commutateur de résistance.

III.2.2 : Circuit générateur d'impulsions :

Ce circuit va servir à générer un signal impulsionnel.

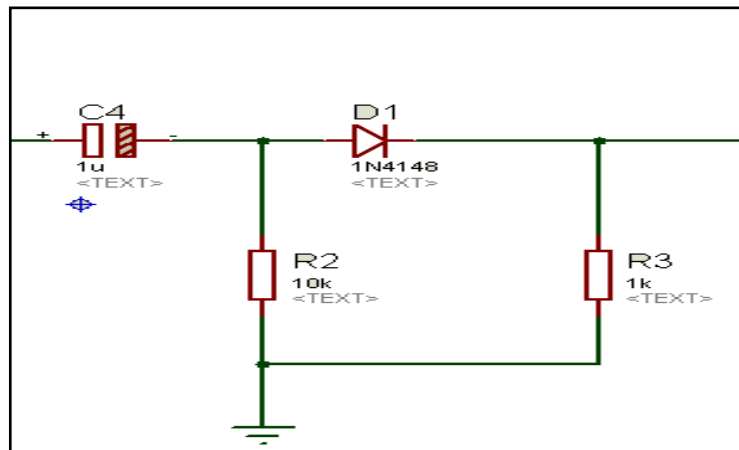


Figure III .6 : Générateur du signal impulsionnel.

La constante du temps (RC) est :

$$T = RC \quad (3.1)$$

$$T = 100.10^3 \cdot 1.10^{-6} = 0.1s$$

$T = 0.1s$ pour avoir un signal impulsionnel, sachant que l'augmentation du R et C influe sur la durée du signal ce qui donne un signal similaire à celui qui sort du XR2206.

Pour les signaux les plus faibles, on se contentera de la 1N4148, souvent appelée « diode de commutation » ou « diode petits signaux ».

La figure suivant montre la forme du signal à la sortie du diode 1N4148 :



Figure III.7 : Signal de sortie du générateur d'impulsions (unidirectionnel).

III.1.2.3 : Circuit d'amplification :

On remarque que notre signal est de faible amplitude (950 mV), et puisque l'étage qui vient de suite (le compteur) nécessite une tension supérieure ou égale à 5V, alors on a besoin d'une amplification :

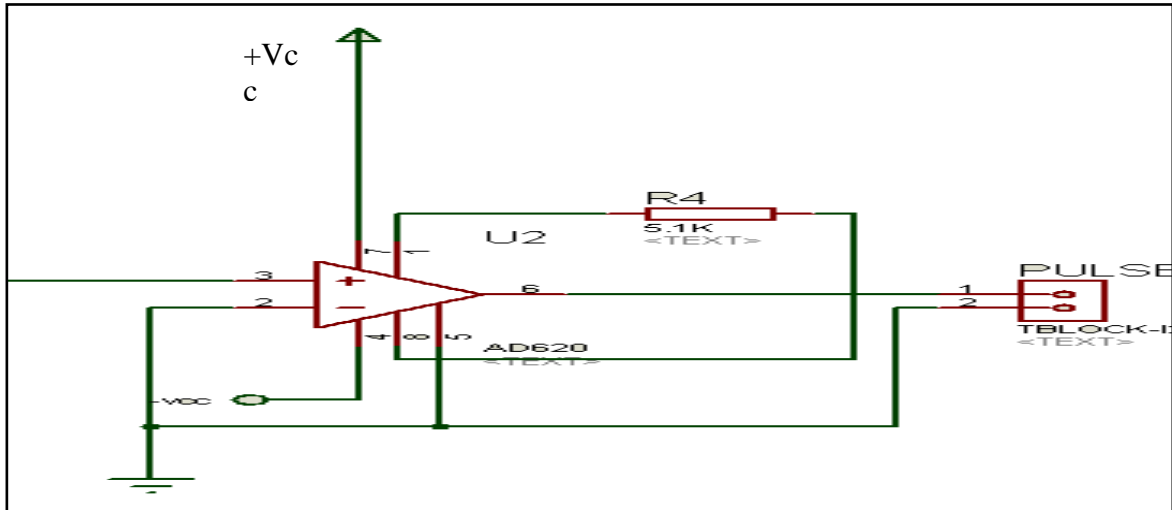


Figure III.8 : Circuit d'amplification.

La résistance R_4 reliée entre la pte 1 et la pte 8 pour contrôler le gain sous la formule suivante :

$$G = \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{R_G} + 1 \quad (3.2)$$

R_G est de $5.1 \text{ K}\Omega$, permet d'avoir un gain de :

$$G = \frac{49.4}{5.1} + 1 = 10.6$$

Le signal amplifié est de 10v.



Figure III.9 : Signal amplifié.

Le gain pratique est de :

$$G = \frac{10}{0.95} = 10.5$$

Ce train d'impulsions est utilisé par la suite comme entrée analogique d'ensemble des compteurs et va être affiché comme étant le nombre de battements cardiaques.

III.3. Le compteur :

L'idée est de réaliser une fenêtre de durée de 60 secondes dans laquelle un train d'impulsion va être compté, le nombre d'impulsion est affiché sur les 3 afficheurs.

Dans cette partie, l'utilisation du 4060 (voir annexes) sert d'avoir une base de temps d'une minute.

III.3.1. Le CD4060 :

Le CD4060 est ici utilisé à double emploi. Son premier rôle est d'assurer une oscillation avec un quartz comme élément de référence, et son second rôle est d'assurer une division multiple du signal généré pour obtenir une fréquence plus basse. Le quartz choisi est un modèle classique de 32,768 KHz de type "cylindrique allongé", utilisé quasiment à chaque fois qu'il est nécessaire de produire un signal de fréquence de 2 Hz.

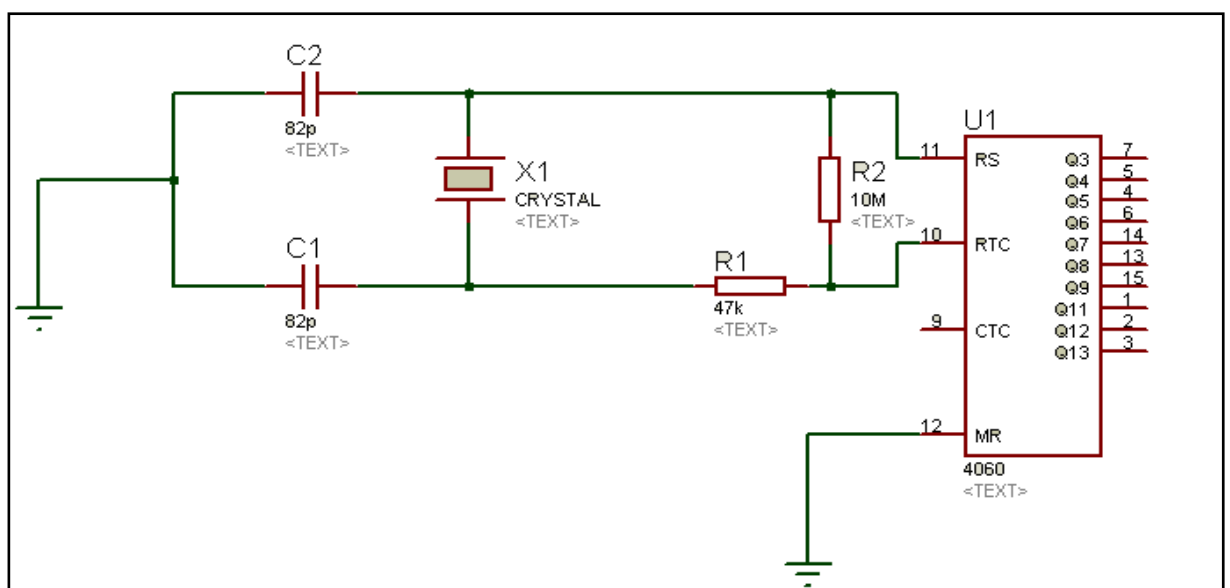


Figure III.10 : Circuit générant le signal de 2Hz.

On a utilisé le quartz X1 parce que sa fréquence, de 32768 Hz, divisée plusieurs fois par deux, permet d'obtenir un signal dont la fréquence est précisément de 1 Hz. L'avantage avec le CD4060, est qu'il contient ce qu'il faut pour constituer un oscillateur. Son inconvénient, pour le cas qui nous concerne maintenant, est de ne pas disposer d'une sortie Q14, qui aurait directement fourni un signal de fréquence 1 Hz. Au lieu de cela, la dernière sortie, Q13, délivre un signal de fréquence 2 Hz, qu'il nous faut donc diviser par deux une dernière fois. Qu'à cela ne tienne, nous prenons une bascule D contenue dans un CD4518, et nous la câblons en diviseur par deux.

N'importe quel autre circuit capable de diviser une fréquence par deux peut être utilisé en remplacement de cette bascule. La valeur de la résistance R1 est de 47K et R2 est de 10M et celle des condensateurs C1 et C2 peut être à 82 pF.

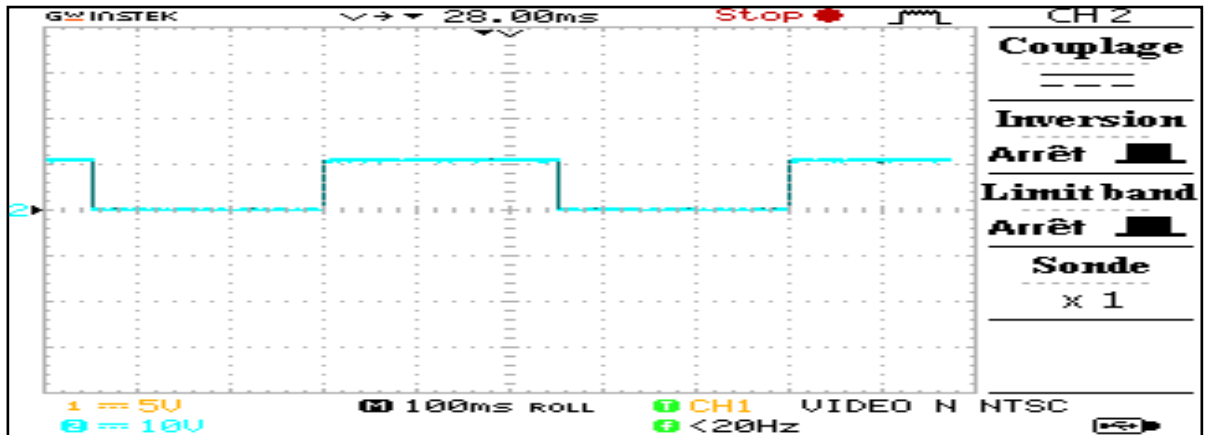


Figure III.11 : l'allure du signal à la sortie du Q13.

$$T = 5 * 0.1 = 0.5s$$

$$F = \frac{1}{T} \quad (3.3)$$

$$F = \frac{1}{0.5} = 2Hz.$$

III.3.2. Le compteur CD4518 :

Dans cette partie on a utilisé 2 circuits intégrés de 4518 (voir annexes), chaque circuit contient deux compteurs, l'utilisation de chaque compteur va assurer une fonction selon les explications suivantes :

U4 : A : diviseur de fréquence : (Figure II.17)

A son entrée (CLK), il reçoit le signal de sorti du 4060 (signal carré de 2Hz). (Voir figure III.11).

La bascule D intégré dans ce circuit divise la fréquence du signal en 2, et on obtient un signal de 1Hz au niveau de la pate 3 (Figure III.13).

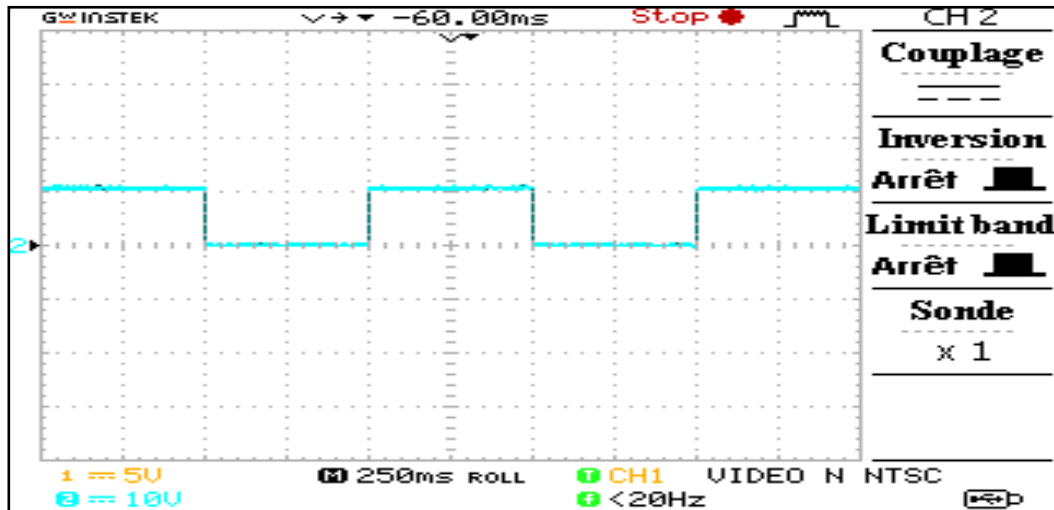


Figure III.12 : L'allure du signal à la sortie de la broche 3.

$$T = 4 \times 0.25 = 1s$$

$$F = \frac{1}{T} = \frac{1}{1} = 1Hz.$$

U4 : B : compteur décimal (de 0 à 9) : (figure II.17)

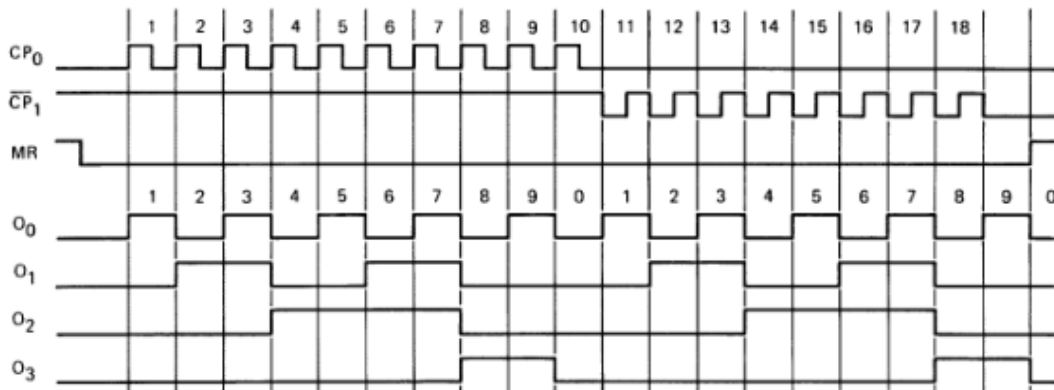


Figure III.13 : Diagramme du 4518.

On récupère notre signal du Q3 (pate 14), c'est un signal de période de 10s (Figure III.14).

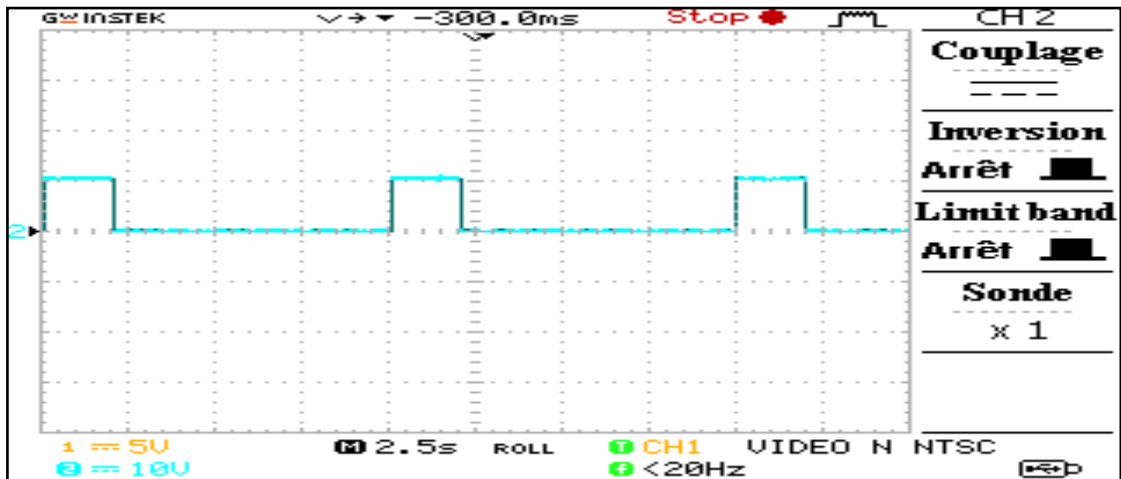


Figure III.14 : Signal Q3.

$$T = 4 \times 2.5 = 10\text{s.}$$

U5 : A: compteur de 0 à 5 : (figure II.17)

Le CLK est relié à la masse et le E (enable) est l'entrée du signal de 10s, donc le compteur va déclencher et commencer le comptage au front descendant.

Le rôle de cette partie est de compter de 0 à 5, c'est pour cela on a relié les sorties Q1 et Q2 avec la porte AND, à l'obtention du code 0110 les compteurs s'arrêtent, et par cette méthode on aura une minute comme intervalle dont les impulsions seront comptées.

U5 : B: (figure II.17)

Selon la table de vérité du 4518 : lorsque le CLK est à l'état haut, et le E (enable) est à 1. Le compteur va commencer le comptage : dans ce cas le Q0 (patte 11) est à 1.

La patte 11 est relié avec les INH (inhibit) des 4026 (compteurs et décodeurs) , et son état haut va les arrêter de compter et le résultats va être afficher sur les afficheurs 7 segments.

III.3.3. La porte AND (4081) :

Entrée		Sortie
A	B	S
0	0	0
0	1	0
1	0	0
1	1	1

Tableau III .1 : table de vérité de la porte AND.

Si les deux entrées de la porte AND sont à l'état haut, la sortie sera 1, sinon la sortie sera à l'état bas.

Ces états sont injectés comme horloge au circuit U5: B.

III.3.4. Le compteur CD4026 :

On a utilisé 3 circuits de 4026 pour compter les impulsions et commander les 3 afficheurs 7 segments.

Les sorties A, B, C, D, E, F et G sont liés a des résistances de protection.

III.3.5. L'affichage :

Il s'agit de trois afficheurs 7 segments permet d'afficher le nombre de battements cardiaques par minute, chaque afficheur est lié à un décodeur.

III.4. L'alarme :

Permet d'attirer la tension du praticien, quand il s'agit d'une tachycardie, ou d'une bradycardie.

III.4.1 Convertisseur fréquence/tension :

III.4.1.1. Filtre passe bas :

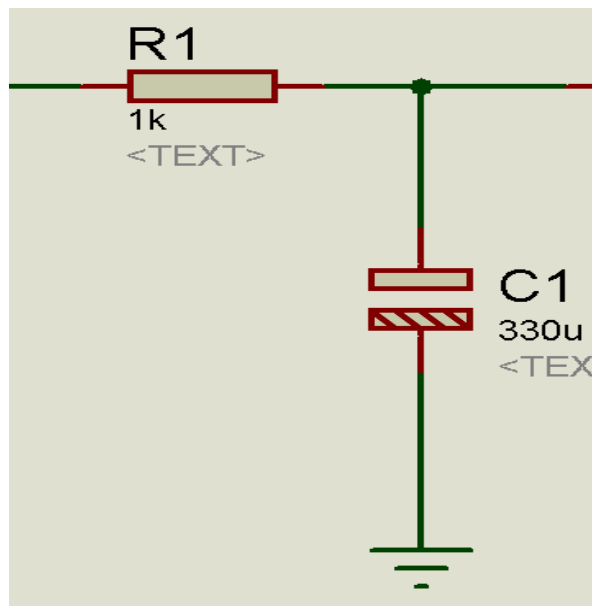


Figure III.15 : Le filtre passe bas.

Dans cet étage on a utilisé un filtre passe bas avec une fréquence de coupure supérieur à celle de notre signal:

$$F_c = 2\pi * R1 * C1 \quad (3.4)$$

$$F_c = 2.07 \text{ Hz.}$$

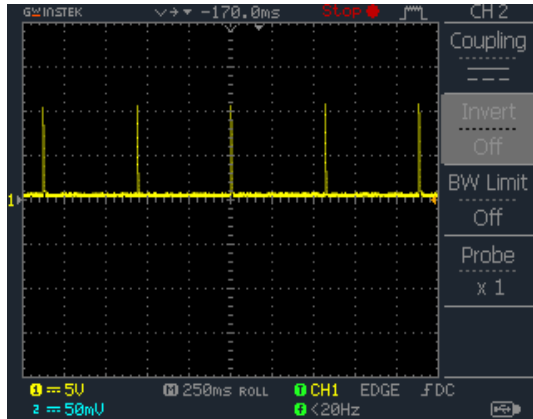


Figure III.16 : Signal avant le filtre

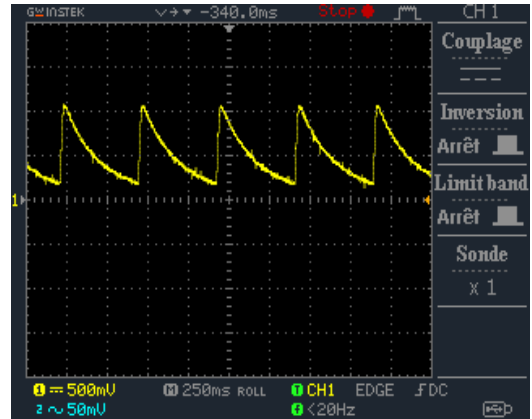


Figure III.17 : Signal après le filtre.

III.4.1.2. Détecteur d'enveloppe :

L'utilisation d'un détecteur d'enveloppe est nécessaire pour avoir une tension continue qui va être injecté dans le comparateur.

On a choisi une période très grande que celle de notre signal pour que la capacité n'aura pas le temps de se décharger.

$$T_d = RC \quad (3.5)$$

$$T_d = 200s$$

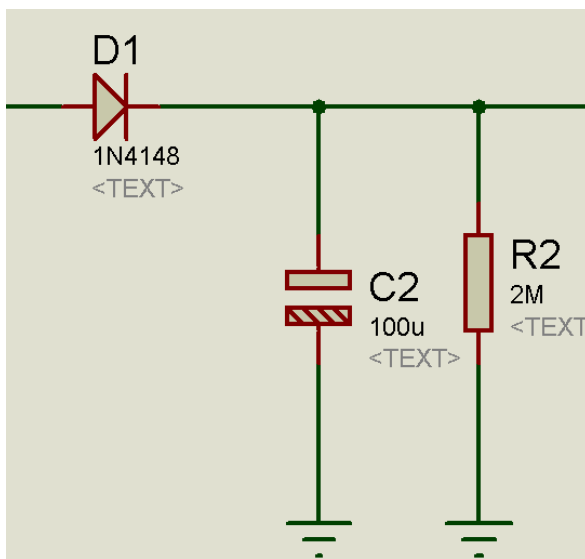


Figure III.18 : Détecteur d'enveloppe.

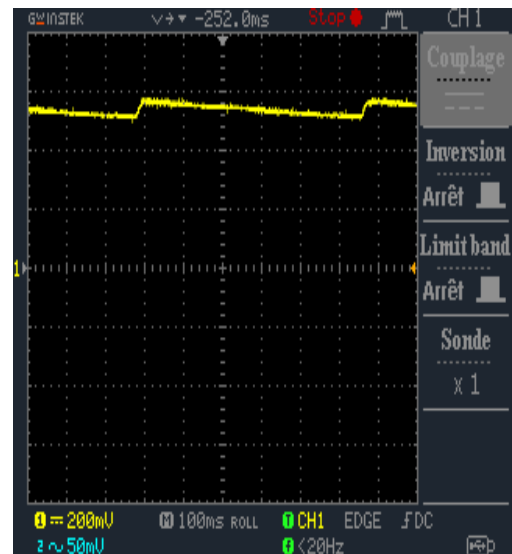


Figure III.19 : Sortie du détecteur.

III.4.1.3.L'amplification :

III.4.1.3.a. Amplificateur non-inverseur :

Le signal issu du détecteur d'enveloppe est de très faible niveau. Pour cela on a placé un amplificateur non-inverseur à la sortie du détecteur dans le but d'atteindre des tensions plus importantes.

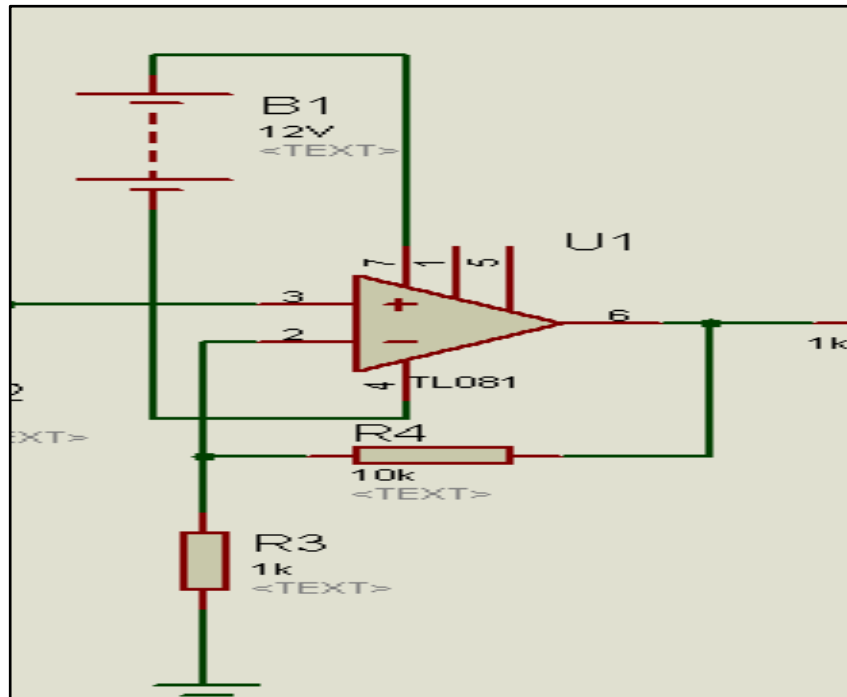


Figure III.20 : Amplificateur non-inverseur

Puisque les deux entrées d'un ampli-op sont identiques alors on a :

$$V^- = V^+ \quad (3.6)$$

$$\frac{R3}{R3 + R4} V_s = V_e \quad (3.7)$$

$$\frac{V_s}{V_e} = \frac{R3 + R4}{R3} \quad (3.8)$$

$$\Rightarrow \frac{V_s}{V_e} = 1 + \frac{R4}{R3} = 1 + \frac{R4}{R3} \quad (3.9)$$

Alors,

$$\frac{V_s}{V_e} = 11.$$

III.4.1.3.b. Amplificateur soustracteur :

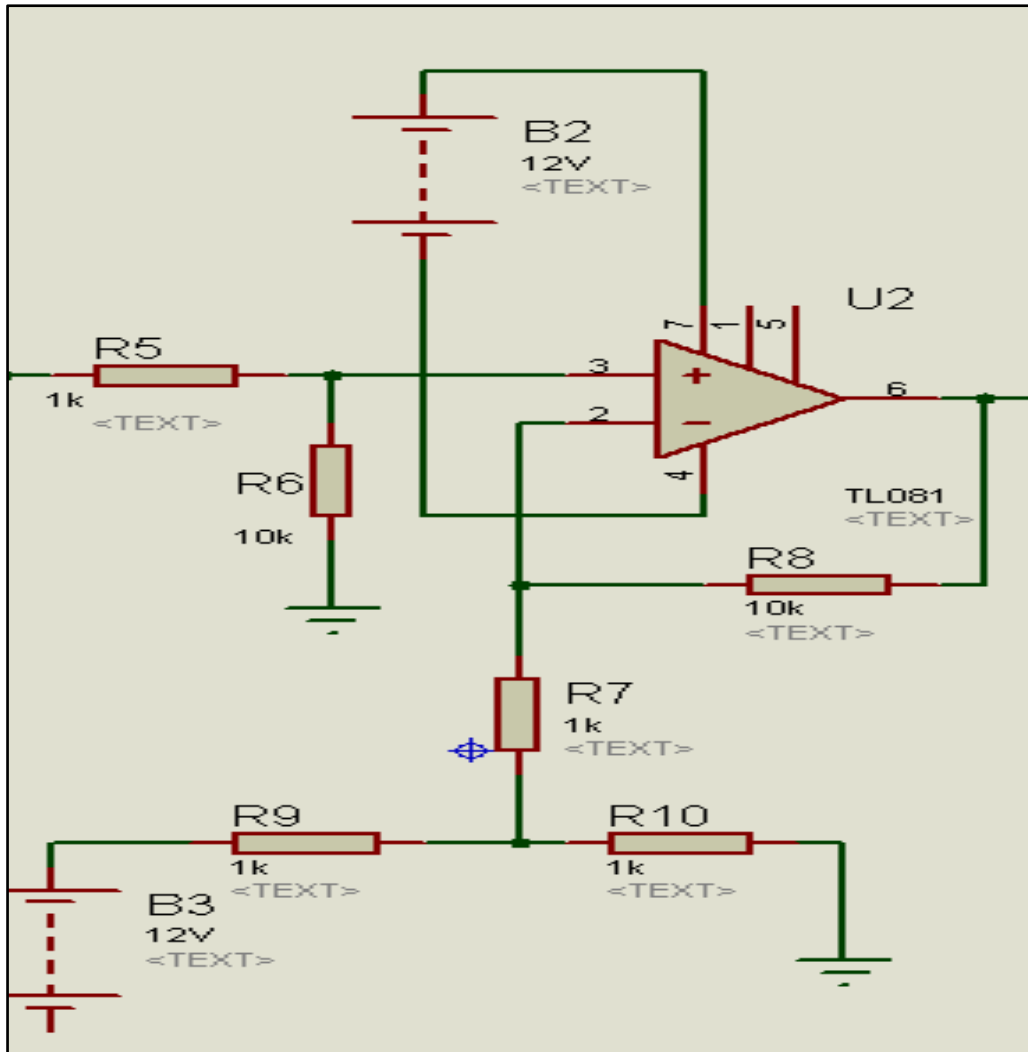


Figure II.21 : Amplificateur soustracteur

Dans cet étage on a utilisé un ampli-soustracteur afin d'obtenir une bonne différence d'amplitude entre les mesures rapprochés.

On a choisi de soustraire une tension de 6volts, cette tension est obtenue à partir d'un simple diviseur de tension relié à notre alimentation (12volts).

A l'aide du théorème de Millman on obtient :

$$e_- = \frac{\frac{V_s}{R_8} + \frac{V_2}{R_7}}{\frac{1}{R_8} + \frac{1}{R_7}} \quad (3.10)$$

$$e_+ = \frac{\frac{V_1}{R_5} + \frac{0}{R_6}}{\frac{1}{R_5} + \frac{1}{R_c}} \quad (3.11)$$

$$e_- = e_+ \quad (3.12)$$

On a : $R_8 = R_6$

Et : $R7 = R5$

$$G = \frac{R8}{R7} (V1 - V2). \quad (3.13)$$

Les résultats de ces étages sont présentés dans le tableau suivant :

Avec,

- R : résistance agissant sur la fréquence du signal impulsionnel.
- Vf : la tension à la sortie du filtre passe-bas
- Vd : la tension à la sortie du détecteur d'enveloppe.
- Va : la tension à la sortie d'amplificateur non-inverseur.
- Vs : la tension à la sortie d'amplificateur soustracteur.

R	Période T (ms)	Fréquence (Hz)	Nombre de battements par minute	Vf (crête à crête) (mV)	Vd (mV)	Va (V)	Vs (V)
1K	250	4	240	850	1000	10.2	10.6
2 K	500	2	120	900	600	6.9	9.4
2.2K	525	1.9	114	900	580	6.5	6.9
2.5K	600	1.66	100	900	560	6.2	5.2
2.6K	625	1.6	96	900	540	6.1	4.6
3k	725	1.37	82	900	520	5.9	2.8
4.5k	1.1 s	0.9	54	900	500	5.5	0
5k	1.2 s	0.83	50	900	480	5.2	-0.6
6k	1.4 s	0.71	42	900	460	5.1	-1.5
9k	2 s	0.5	30	920	360	5	-3.2

Tableau III.2 : Résultat obtenus.

III.4.2. Comparateur à fenêtre :

Les entrées de notre comparateur sont les tensions seuils correspondants aux 100 et 50 bat/min, la 3^{ème} entrée est celle qui vient du convertisseur fréquence/tension.

Ces entrées (entrées de seuils) sont obtenues à l'aide de deux diviseurs de tension, le premier relié au +Vcc pour obtenir la tension « 5.2V », et le deuxième avec -Vcc pour « -0.6V ».

Le comparateur va comparer cette tension avec la tension des seuils selon la logique suivante :

Si $V_e < V_{max}$ \longrightarrow la sortie du comparateur 1 est à 0.

Si $V_e > V_{max}$ \longrightarrow la sortie du comparateur 1 est à 1. (Cas de la tachycardie).

Si $V_e < V_{min}$ \longrightarrow la sortie du comparateur 1 est à 1. (Cas de la bradycardie).

Si $V_e > V_{min}$ \longrightarrow la sortie du comparateur 1 est à 0.

Les sorties des comparateurs sont reliés à des leds, en cas de la tachycardie une LED rouge va s'allumer, de bradycardie une verte.

Les sorties des comparateurs sont aussi reliés à un buzzer à travers une porte OR. C'est-à-dire que dans les deux cas (tachycardie ou bradycardie) le buzzer sera activé.

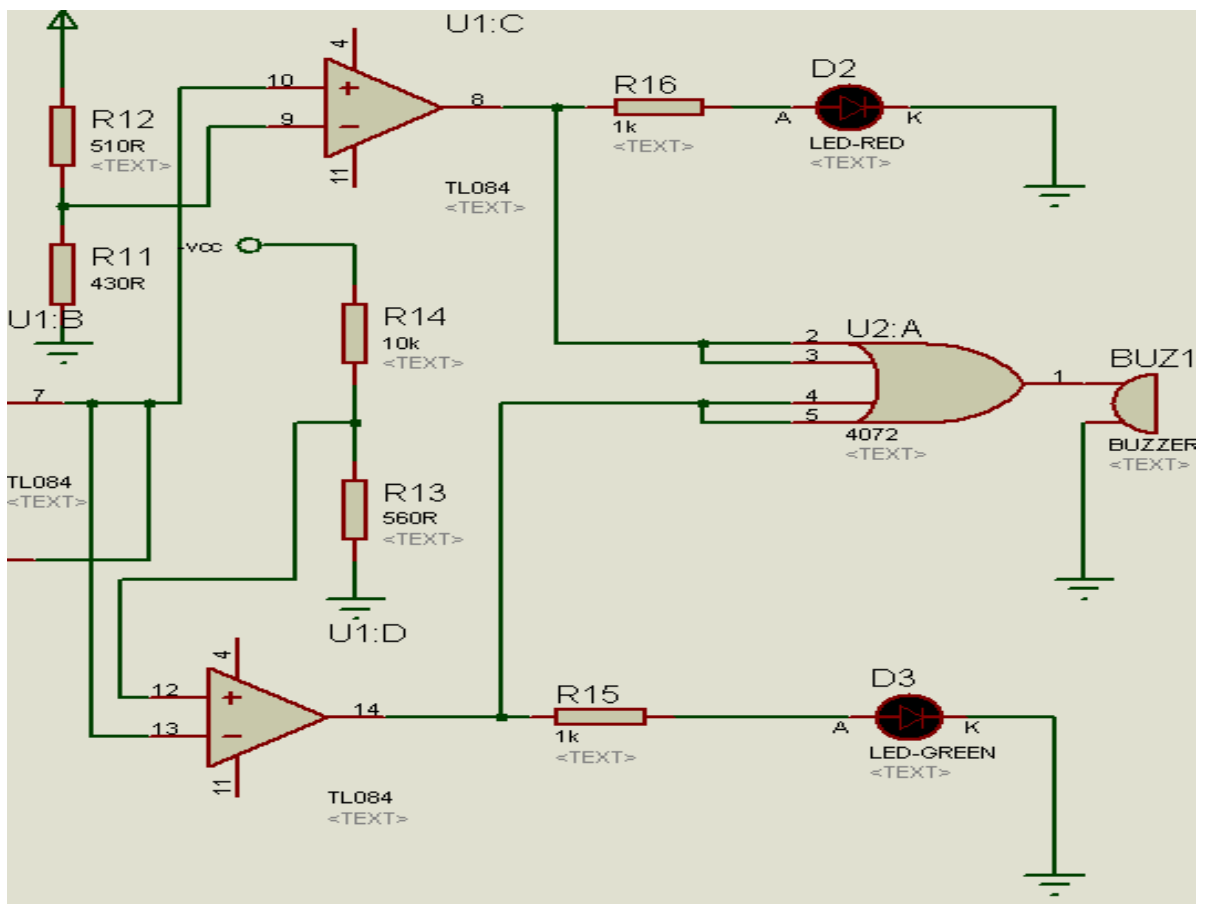


Figure III.22 : Comparateur à fenêtre.

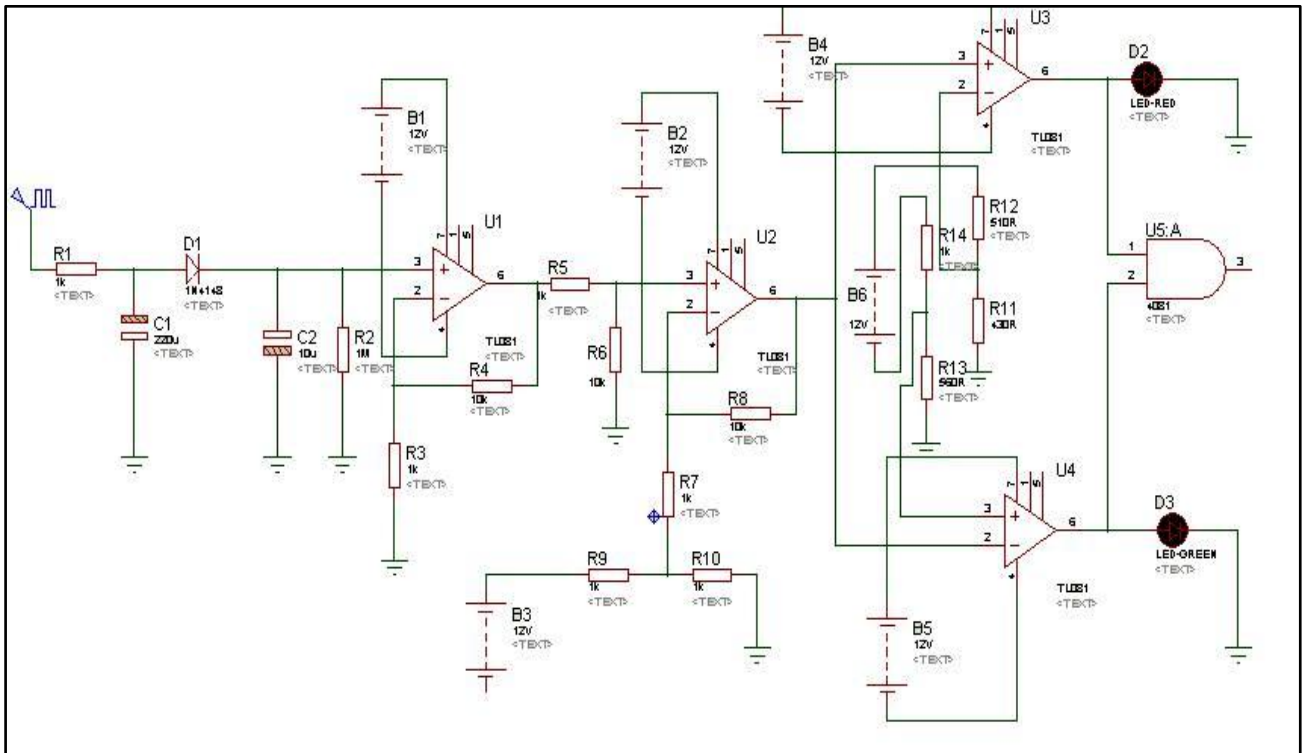


Figure III.23 : Circuit Complet d'alarme.

III.5. Résultats et interprétations :

III.5.1. Circuits réalisés :

Les figures suivantes montrent les résultats finals de notre réalisation.

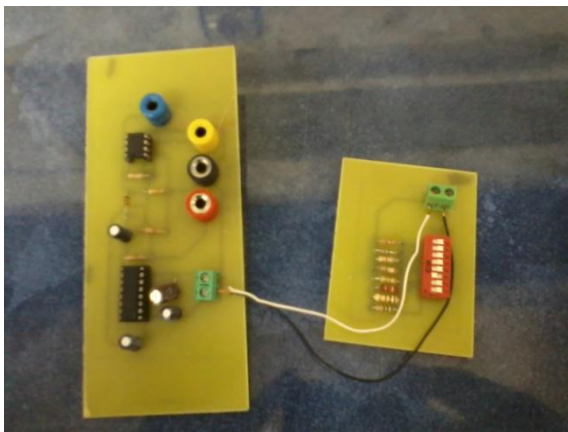


Figure III.24 : Photo du générateur d'impulsions. Figure III.25 : Photo du circuit d'alimentation.

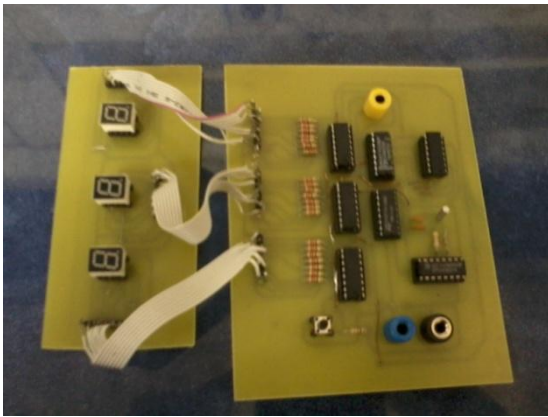


Figure III.26 : Photo du compteur réalisé.



Figure III.27 : Photo du circuit d'alarme.

III.5.2. Circuits en fonctionnement :

III.5.2.1. Cas où le nombre de battements est régulière :

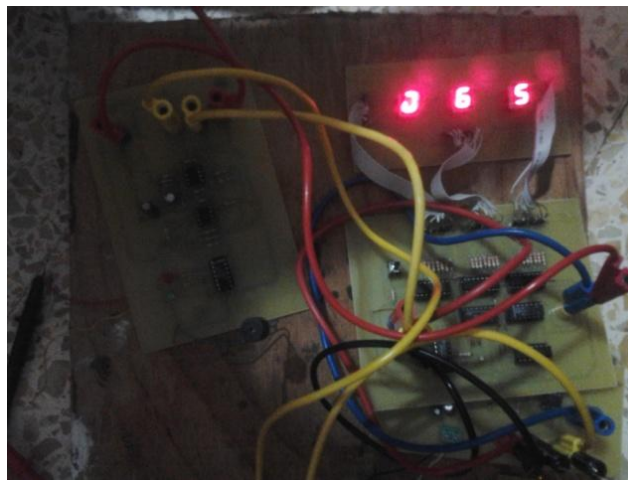


Figure III.28 : Photo du circuit dans le cas normal.

Dans la figure (III.28) on remarque l'affichage de 65 comme nombre de battements, le buzzer ne sonne pas et aucune des LEDs d'alarme ne sont allumées.

III.5.2.2. Cas de la tachycardie :

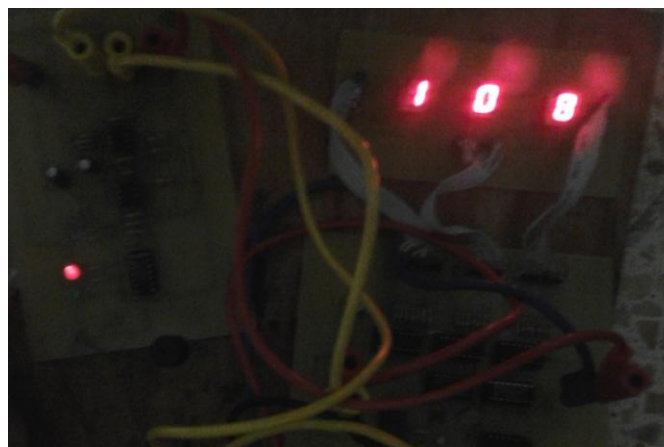


Figure III.29 : Photo du circuit en cas de la tachycardie.

Dans ce cas-là on a un affichage de 108 comme nombre de battements et la LED rouge est allumée. Le buzzer ainsi est activé dans ce cas.

III.5.2.3. Cas de la bradycardie :

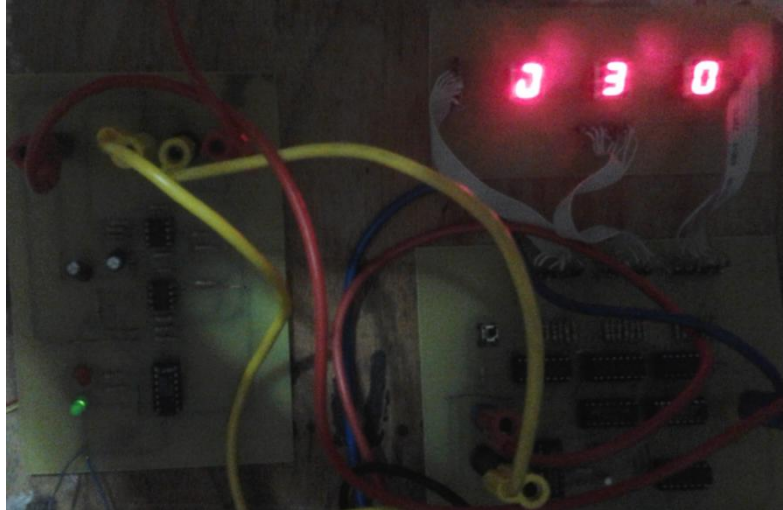


Figure III.30 : Photo du circuit en cas de la bradycardie.

Le nombre de battements est affiché (30) et la LED verte est allumée pour indiquer une bradycardie. Le buzzer est activé.

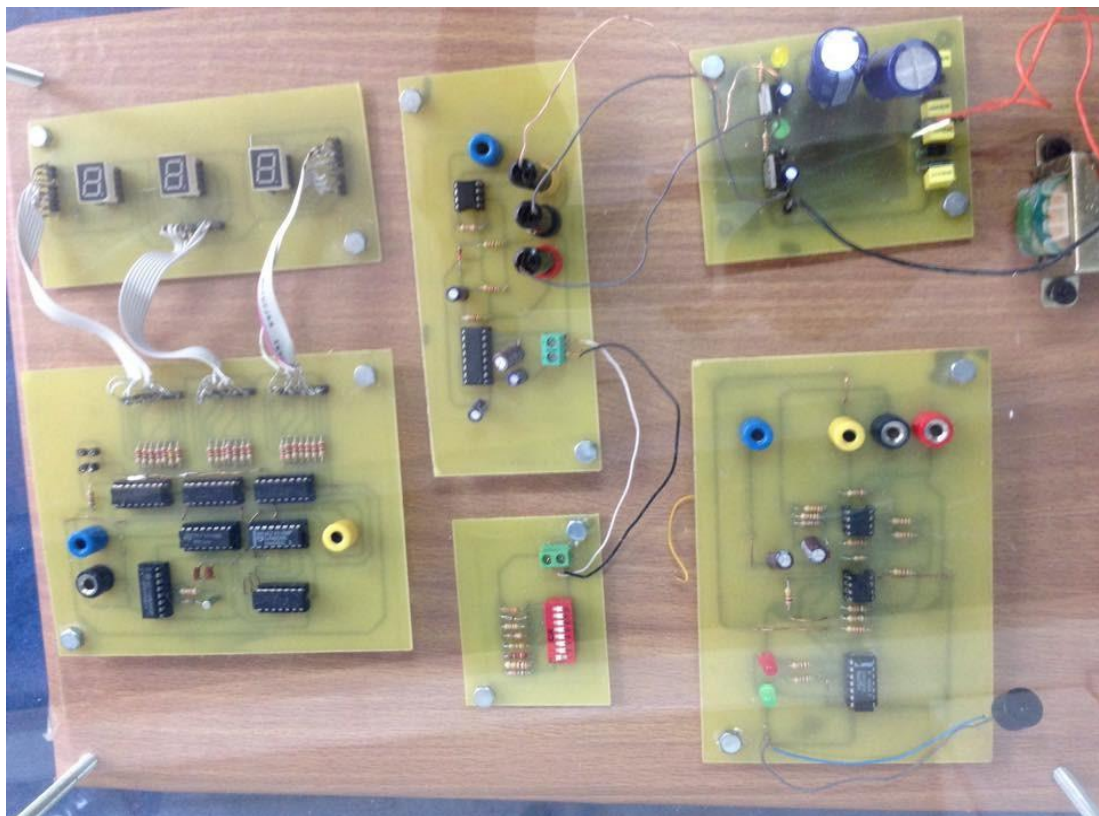


Figure III.31. Photo du circuit complet.

III.6.Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons présenté les résultats que nous avons obtenus dans notre projet de fin d'études. Les résultats obtenus sont probants.

Un générateur d'impulsions a été réalisé afin de simuler un signal cardiaque, sa fréquence varie selon la variation d'une résistance. Le compteur permet de compter les impulsions générées durant une minute. Un circuit d'alarme avec deux LEDs de couleurs différentes et un buzzer est relié au générateur d'impulsion, en cas de tachycardie une LED rouge va s'allumer, et en cas de bradycardie une LED verte. Dans les deux cas le buzzer sonne.

**Conclusion et
perspectives :**

Conclusion et perspectives :

Malgré tout le progrès acquis en cardiologie, la première cause de la mortalité provient des maladies cardiovasculaires. Par conséquent le diagnostic de ces maladies semble une tâche vitale. Alors, il est intéressant d'avoir des dispositifs qui aident aux diagnostics.

Dans notre projet de fin d'études, nous avons réalisé un cardio-tachymètre. Le prototype comprend essentiellement trois étages :

- Un générateur d'impulsion pour simuler le signal électrique cardiaque.
- Un compteur pour indiquer le nombre des impulsions durant une minute.
- Un circuit d'alarme pour alerter en cas d'une tachycardie ou bradycardie.

Le générateur d'impulsion génère un signal impulsionnel à fréquence qu'on peut varier. Cette fréquence est réglable en choisissant une résistance parmi celles disposées sur le commutateur. Dans notre étude, on y est allé vers les fréquences les plus basses ou bien plus élevées (cas des bradycardies ou tachycardies).

Le compteur réalisé permet de compter les impulsions durant une minute. La base de temps à base du circuit intégré CD4060 avec les deux compteurs décimaux CD4518 nous permet d'avoir un chronomètre de 60 secondes. Les trois compteurs CD4026 permettent de compter les impulsions générés par le générateur.

Dans le dernier étage, on a deux alarmes : visuelle (deux LEDs) et sonore (un buzzer avec oscillateur intégré). Les impulsions sont introduites dans un circuit de conversion fréquence-tension. La sortie du convertisseur est branchée avec un comparateur à fenêtre où on a fixé les deux seuils limitant la plage des fréquences maximale et minimale. Quand la sortie du convertisseur est inférieure au seuil minimal (cas de la bradycardie) la LED verte est allumée et quand elle dépasse le seuil maximal, la LED rouge est alors allumée (cas de la tachycardie). Et dans ces deux cas un buzzer sera activé.

Ce projet de fin d'études s'inscrit dans un contexte de développement de cartes électroniques didactiques dédiées aux étudiants de licence et de master ainsi que les filières traitant des matières connexes à l'électronique biomédicale.

Des améliorations peuvent être opérées sur le prototypage réalisé. Il s'agit entre autre d'une miniaturisation du système global et d'un ajout indispensable de moyen de transmission à distance (Bluetooth) ainsi qu'une communication en temps réel avec un

PC pour sauvegarder et suivre les variations continues de fréquence cardiaque, en vue de permettre le contrôle et la bonne gestion de l'ensemble. On peut ainsi ajouter une commande à un électrochoc en cas de bradycardie. En plus de ses améliorations, une nouvelle retouche peut enrichir ce dispositif, en ajoutant une nouvelle grandeur biologique pouvant être mesurée comme température et pression artérielle.

D'autres études plus élargies, à mon sens, pourraient faire l'objet de recherches et d'investigations par les futurs candidats, et ce, dans le cadre de nouveaux projets relatifs à l'Instrumentation Biomédicale.

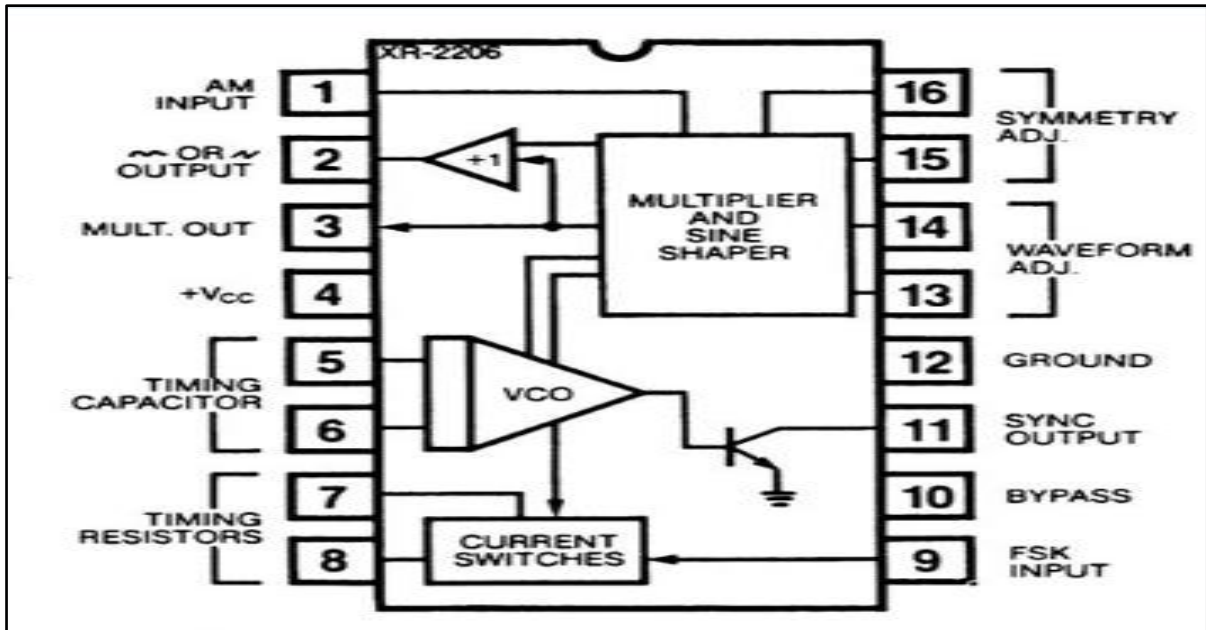
Bibliographie :

- [1] http://www.tesa.prd.fr/docs/journalTESA/These_Cabasson_Aline.pdf
- [2] <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00192273/document>
- [3] <http://inhalotherapie.com/wp-content/uploads/2015/02/systeme-conduction-coeur.gif>
- [4] http://www.neurones.espci.fr/Theses_PS/DUBOIS_R/Chapitre1.pdf
- [5] http://www.sfar.org/acta/dossier/archives/mu07/html/mu07_09/urg07_09-2.gif
- [6]: Mr Hamed Mohamed HEZAM et Mr BELMEKHFI Mohammed « Etude et réalisation d'un cardiotelemètre à base du microcontrôleur 16f84A » (PFE) dirigé par Mr KERAI.S.
- [7] <http://www.datasheetdir.com/XR2206+Clock-Generators>
- [8] http://www.sonelec-musique.com/electronique_realisations_gene_audio_009.html
- [9] Cours prototypes M1 2013-2014(Mr BREKSI-REGUIG.F).
- [10] <https://repo.zenk-security.com/supports/Apprendre%20%20Electronique%20en%20Partant%20de%20Zero%20-%20Niveau%201.pdf>
- [11] <http://en.wikipedia.org/wiki/1N4148>
- [12] http://www.robots.ox.ac.uk/~neil/teaching/lectures/med_elec/notes2.pdf
- [13] <http://etronics.free.fr/dossiers/num/num13/compteur.htm>
- [14] http://jacky.aubry.free.fr/AJ_Techno/pdf/4060.pdf
- [15] http://www.sonelec-musique.com/electronique_theorie_quartz.html
- [16] http://www.nxp.com/documents/data_sheet/HEF4518B.pdf
- [17] <http://www.zonetronek.com/le-compteur-decodeur-cd-4026/>
- [18] M^{elle} MAHI.K et M^{elle} GUITOUN.K : «Etude et réalisation d'une horloge temps réel» (PFE) dirigé par : Mr NEMICH.A (2013-2014).

- [19] <http://www.groupe.polymtl.ca/mec6405/Labo%20A06/Filtres%20passe-bas.pdf>
- [20] http://ressources.univ-lemans.fr/AccesLibre/UM/Pedago/physique/02/cours_elec/filtres.pdf
- [21] http://boulant.nicolas.free.fr/cours/Terminale%20S/Travaux%20pratiques/Physique/TP_specialite/Radio_demodulation/TS_spe_demodulation_eleve.pdf
- [22] http://l2ep.univ-lille1.fr/pagesperso/francois/files/L2_en_cours_5_AO_regimelineaire.pdf
- [23] http://www.vgies.com/downloads/iut/cours_EN1_2.pdf
- [24] M^{elle} HAMMOU.H et M^{elle} SAIDI.I: «Etude et réalisation d'un colorimètre» (PFE) dirigé par : Mr DEBBAL.SM. (2013-2014)
- [25] http://www.sonelec-musique.com/electronique_theorie_buzzers.html
- [26] http://www.sonelec-musique.com/electronique_realisations_alim_sym_002.html
- [27] <http://www.zamnesia.fr/blog-lampes-de-culture-led-le-futur-de-la-culture-de-cannabis-en-interieur-n165>

Annexes :

Annexe 1



Brochage du XR2206.

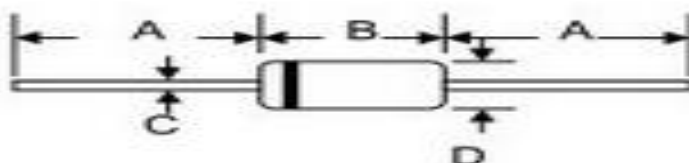
Broche	Signal	Commentaire
1	Entrée AM	Reliée à la masse
2	Sortie signal utile	
3	Réglage niveau de sortie	V=60 mV par K Ω de R3
4	Entrée Vcc	12V
5	Capacité de réglage de la fréquence centrale F0	10K Ω < R < 100K Ω
7		
8		

9		
10	Capacité 1 μ F à la masse	
11		
12	Masse	
13	Résistance réglant la linéarité du signal de sortie	R=200 Ω dans l'idéal R=180 Ω ou 220 Ω dans la pratique
14	Idem 13	Idem 13
15	Réglage de la symétrie du signal de sortie	Ne rien mettre ici
16	Idem 15	Idem 15

Brochage du XR2206.

Annexe 2

1N4148 :

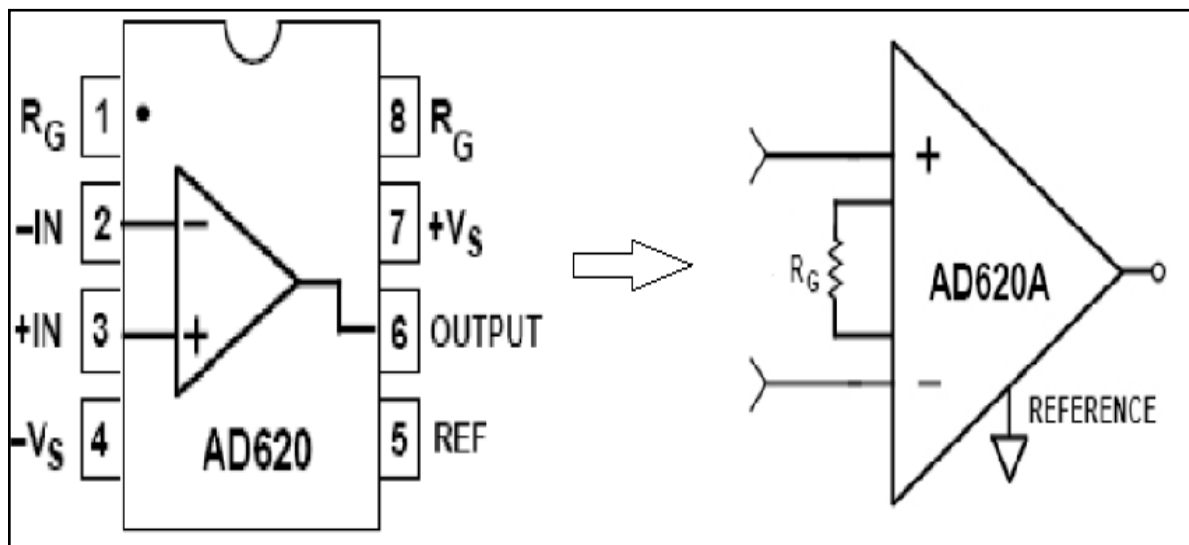


DO-35		
Dim	Min	Max
A	25.40	—
B	—	4.00
C	—	0.60
D	—	2.00
All Dimensions in mm		

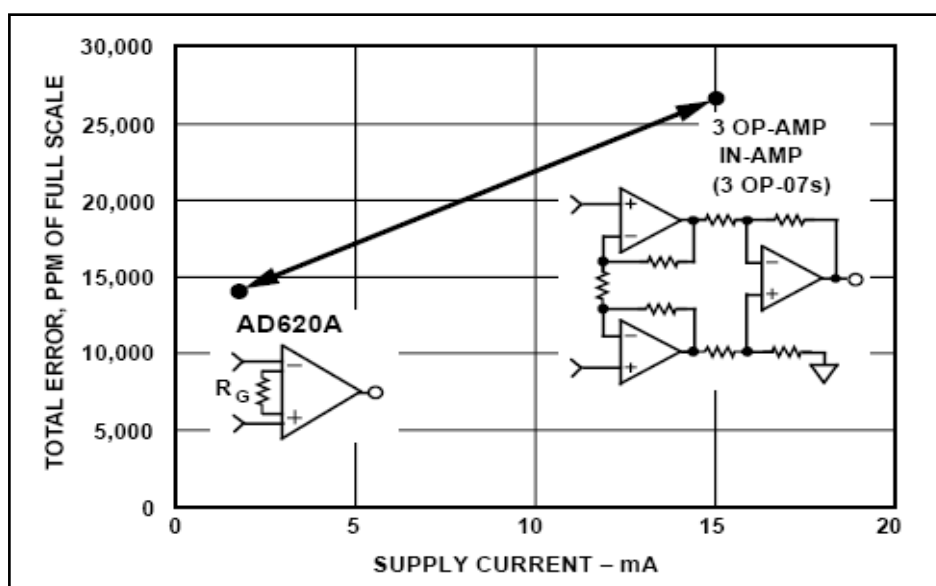
Caractéristiques :

- Courant, If moyen: 200Ma.
- Courant, Ifs maximum: 500mA.
- Type de boîtier de diode: DO-35.
- Type de diode: Faible signal.
- Tension, Vf max.: 1V.
- Nombre de broches: 2.
- Température de fonctionnement max.: 200°C.
- Type de packaging: Pièce.
- Tension, Vrrm: 100V.
- Temps trr max.: 4ns

Annexe 3



Amplificateur d'instrumentation AD620



Courbe comparative des performances d'amplificateur d'instrumentation AD620 par rapport à l'amplificateur d'instrumentation standard

Caractéristiques :

- Facile à utiliser, déterminer le gain par une seule résistance. (Gamme de gain 1 à 1000).
- Gamme de puissance large (+ - 2.3 à + - 18V).
- Performance plus haute que trois ampli-op (IA design).
- Haute performance.
- Performance DC excellent.
- Bruit léger.
- Spécifications AC excellentes.

Applications :

- Echelle de pesage.
- ECG et instrumentations médicales.
- Systèmes d'acquisition des informations.
- Equipements portables qui fonctionnent sur des batteries.

Annexe 4

Standard Profile DIP Switches



Features/Benefits

- Traditional full profile DIP switch
- Extended actuator for easy actuation
- Open bottom construction allows for solder washing without the need for tape seal
- RoHS compliant

Specifications

- ✧ SWITCH FUNCTION: SPST - 1 thru 12 position available (except 11 position).
- ✧ CONTACT RATING: Carry: 100 mA max. @ 50 V DC. Switch: 100 mA max. @ 5 V DC or 25 mA max. @ 25 V DC.
- ✧ MECHANICAL AND ELECTRICAL LIFE: 10,000 make-and-break cycles at full load, each circuit.
- ✧ CONTACT RESISTANCE: Below 50 milliohms typ. initial @ 2-4 V DC 100mA.
- ✧ INSULATION RESISTANCE: 109 ohms min.
- ✧ DIELECTRIC STRENGTH: 500 V RMS min. @ sea level between adjacent terminals.
- ✧ CAPACITANCE: 5pF max. between adjacent terminals.
- ✧ STORAGE & OPERATING TEMPERATURE: -40°C to 85°C.
- ✧ SHOCK: Withstands 20g 11 ms sawtooth waveform with no contact opening greater than 10 microseconds.

Typical Applications

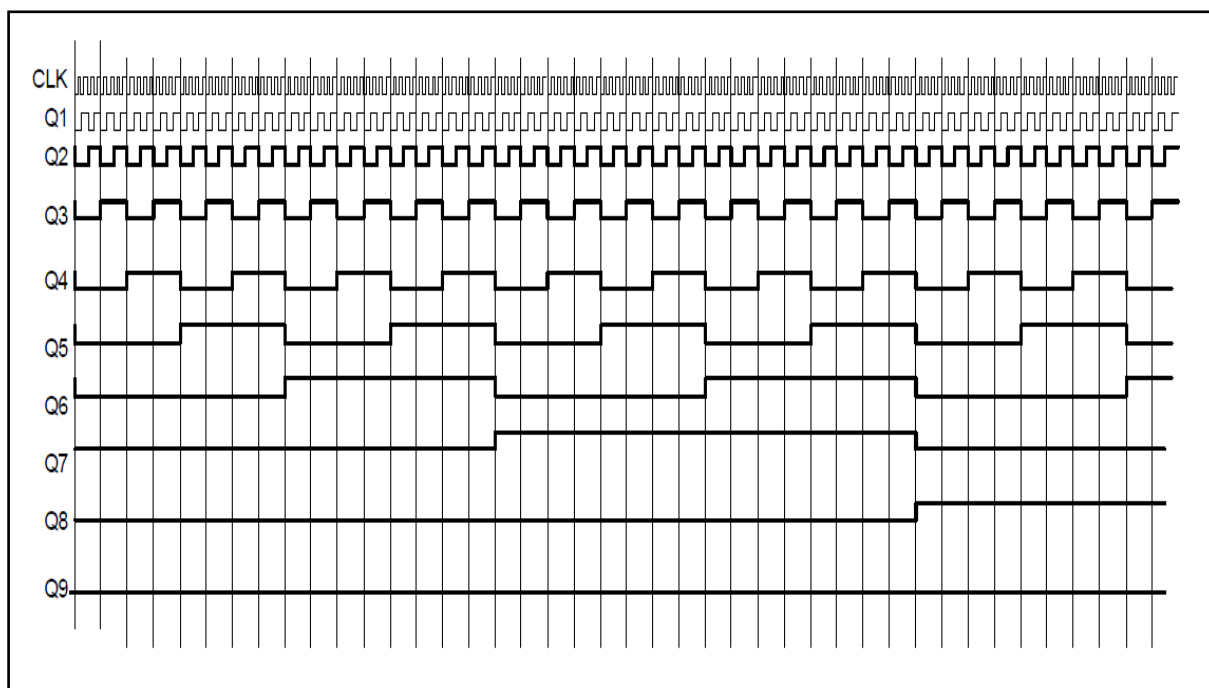
- Address switch for industrial controls
 - Logic switching for computers and peripherals
 - Function controlling for numerous applications
- ✧ VIBRATION: No contact opening greater than 10 microseconds and no contact closure when exposed to vibration .06 in DA or 5g, whichever is less, from 10 to 55 Hz, and 10g from 55 to 500 Hz.
 - ✧ SOLDERABILITY : Per MIL-STD-202F method 208D, or EIA RS-188E method 9 (1 hour steam aging).
 - ✧ PACKAGING: Switches supplied in rigid dispensing tubes in full-tube quantities only: this may effect order quantity. Number of switches per tube varies with model. Switch position 1 denotes pin number 1. All switch actuators in 'OFF' position, standard.

Materials

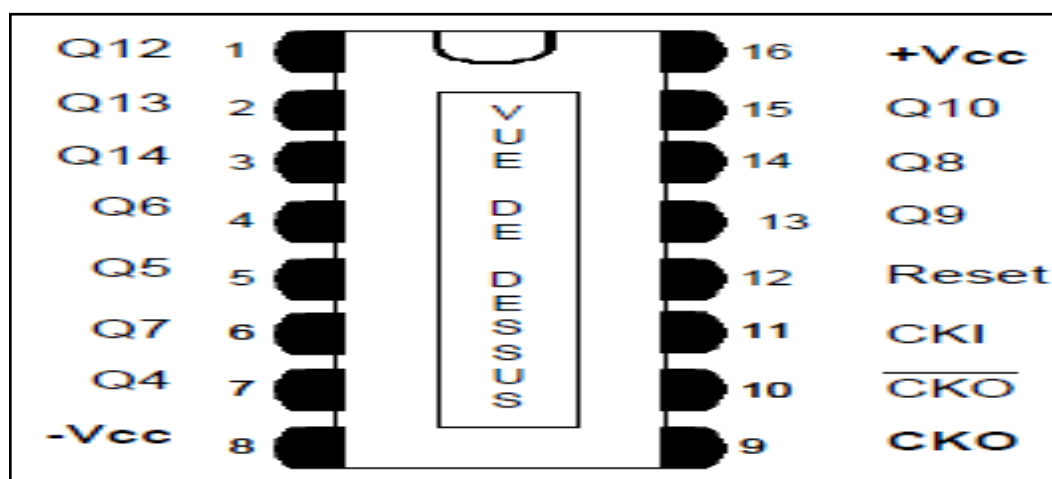
- ✧ CASE & COVER : Glass filled polyester (PBT), flame retardant (UL 94V-0).
- ✧ ACTUATOR : Glass filled nylon 6/6, flame retardant, heat stabilized (UL 94V-0)
- ✧ CONTACTS: Gold over nickel over phosphor bronze.
- ✧ TERMINALS: Matte-tin over nickel over phosphor bronze.

Fiche technique du switch 8 positions.

Annexe 5

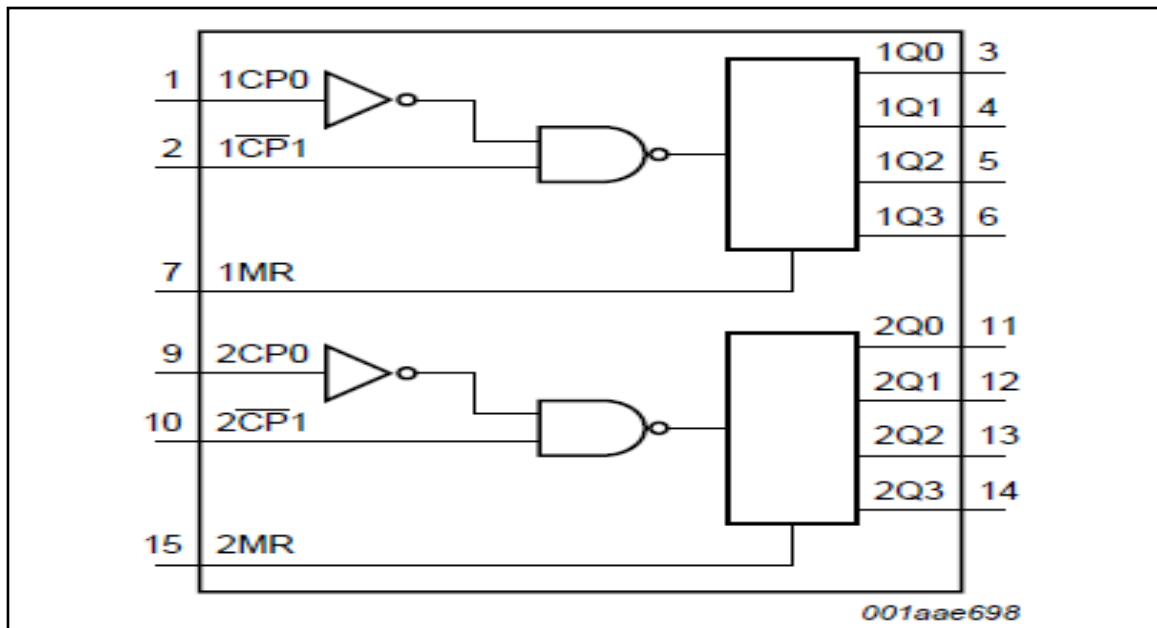


Le chronogramme de compteur 4060.



Le 4060.

Annexe 6



Le 4518.

Caractéristiques et avantages :

- Tolérant lente de l'horloge montée et temps de chute.
- Fonctionnement entièrement statique.
- 5 V, 10 V, 15 V et évaluations paramétriques.
- Caractéristiques de sortie symétriques normalisés.
- Divulgué de -40 °C à +85 °C.
- Conforme à la norme JEDEC JESD 13-B

Applications :

- Comptage synchrone multicellulaires.
- Comptage asynchrone multicellulaires.
- Les diviseurs de fréquence.

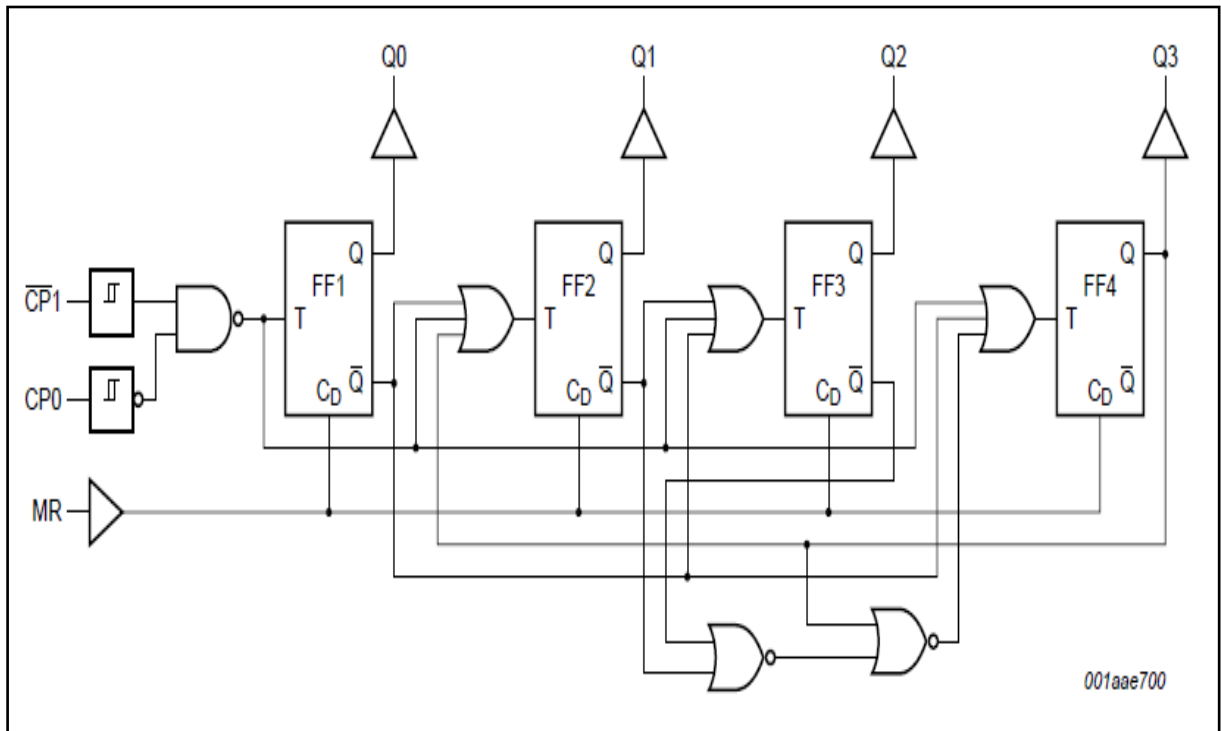
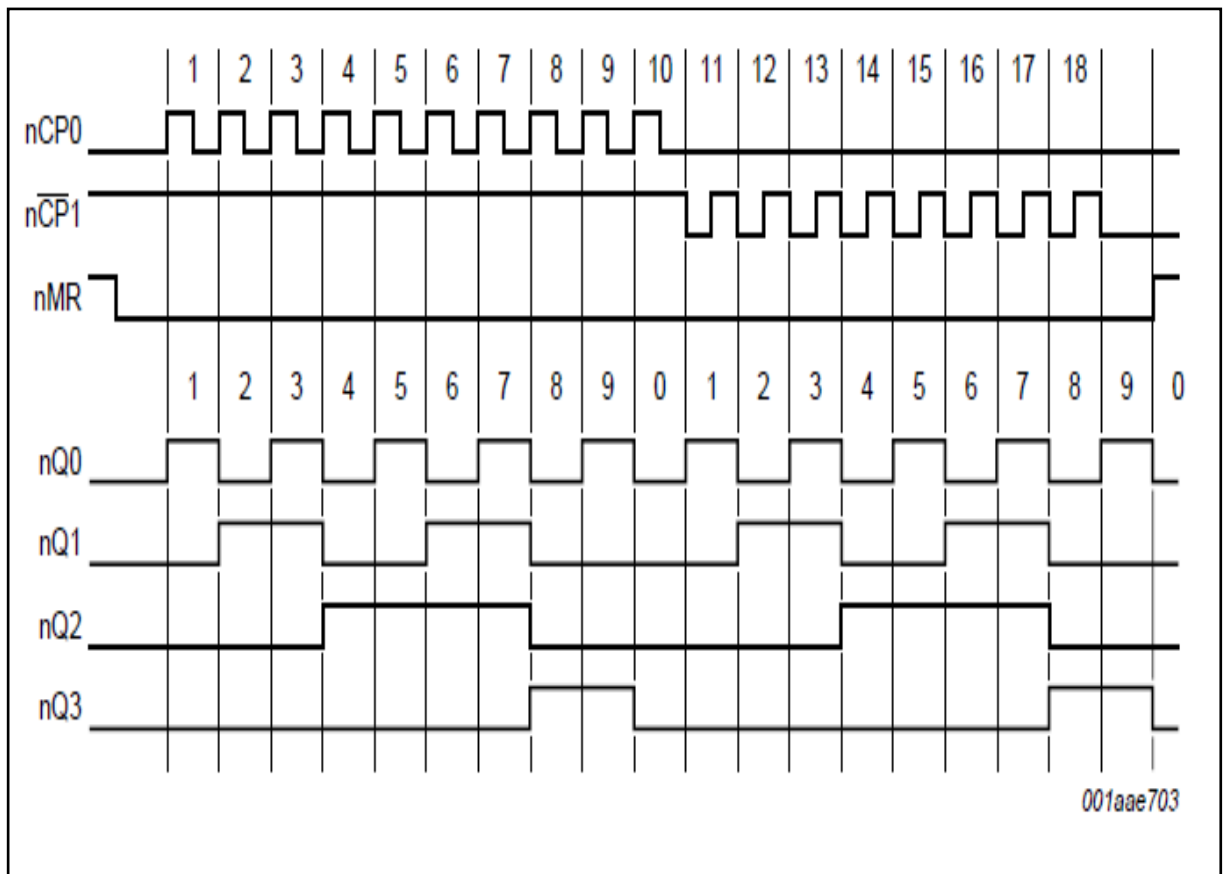


Diagramme fonctionnel d'un seul compteur.

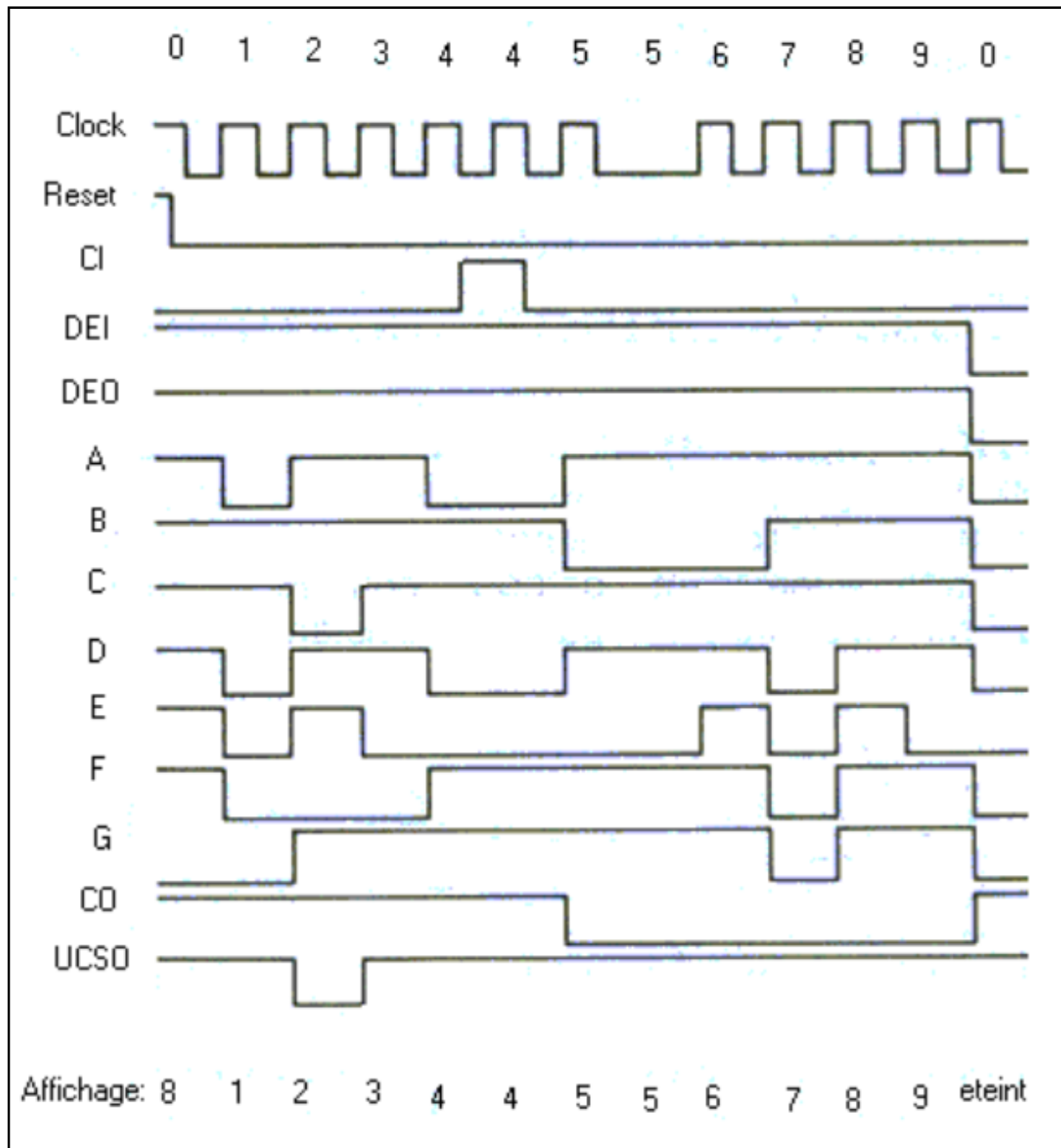


Chronogramme du compteur 4518.

Annexe 7

Broche :	Fonction :
1	Clock: entré pour les signaux de comptage
2	Clock inhibit: neutralisation des impulsions de comptage
3	Display enable in: c'est pour éteindre l'affichage
4	Display enable out: c'est pour reproduire l'état logique présenté sur l'entrée 3
5	Carry out: destiné pour brancher un deuxième compteur et recevoir les impulsions de comptage
6	F: sortie vers l'afficheur sept segments
7	G :
8	Masse
9	D : sortie vers l'afficheur sept segments
10	A : sortie vers l'afficheur sept segments
11	E : sortie vers l'afficheur sept segments
12	B : sortie vers l'afficheur sept segments
13	C : sortie vers l'afficheur sept segments
14	Ungated C segment out: pour d'autres applications
15	Reset: remise a zéro du compteur
16	V+

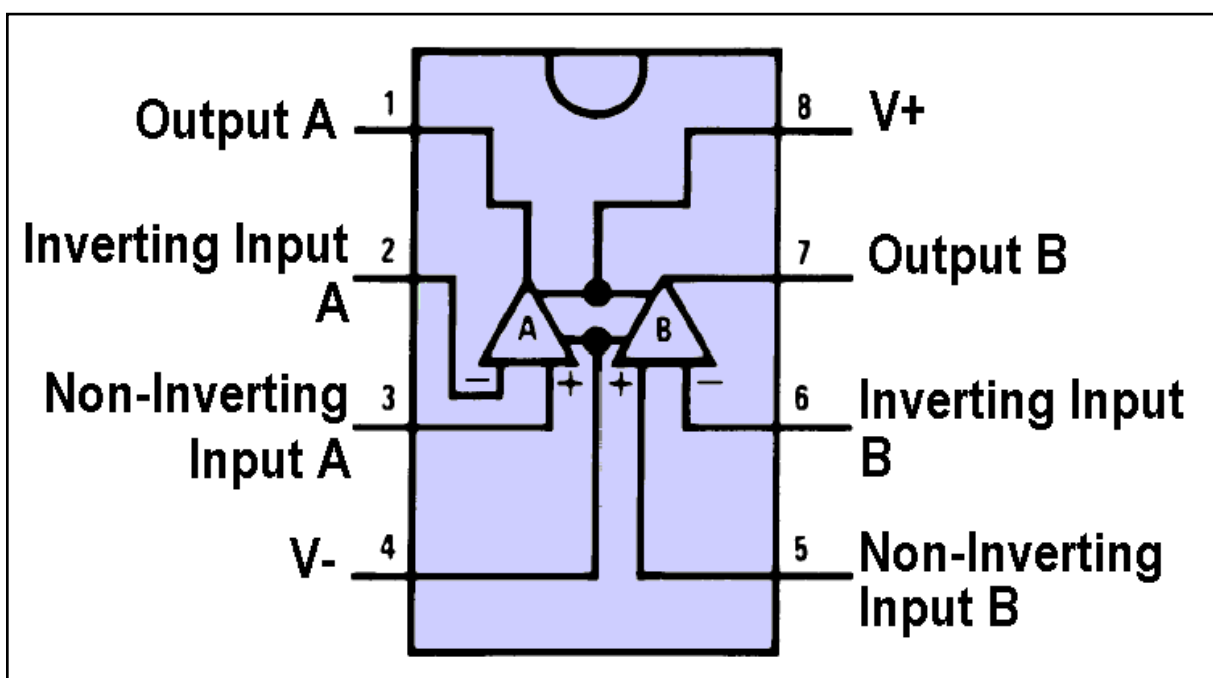
Brochage du 4026.



Chronogramme de fonctionnement du 4026.

Annexe 8

Le TL082.



Annexe 9

Tableau 1 : Régulateurs intégrés positifs série 78xx

Référence	Tension/courant de sortie
7805	5 volts 1 ampère
7808	8 volts 1 ampère
7812	12 volts 1 ampère
7815	15 volts 1 ampère
7818	18 volts 1 ampère
7824	24 volts 1 ampère

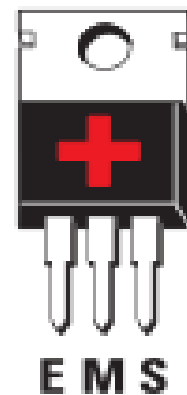


Figure 32 : Les circuits intégrés dont la référence commence par "78" servent à stabiliser des tensions positives.

Les lettres qui précèdent ces chiffres, "µa", "LM" ou "MC" par exemple, indiquent le constructeur et les deux chiffres qui suivent les deux premiers, par exemple 05 ou 12, indiquent la valeur de tension que le circuit intégré stabilise.

Dans les schémas, la lettre "E" signifie "Entrée", la lettre "M" indique la "Masse" et le "S" la "Sortie".

Annexe 10

Tableau 2 : Régulateurs intégrés négatifs série 79xx

Référence	Tension/courant de sortie
7905	5 volts 1 ampère
7908	8 volts 1 ampère
7912	12 volts 1 ampère
7915	15 volts 1 ampère
7918	18 volts 1 ampère
7924	24 volts 1 ampère

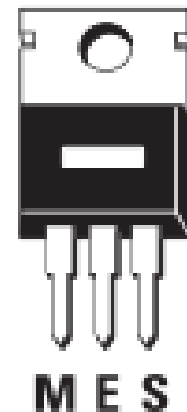


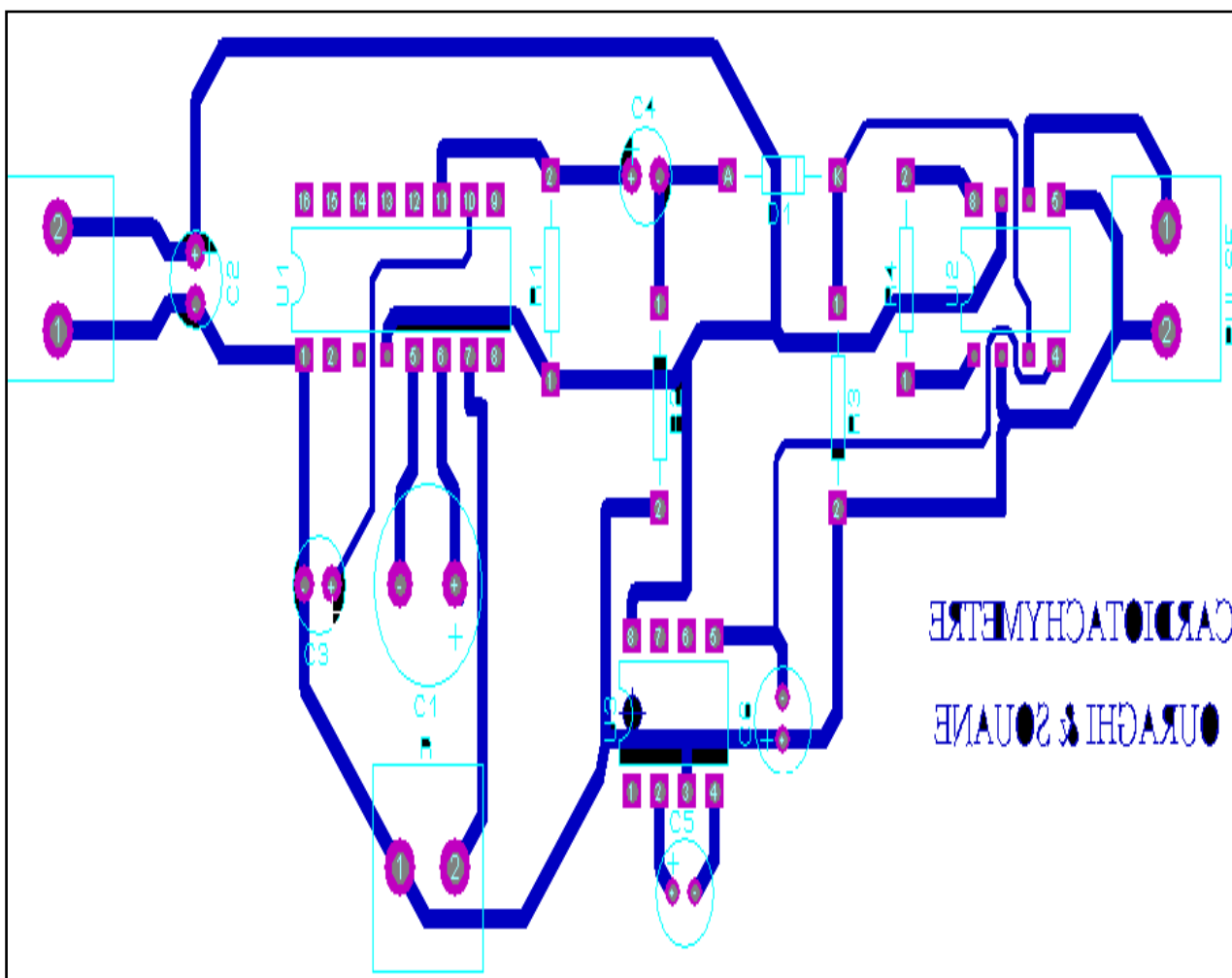
Figure 33 : Les circuits intégrés dont la référence commence par "79" servent à stabiliser des tensions négatives.

Sur ces circuits intégrés, on peut également trouver les lettres "µA", "LM" ou "MC" avant le "79" et à sa droite, la valeur de tension que le circuit intégré stabilise.

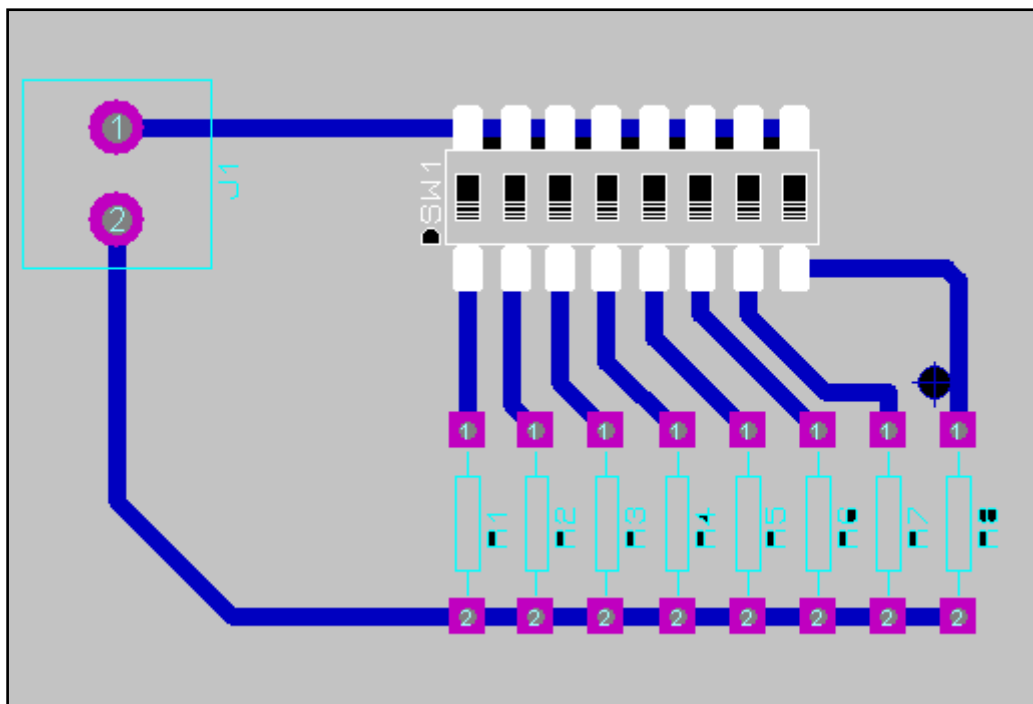
Les broches des circuits intégrés "79xx" sont disposées selon l'ordre suivant, "M", "E" et "S", c'est-à-dire un ordre complètement différent de celui des circuits intégrés référencés "78" (voir figure 32).

Annexe 11

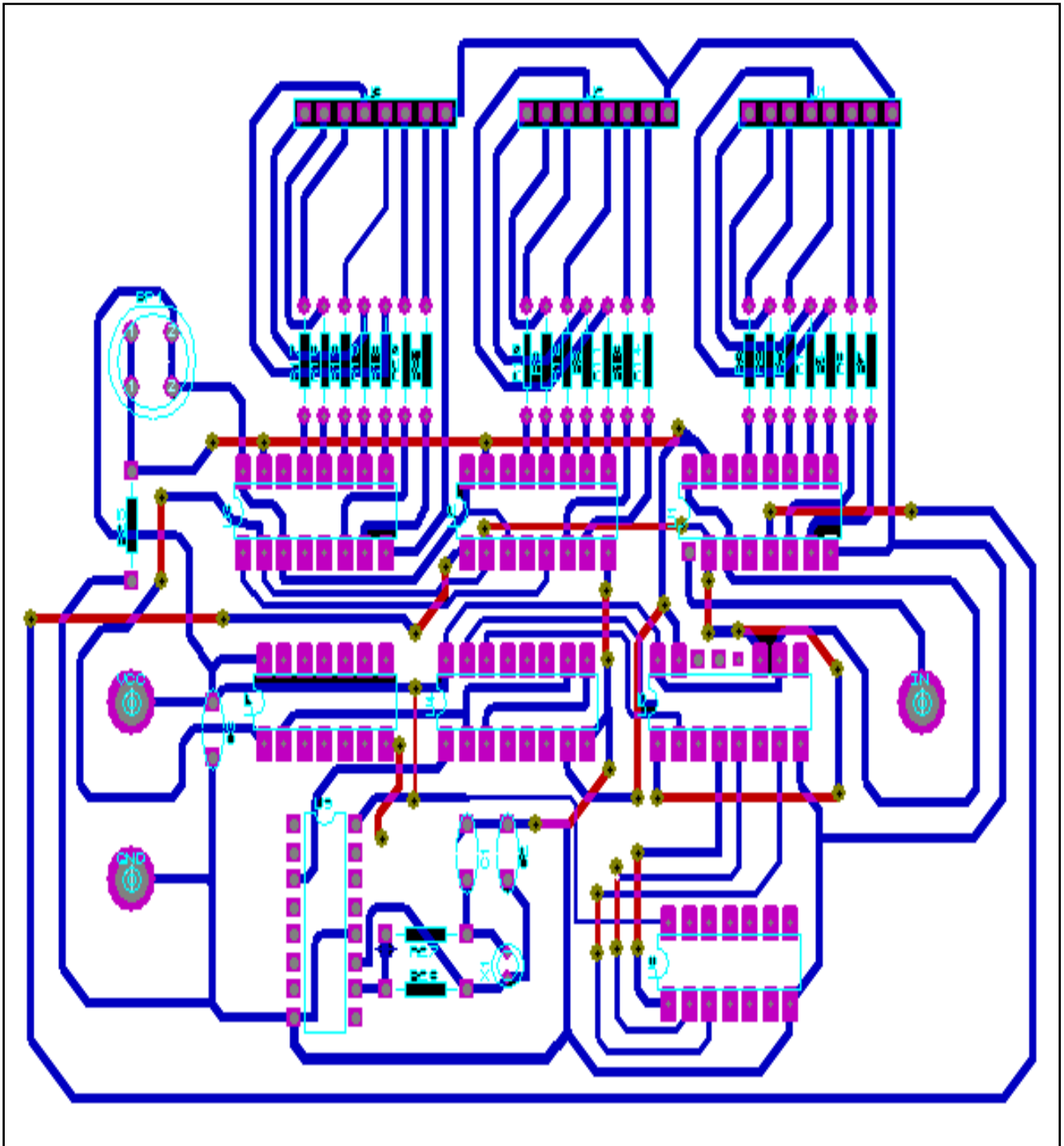
1/ Circuit imprimé du générateur d'impulsion :



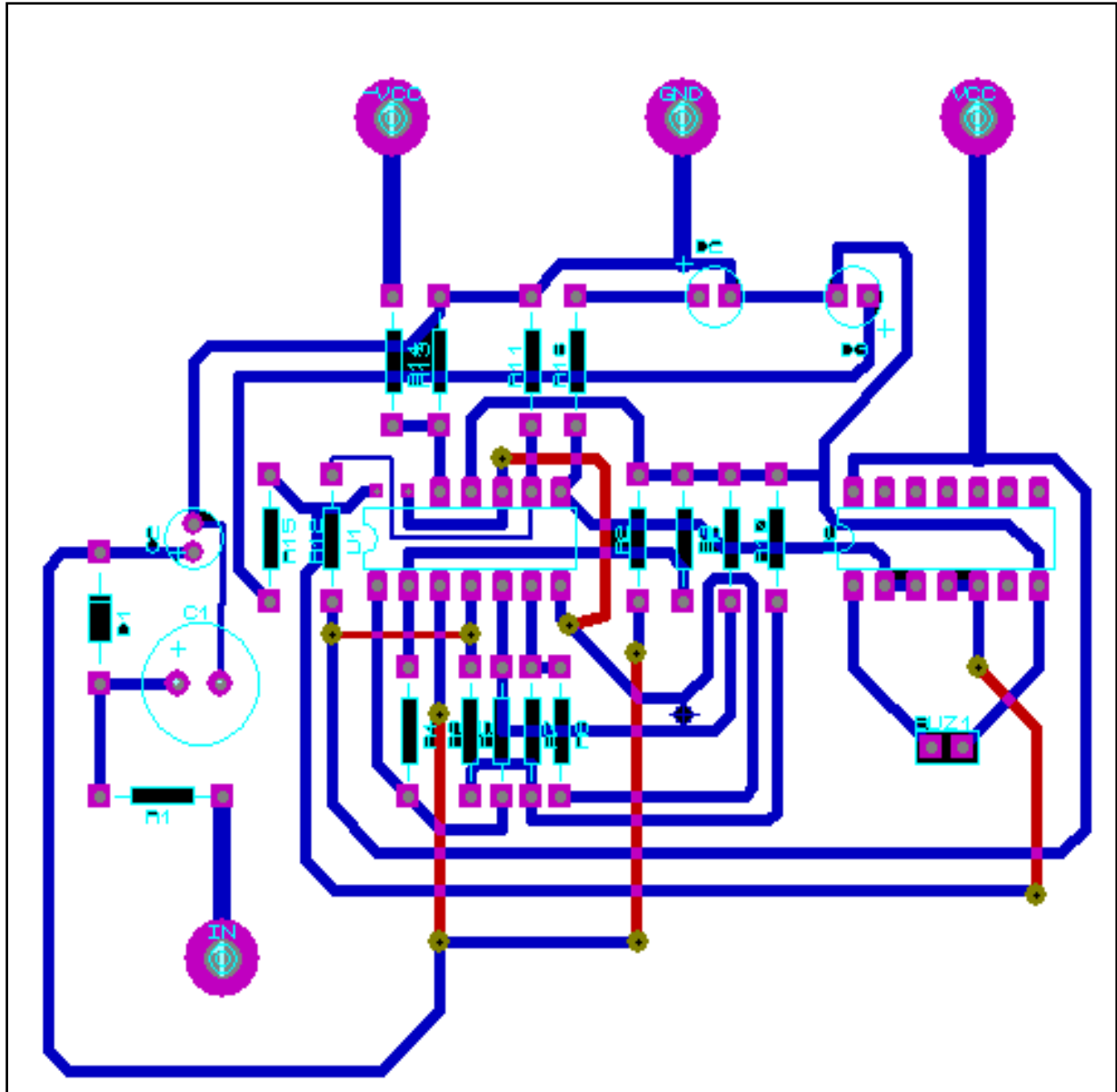
2/Circuit imprimé pour changer les valeurs des résistances :



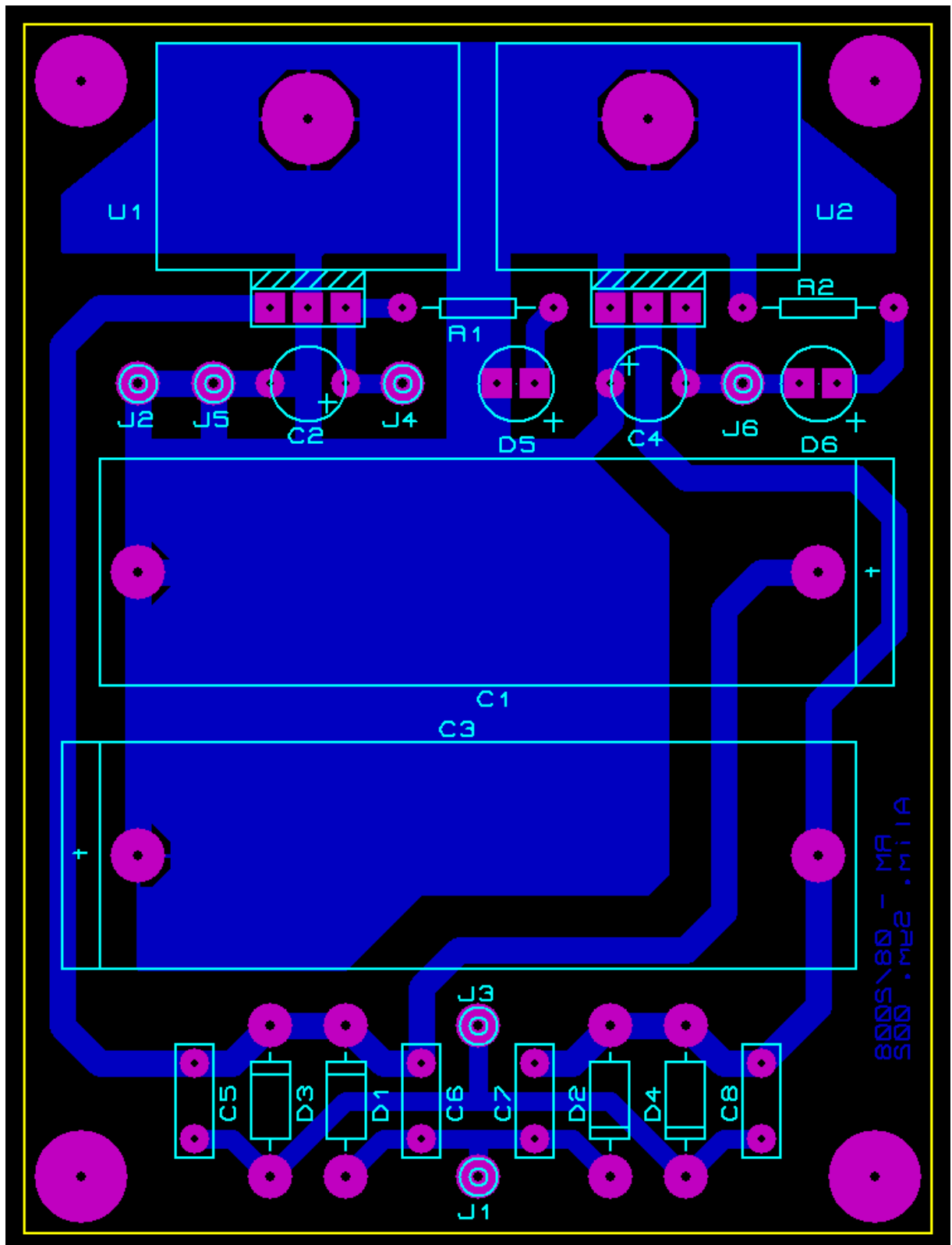
3/ Circuit imprimé compteur et afficheurs :



4/Circuit d'alarme :



5/Circuit d'alimentation :



Résumé :

Les troubles cardiaques représentent actuellement la cause majeure de la mortalité dans le monde. Le cœur est une pompe automatique qui bat normalement 72 fois durant chaque minute. C'est un rythme imposé par la contraction des cellules du tissu nodale. Un cardio-tachymètre peut permettre de mesurer aisément la fréquence cardiaque d'une façon fiable et non invasive. A travers ce mémoire, nous escomptons pouvoir réaliser un dispositif électronique pouvant simuler l'activité électrique du cœur (un générateur d'impulsions). Un système de comptage va compter et par la suite afficher par le biais de trois afficheurs 7 segments le nombre de battements cardiaques durant une minute. Dans le cas où la fréquence est très élevée ou très basse deux alarmes ; une visuelle(LED) et l'autre sonore (buzzer) vont être déclenchées.

Mots clés : cœur, rythme, tissu nodal, cardio-tachymètre, générateur d'impulsion, afficheur 7 segments, battements cardiaques, LED, buzzer.

Abstract :

Heart problems are currently the major cause of mortality in the world. The heart is an automatic pump that normally beats 72 times in each minute. This is a rhythm imposed by the contraction of the nodal cell tissue. A cardiometer can easily afford to measure heart rate in a reliable and non-invasively. Through this project, we expect to realize an electronic device that can simulate the electrical activity of the heart (pulse generator). A counting system will count and eventually display through three 7-segment displays the number of heartbeats in a minute. In the case where the frequency is very high or very low two alarms; visual (LED) and other audible (buzzer) will be triggered.

Key words : heart, rhythm, nodal cell, cardiometer, pulse generator, display 7 segments, heartbeats, LED, buzzer.

ملخص :

مشاكل القلب هي حاليا السبب الرئيسي للوفاة في العالم. القلب هو مضخة الية يخفق عادة 72 مرات خلال كل دقيقة. هذه الوتيرة حددها انكماش خلايا الأنسجة العقديية. ومقياس سرعة القلب يمكنه بسهولة قياس معدل ضربات القلب بطريقة موثوقة وغير جراحية. من خلال هذه المذكرة نتوقع أن ننجز جهاز الكتروني يمكنه محاكاة النشاط الكهربائي للقلب (مولد النبض). ايضا نظام العد لعد وإظهار عدد النبضات خلال الدقيقة الواحدة . في حالة ما اذا كن عدد النبضات جد مرتفع او جد منخفض سيتم تشغيل جرس مرئي و سمعي.

كلمات مفتاحية :

القلب, الوتيرة, الأنسجة العقديية, ومقياس سرعة القلب, مولد النبض, نظام العد.