

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

جامعة سعيدة – د. الطاهر مولاي

Université Saïda – Dr Tahar Moulay –



Faculté de Technologie

Département d'Electronique

PROJET DE FIN D'ETUDE

Présenté Pour l'Obtention du Diplôme de Master en Génie biomédical Spécialité :

Instrumentation Biomédicale

**Expérimentation d'un stimulateur cardiaque (Pacemaker) à base
d'un module moniteur de fréquence cardiaque et ARDUINO**

Présenté par :

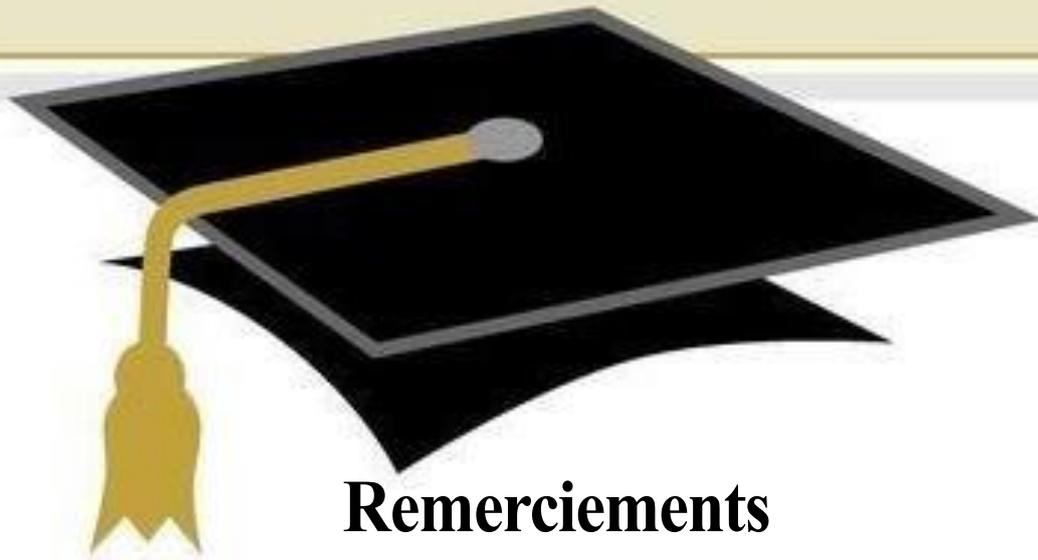
CHOHRA Aicha

MOSTEFAI Amina

Soutenu le 25 / 09 / 2024, devant le jury composé de :

- Dr. BOUKHALFA Malika Univ. De Saida Encadreur
- Dr. KAFI Khadija Univ. De Saida Examinatrice
- Dr. CHAMI Nadir Univ. De Saida Président

Année universitaire 2023/2024



Remerciements

« Louange à Allah qui nous a guidés à ceci. Nous n'aurions pas été guidés, si Allah ne nous avait pas guidés »

[Sourate 7. Al Araf verset 43]

Avant de commencer la présentation de ce travail, je profite de l'occasion pour remercier toutes les personnes qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation de ce projet de fin d'études. Tout d'abord, je remercie le bon Dieu puissant de la bonne santé, la volonté et de la patience qu'il nous a données tout au long de notre étude. Nous remercions

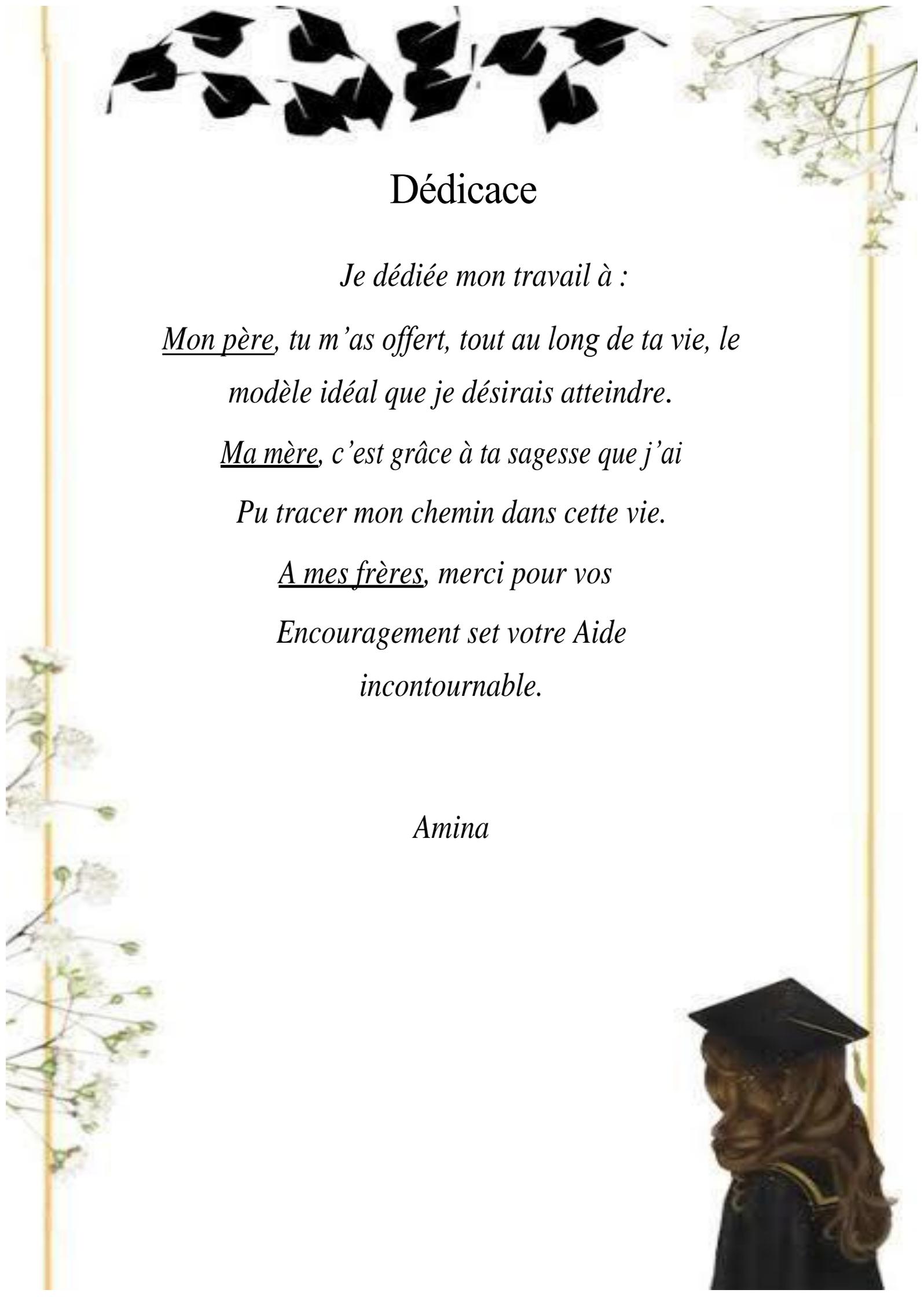
Très sincèrement notre encadreur de ce travail

***Dr. MALIKA BOUKHALFA**, pour ses conseils pertinents, et ses orientations judicieuses sa patience et diligence, et par ses suggestions*

a

grandement facilité ce travail. Nous tenons à exprimer notre gratitude aux membres du jury qui ont bien voulu examiner ce travail. Nos remerciements vont aussi à tous les enseignants du département d'électronique qui ont contribué à notre formation. Enfin, nous tenons à exprimer notre reconnaissance à tous nos amis et collègues pour leur soutien moral et matériel...





Dédicace

Je dédie mon travail à :

*Mon père, tu m'as offert, tout au long de ta vie, le
modèle idéal que je désirais atteindre.*

*Ma mère, c'est grâce à ta sagesse que j'ai
Pu tracer mon chemin dans cette vie.*

*A mes frères, merci pour vos
Encouragement set votre Aide
incontournable.*

Amina



Dédicace



Je dédie ce mémoire, aux personnes qui me sont les plus chères :

**A mes parents qui m'ont énormément soutenu dans les moments
les plus*

*difficiles, partagé mes joies et mes peines, qui se sont toujours
sacrifiés à mes dépends.*

**A mes frères Chohra Mostafa et Chohra Abdlkader et Abdelhadi
Amhamed et Haddad Krimo*

** A mes sœurs Alia, Nada, Nessrine ,Naima , Rekaia ,Oumjilali et
à toute ma famille pour leur soutien.*

*Je dédie, aussi, ce travail à mes amais Zellag Nour el
houda,Sebbah*

*Mimouna, Bahloul KHalida ,Chekay Amina et tout mes chères
amies*

**A tous les personnes qui m'aidé une fois dans ma vie.
Je dédie ce travail.*

Aicha



Table des matières

TABLE DES MATIERES

Liste des figures

Liste des abréviations

Introduction générale 1

Chapitre I Anatomie du cœur et le système cardiovasculaire

I.1. INTRODUCTION	3
I.2. ANATOMIE DU CŒUR :	3
I.3. LA CIRCULATION SANGUINE :	5
I.4. DEFINITION DU SYSTEME CARDIOVASCULAIRE :	7
I.5. LE ROLE DU SYSTEME CARDIOVASCULAIRE :	8
I.6. LE RYTHME CARDIAQUE :	8
I.6.1 Révolution cardiaque :	10
I.6.2. Potentiel de membrane ou potentiel membranaire :	11
I.6.3. Le potentiel d'action à travers le cœur :	13
I.7 PROPRIETES DES CELLULES CARDIAQUES	14
I.7.1. L'EXCITABILITE :	14
I.7.2. L'AUTOMATISME CARDIAQUE	14
I.8. POTENTIEL MEMBRANAIRE DE REPOS DES CARDIOMYOCYTES :	15
I.8.1. Potentiel d'action :	15
I.8.2. Déroulement du PA :	15
I.9. CONCLUSION :	20

Chapitre II Electrocardiographie & le stimulateur cardiaque

II.1. INTRODUCTION :	22
II.2.1. Définition :	22
II.2.2. Principe d'un électrocardiogramme :	22
II.3. POSITION DES ELECTRODES ET DERIVATIONS ELECTROCARDIOGRAPHIQUES :	23
II.3.1. Dérivations périphériques	23
II.3.2. Dérivations précordiales :	24
II.4. ACTIVATION CARDIAQUE :	26
II.4.1. Activation auriculaire :	26
II.4.2. La conduction A-V : Intervalle PR ou PQ	27
II.4.3. Activation ventriculaire : Le complexe QRS	27
II.5. L'ELECTROCARDIOGRAMME STANDARD :	30
II.6. Réalisation de l'examen :	30
3. Est-ce que le rythme est sinusal (ou normal) ?	32
II.7. LES TROUBLES DU RYTHME :	32
II.7.1. LES EXTRASYSTOLES :	33
II.7.2. La fibrillation auriculaire :	33

II.7.3. La tachycardie ventriculaire :	34
II.7.4. La fibrillation ventriculaire :	35
II.8. LE STIMULATION CARDIAQUE :	35
II.9. STRUCTURE ET FONCTIONNEMENT DE PACEMAKER :	36
II.10. ROLE DU STIMULATEUR CARDIAQUE :	39
II.11. LES DIFFERENTS TYPES DE STIMULATEURS CARDIAQUES :	39
II.11.1. Le stimulateur simple chambre :	39
II.11.2. Le stimulateur Double chambre :	39
II.11.3. Le stimulateur Triple chambre :	39
II.12. CONCLUSION :	40
 <i>Chapitre III Simulation d'un Pacemaker à base d'Arduino et du Timer NE555</i>	
III. Présentation des éléments de la simulation:	42
III.1. LA PLATEFORME ARDUINO:	42
III.1.1. Microcontrôleur:	43
III.1.2. Les connecteurs:	43
III.1.3. Alimentation	44
III.1.4. Plusieurs fonctions sur un même circuit:	44
III.2. LE MICROCONTROLEUR ATMEGA 328:	46
III.3. CAPTEUR DE POULS:	48
III.3.1. Principe de fonctionnement du capteur	49
III.3.2. Présentation du capteur	50
III.3.3. Brochage et câblage du capteur	51
III.4. L'AFFICHEUR LCD	51
III.5. LE GENERATEUR D'IMPULSIONS	53
III.5.1 Le Timer NE 555	53
III.5.2. Principe de fonctionnement	54
III.6. LE POTENTIOMETRE NUMERIQUE	56
III.6.1. Principe de base d'un potentiomètre	56
III.6.2. Potentiomètres numériques ; potentiomètres sous forme de circuits intégrés	57
III.6.3. Spécifications et fonctionnalités des potentiomètres numériques	57
III.6.4. Le numérique MCP41xx	58
III.7. SIMULATION DU FONCTIONNEMENT DU PACEMAKER	59
III.7.1. Capteur de fréquence cardiaque avec Arduino	59
III.7.2. Le Timer NE555 en configuration monostable	60
III.7.3. Le potentiomètre numérique MCP41xx	61
III.7.4. Contrôle du Timer NE555 par Arduino et le digipot MCP41XXX	63
1/- Génération d'impulsions avec le NE555 en mode monostable	64
2/- Synchronisation avec la fréquence cardiaque	64
3/- Configurer le NE555 pour générer une impulsion spécifique	65
4/- Déclenchement par Arduino	65

CONCLUSION.....	68
Conclusion générale	70
<i>Bibliographie</i>	71

Liste des figures

CHAPITRE I

Figure I.1. Anatomie externe du cœur humain .	4
Figure I.2. Coupe du Muscle cardiaque.	4
Figure. I.3. Anatomie interne du cœur.	5
Figure I.4. Le sens de la circulation sanguine au niveau du cœur.	6
Figure I.5. Schéma du Système cardiovasculaire et les échanges gazeux.	7
Figure I.6. Schéma de principe de système cardiovasculaire.	8
Figure I.7. Trajet de l'impulsion électrique à travers le cœur.	9
Figure I.8. Les différentes phases d'une révolution cardiaque.	11
Figure 1.9 Membrane plasmique d'une cellule cardiaque et sens du vecteur de Polarisation	12
Figure 1.10 Système de conduction de l'impulsion électrique à travers le cœur	14
Figure 1.11. Potentiel d'action des fibres automatiques. A. Fibre atriale sinusale (réponse lente) B. Fibre ventriculaire (réponse rapide)	19
Figure 1.12. Les potentiels d'action des cellules myocardiques + Electrocardiogramme (ECG).	19

CHAPITRE II

Figure II.1. Morphologie du signal ECG. En haut , l'électrode enregistre une déflexion positive car elle voit arriver l'onde de dépolarisation. Au milieu l'électrode enregistre une déflexion négative parce qu'elle voit fuir l'onde. En bas l'électrode placée au milieu va enregistrer une déflexion biphasique.	22
Figure II.2. Positions des dérivations (électrodes) périphériques et précordiales.	23
Figure II.3. Les dérivations (électrodes) précordiales.	25
Figure II.4. Directions des dérivations périphériques et angles les séparant.	26
Figure III.5. Activation auriculaire. A: activation de l'oreillette droite. B: activation du septum. C: activation de l'oreillette gauche.	27
Figure III. 6. (a) L'activation ventriculaire.	28
Figure II.7. Ondes d'électrocardiographie (ECG).	29
Figure II.8. ECG 12 dérivations standard.	30
Figure II.9. Réalisation d'un ECG.[17]	30
Figure II.10. ECG d'une extrasystole ventriculaire	33
Figure II.11. ECG d'une fibrillation auriculaire.	34

Figure II.12. ECG d'une tachycardie ventriculaire.	34
Figure II.13. ECG d'une fibrillation ventriculaire.	35
Figure II.14. La stimulation cardiaque.	36
Figure II.15. d'un boîtier de stimulation.	36
Figure II.16. Structure de stimulation.	37
Figure II.17. Les différentes parties d'un pacemaker	37
Figure II.18. Vue d'ensemble d'une sonde d'un pacemaker.	38
Figure II.19. Schéma synoptique d'un stimulateur cardiaque moderne.	38
Figure II.20. Les différents types de stimulateurs cardiaques	39

CHAPITRE III

Figure III.1. Architecture interne de l'Atmega 328.	47
Figure III.2. Brochage de l'Atmega 328	48
Figure III.3. Capteur de pouls Arduino	48
Figure III.4. Principe d'un capteur de pouls optique	49
Figure III.5. Circuit électrique du capteur de fréquence cardiaque	49
Figure III.6. Faces avant et arrière d'un capteur de pouls Arduino	50
Figure III.7. Brochage du capteur de pouls avec Arduino	51
Figure III.8. Afficheur LCD 8 fils et son Branchement	52
Figure III.9. Brochage du NE555	54
Figure III.10. Structure interne du NE555	54
Figure III.11. Le NE555 en configuration monostable	55
Figure III.12. Forme d'ondes du NE555 monté en monostable	56
Figure III.13. potentiomètre standard avec axe rotatif	57
Figure III.14. Principe d'un potentiomètre classique vs un potentiomètre numérique	57
Figure III.15. Broches et brochage du MCP41XX.	58
Figure III.16. Inter	59
Figure III.17. Montage (capteur de pouls + Arduino)	60
Figure III.18. (a) NE555 en configuration monostable (b) oscillogramme de sortie	61
Figure III.19. Montage test du digipot MCP41010.	62
Figure III.20. Montage pour le contrôle de la fréquence du Timer NE555.	64
Figure III.21. Déclenchement du NE555 avec Arduino.	66
Figure III.22. Schéma de simulation du pacemaker	67

Liste des abréviations

- AV** : Le nœud auriculo-ventriculaire.
- SA** : nœud sinusal, ou sino-auriculaire
- PA** : Le potentiel d'action
- ECG** : électrocardiogramme
- AV** : Auriculo-Ventricule
- DI** : Dérivation I.
- DII** : Dérivation II.
- DIII** : Dérivation III.
- VF** : augmented voltage foot.
- VL** : augmented voltage left arm.
- VR** : augmented voltage right arm.
- ACFA** : l'arythmie complète par fibrillation auriculaire
- TACFA** : Tachyarythmie Complète par Fibrillation Auriculaire
- MCU** : Microcontrôleurs Unit
- RAM** : la mémoire vive
- ROM** : la mémoire morte
- Eprom Programmable Read Only Memory
- CAN** : les convertisseurs analogiques-numériques
- CNA** : les convertisseurs numériques-analogiques
- MLI** : modulation de largeur d'impulsion

Résumé :

Ce projet consiste à concevoir un prototype de stimulateur cardiaque basé sur un capteur de fréquence cardiaque et une carte Arduino. Le système détecte la fréquence cardiaque, analyse les anomalies (comme la bradycardie) et génère des impulsions électriques pour corriger le rythme. L'Arduino traite les signaux du capteur et contrôle le mécanisme de stimulation. Ce projet permet de simuler le fonctionnement d'un pacemaker

ملخص:

يهدف هذا المشروع إلى تصميم نموذج أولي لجهاز تنظيم ضربات القلب بالاعتماد على مستشعر لمراقبة معدل ضربات القلب ولوحة أردوينو. يقوم النظام برصد معدل ضربات القلب، واكتشاف أي اضطرابات (مثل بطء ضربات القلب) ثم توليد نبضات كهربائية لتصحيح الإيقاع. تعمل لوحة الأردوينو على معالجة إشارات المستشعر والتحكم في آلية التحفيز الكهربائي. يتيح هذا المشروع محاكاة آلية عمل جهاز تنظيم ضربات القلب

Abstract:

This project aims to design a prototype of a pacemaker using a heart rate monitor sensor and an Arduino board. The system detects heart rate, identifies rhythm abnormalities (such as bradycardia), and generates electrical impulses to correct the heartbeat. The Arduino processes signals from the sensor and controls the stimulation mechanism. This project simulates the operation of a pacemaker



***Introduction
Générale***

Introduction générale

Le coeur fascine l'être humain depuis des millénaires. Cet organe a un rôle crucial et central dans la vie des humains et de nombreux organismes. Chez l'humain, il bat en moyenne 80 fois par minute pour fournir, à chaque battement, plus ou moins 70 mL de sang à travers près de 100,000 km de vaisseaux sanguins. Au cours d'une vie, cela représente plus de 3 milliards de battements, soit le plus grand nombre parmi tous les êtres vivants..

Historiquement, le coeur était considéré comme la source de la chaleur corporelle, des émotions et de la pensée. La compréhension du fonctionnement de cet organe complexe et du réseau vasculaire relié a longtemps été erronée et incomplète.

Ce n'est qu'en 1628 que William Harvey a pu établir les bases du modèle que l'on connaît aujourd'hui, c'est-à-dire où le coeur pompe le sang oxygéné aux organes dans un circuit de vaisseaux fermés, qui retourne au coeur et passe par les poumons pour s'oxygéner à nouveau.

C'est grâce à ce modèle que, près de 100 ans plus tard, furent établies les bases de la physiopathologie de l'insuffisance cardiaque. Des centaines d'études basées sur ces découvertes ont par la suite permis de raffiner notre compréhension du système cardiovasculaire et des pathologies associées [1].

L'électrocardiographie est l'outil de diagnostic utilisé pour évaluer la probabilité d'anomalie cardiaques. C'est une représentation graphique temporelle des différents potentiels prélevés entre plusieurs électrodes cutanées, ce qui permet d'avoir une connaissance sur les phénomènes électriques qui conduisent à la contraction du muscle cardiaque.

Notre coeur bat 24 heures sur 24 pendant toute notre vie et se contracte plus de 100 000 fois par jour grâce à un stimulateur naturel : le noeud sinusal qui est un ensemble de cellules situé dans la paroi supérieure de l'atrium droit du coeur. Lorsque le noeud sinusal ne remplit plus correctement son rôle, la chirurgie permet

depuis 1958 d'implanter dans la cage thoracique un stimulateur cardiaque artificiel (appelé aussi *pacemaker*) qui va forcer le muscle cardiaque à battre régulièrement en lui envoyant de petites impulsions électriques par l'intermédiaire d'un générateur et de sondes [2].

Après plusieurs essais de stimulateurs cardiaques externes dans les années 1950, le premier modèle de

stimulateur cardiaque interne est implante par voie chirurgicale en Suède 1958. Les sondes endocavitaires apparaissent dans les années 1960 et permettent de se passer des électrodes épicaudiques. La stimulation multi-chambre fut inventée en 1963, puis dans le courant des années 1970, la programmation par un boitier externe apparait. Le premier défibrillateur interne est implante en 1985, et l'usage de la resynchronisation se développe dans les années 1990 [3]. les microcontrôleurs sont actuellement des plus utilisés dans les montages nécessitant les commandes d'appareils tels que les stimulateurs cardiaques.

Différentes sources d'énergie sont testées au cours de l'évolution du matériel. Dans les années 1970 des stimulateurs cardiaques au plutonium 238 sont implantes. Ils avaient alors une durée de vie de batterie de 10 ans contre seulement 2 ans pour les batteries de l'époque. Les batteries actuelles sont au lithium, la durée estimée d'un stimulateur double chambre est d'une dizaine d'année , contre 5 ans environ pour un défibrillateur. Ces durées moyennes sont amenées à augmenter dans les prochaines années grâce à différents algorithmes permettant d'économiser de la batterie [3].

Les stimulateurs cardiaques se composent d'un boitier, le plus souvent situe en position pre-pectorale, et

de sondes, reliant le boitier à l'endocarde en passant par la veine sous clavière. Le stimulateur est contrôlé régulièrement en consultation à l'aide d'un programmeur qui permet de consulter les enregistrements et éventuellement de modifier la programmation.

Les stimulateurs cardiaques ont pour rôle de délivrer une impulsion électrique fixe à une fréquence prédéterminée, le but de notre projet est de concevoir un circuit électrique simulant sous Proteus le fonctionnement d'un stimulateur cardiaque Arduino, pour mener à bien notre travail, nous avons conçu notre mémoire de la manière suivante :

Après une introduction générale, Un premier chapitre est dédié à l'anatomie du coeur et traitant de l'électrophysiologie cardiaque. Dans le deuxième chapitre nous avons exposé l'électrocardiographie et ses notions fondamentales menant à la compréhension de l'origine du signal électrocardiogramme (ECG) ainsi que sa détection. Quelques anomalies abordées, ont été utiles pour introduire la seconde partie de ce chapitre, à savoir, le Pacemaker. Le troisième chapitre est entièrement consacré à la simulation du Pacemaker à base d'arduino et du Timmer NE555. Le mémoire est achevé enfin par une conclusion générale.

Chapitre I

**Anatomie du cœur et le système
cardiovasculaire**

I.1. Introduction

Le cœur est un organe musculaire situé dans la cage thoracique, derrière le sternum, et décalé légèrement sur la gauche chez la plupart des individus. Sa taille est environ 1,5 fois la taille du poing de la personne. Une paroi épaisse divise le cœur en deux parties, gauche et droite. Chaque partie comporte deux cavités, une oreillette et un ventricule, reliées par une valve.

Le cœur fonctionne comme une pompe qui, grâce à ses contractions régulières, propulse le sang dans tout l'organisme et assure ainsi l'alimentation en oxygène du corps entier. Chaque jour, le cœur pompe environ 8'000 litres de sang

Plus modestement, nous vous présentons dans ce chapitre le cœur dans sa simple réalité biologique. Notre but ne sera pas d'être exhaustif mais simplement d'offrir une présentation, nous regarderons sa structure anatomique ensuite nous nous intéresserons au fonctionnement de cet organe et nous expliquerons à quoi correspondent les battements cardiaques.

I.2. Anatomie du cœur :

La santé des artères et le bon fonctionnement du cœur, peuvent être altérés par de nombreux facteurs : mode de vie, âge, diabète, cholestérol, antécédents familiaux... Pour comprendre le fonctionnement du cœur et le protéger des maladies cardio-vasculaires, un petit rappel anatomique s'impose.

Situé au sein du thorax, entre les 2 poumons, le cœur est un muscle creux de la grosseur d'un poing.

Il est recouvert de 2 fines membranes protectrices :

- L'picarde, l'enveloppe externe,
- l'endocarde, l'enveloppe interne.

Le cœur a la forme grossière d'une pyramide renversée à trois faces.

De sa base s'échappent 2 vaisseaux :

- l'artère pulmonaire, qui relie le cœur aux poumons,
- l'aorte, qui relie le cœur au reste du corps : organes nobles, viscères, muscles, tissus.[1]

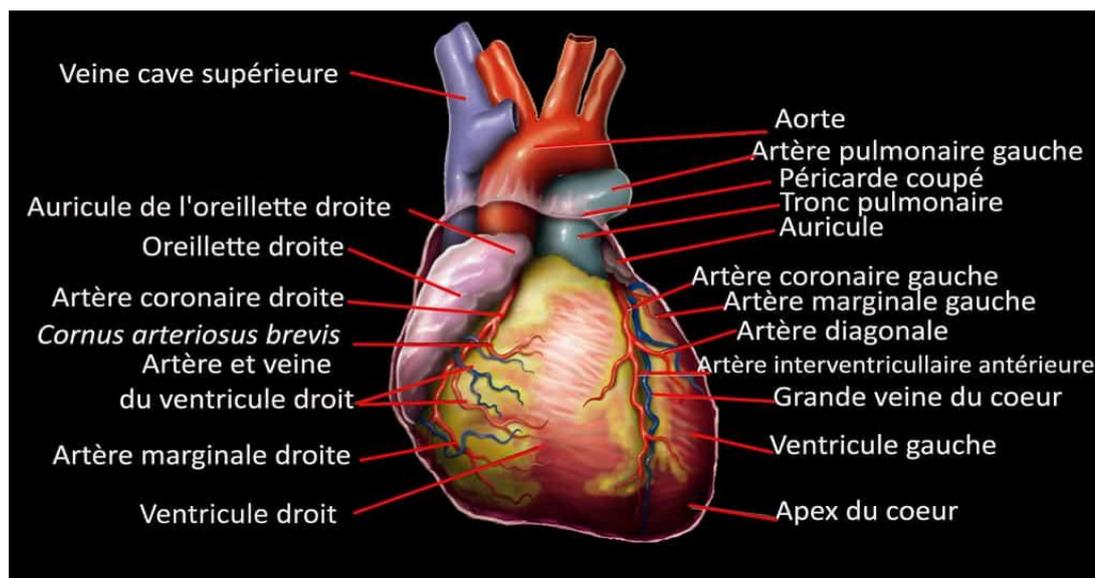


Figure I.1. Anatomie externe du cœur humain .[2]



Figure I.2. Coupe du Muscle cardiaque. [3]

Vu en coupe, le cœur se compose de 4 cavités, couplées deux par deux, qui forment le cœur droit et le cœur gauche, soit deux pompes juxtaposées et synchronisées. Une paroi musculaire appelée septum sépare les côtés droit et gauche du cœur.

Chacun des deux cœurs est constitué d'une petite cavité, l'oreillette, ayant un rôle de réception du sang. Au gré des pressions, elle se contracte pour se vider dans un espace plus volumineux : le ventricule, qui éjecte le sang dans une artère.

Quatre valves cardiaques, situées entre les oreillettes et les ventricules d'une part, et à la sortie des ventricules d'autre part, empêchent, lorsqu'elles sont fermées, le reflux du sang dans le mauvais sens. La fermeture des valves produit le son familier du battement du cœur.

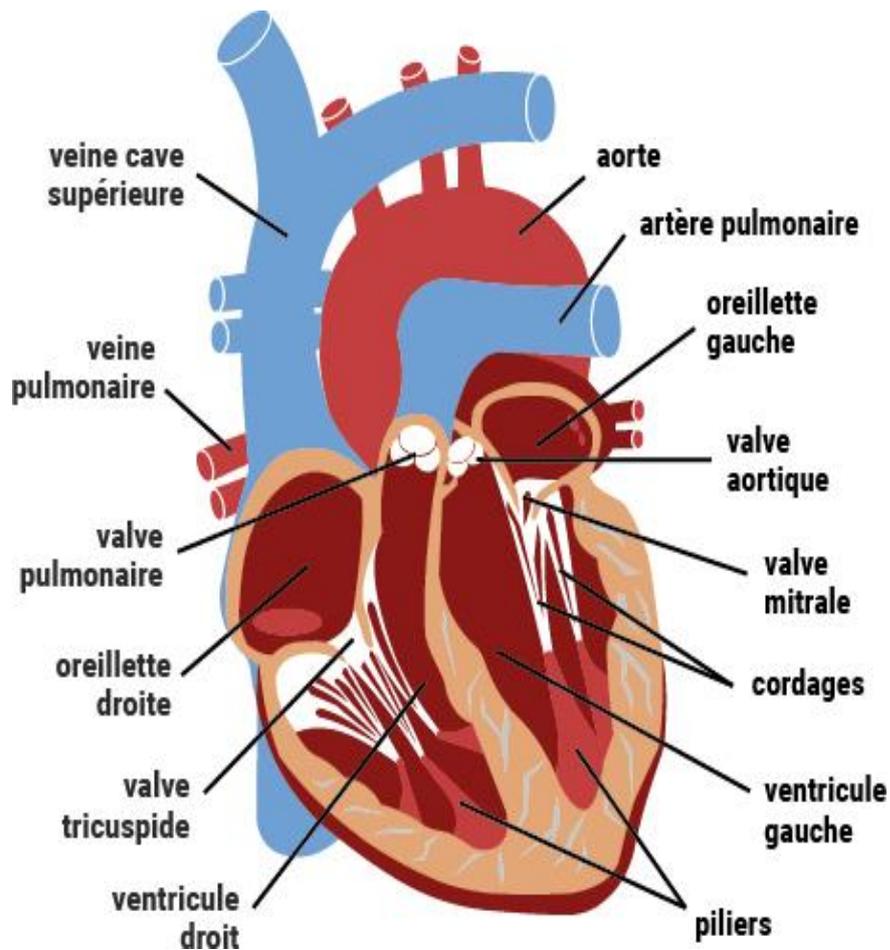


Figure. I.3. Anatomie interne du cœur.[4]

I.3. La Circulation sanguine :

Le côté droit du cœur, où se trouvent l'oreillette et le ventricule droits, reçoit le sang appauvri en oxygène provenant du reste du corps.

Le côté gauche, où se trouvent l'oreillette et le ventricule gauches, reçoit le sang fraîchement oxygéné par les poumons.

Pour faire circuler le sang dans le corps, le cœur se contracte et se décontracte (se dilate). A chaque battement, le cœur expulse du sang dans les artères. C'est ce qui crée le pouls.

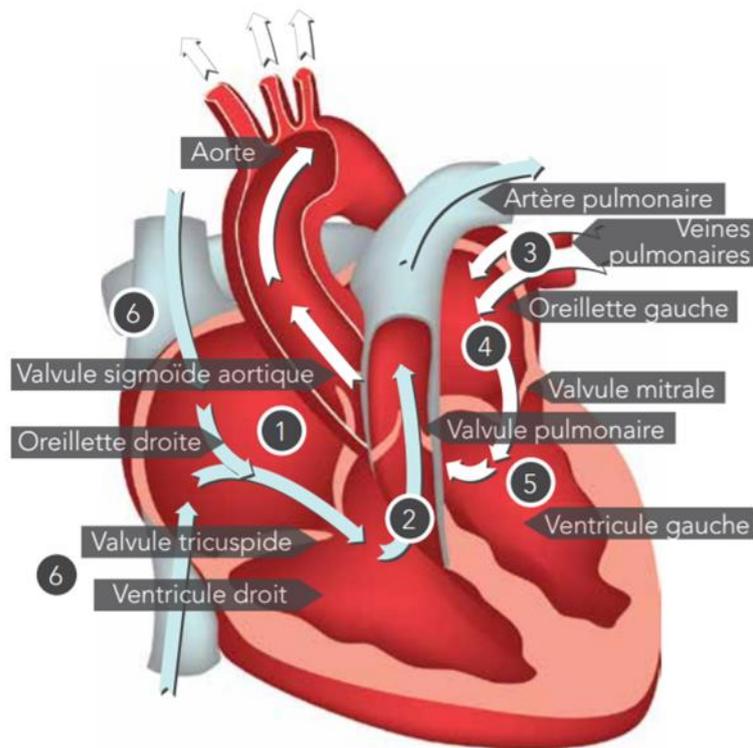


Figure I.4. Le sens de la circulation sanguine au niveau du cœur [5].

En détail, voici comment cela se manifeste :

- D'abord, l'oreillette droite se remplit du sang appauvri en oxygène provenant du corps (des muscles, des organes, du cerveau et même du cœur). Lorsque l'oreillette est pleine, elle se contracte. À la contraction, la valvule tricuspide reliant l'oreillette droite et le ventricule droit s'ouvre. Le sang entre alors dans le ventricule droit.
- Lorsque le ventricule droit est plein, il se contracte à son tour pour pousser le sang dans les poumons par la valvule pulmonaire.
- Les poumons remplacent le dioxyde de carbone présent dans le sang par de l'oxygène. Le sang, maintenant oxygéné, est expulsé vers l'oreillette gauche.
- Lorsque l'oreillette gauche se contracte, la valvule mitrale reliant cette dernière au ventricule gauche s'ouvre. Ainsi, le sang pénètre dans ce ventricule.
- Le ventricule gauche expulse le sang oxygéné par la valvule aortique vers l'aorte, qui alimente le reste du corps cœur.

Le sang riche en oxygène circule dans tout le corps. Enfin, les veines ramènent le sang pauvre en oxygène à l'oreillette droite, qui s'en remplit, et le cycle recommence.[1]

I.4. Définition du système cardiovasculaire :

Le système cardiovasculaire ou le système circulatoire est l'ensemble des structures anatomiques destinées à véhiculer le sang dans les organismes. Celui-ci comprend :

Une pompe : le cœur.

- Des conduits : les vaisseaux.
- Artères, artérioles.
- Veines, veinules.
- Capillaires sanguins.
- Vaisseaux lymphatiques.
- Liquide : Sang & Lymphe

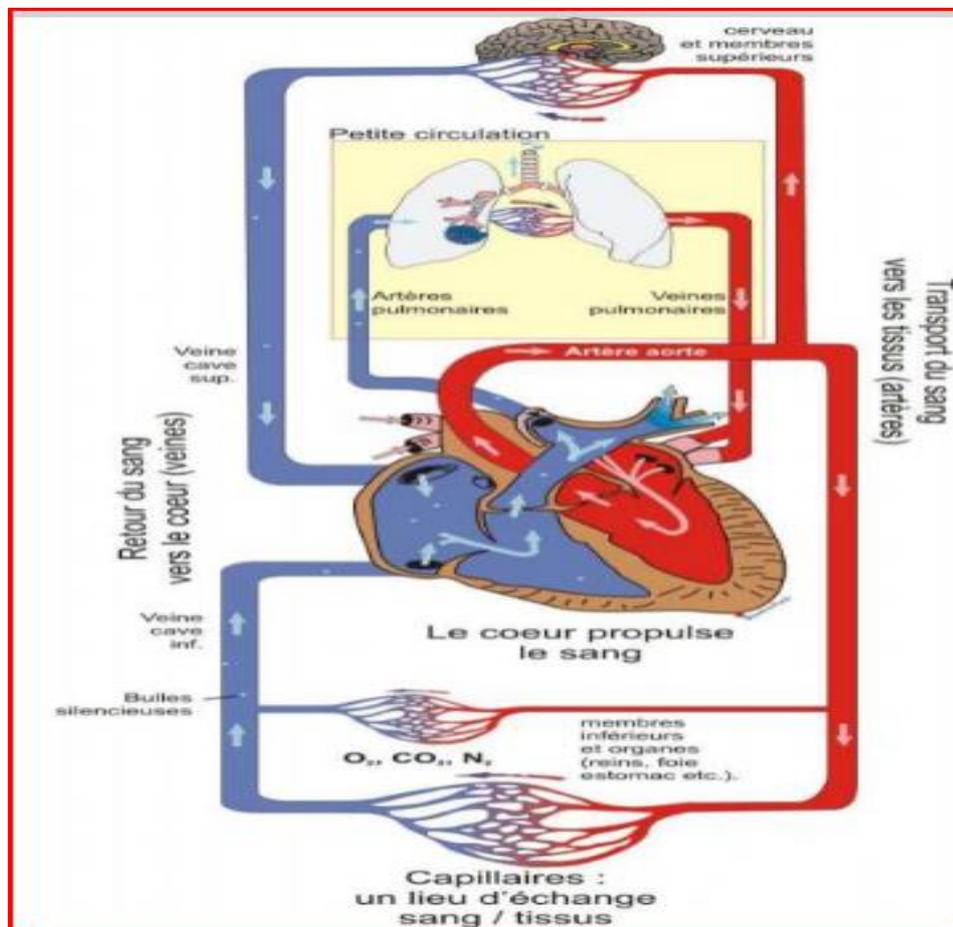


Figure I.5. Schéma du Système cardiovasculaire et les échanges gazeux.[6]

Le point de départ de tout, c'est le cœur. ou plus exactement les cœurs. En effet le cœur est séparé en deux compartiments :

- Le cœur gauche qui délivre le sang artériel à tout l'organisme : c'est la grande circulation ou

circulation systémique.

- Le cœur droit qui envoie le sang veineux vers les poumons pour y être oxygéné : c'est la petite circulation encore appelée circulation pulmonaire.

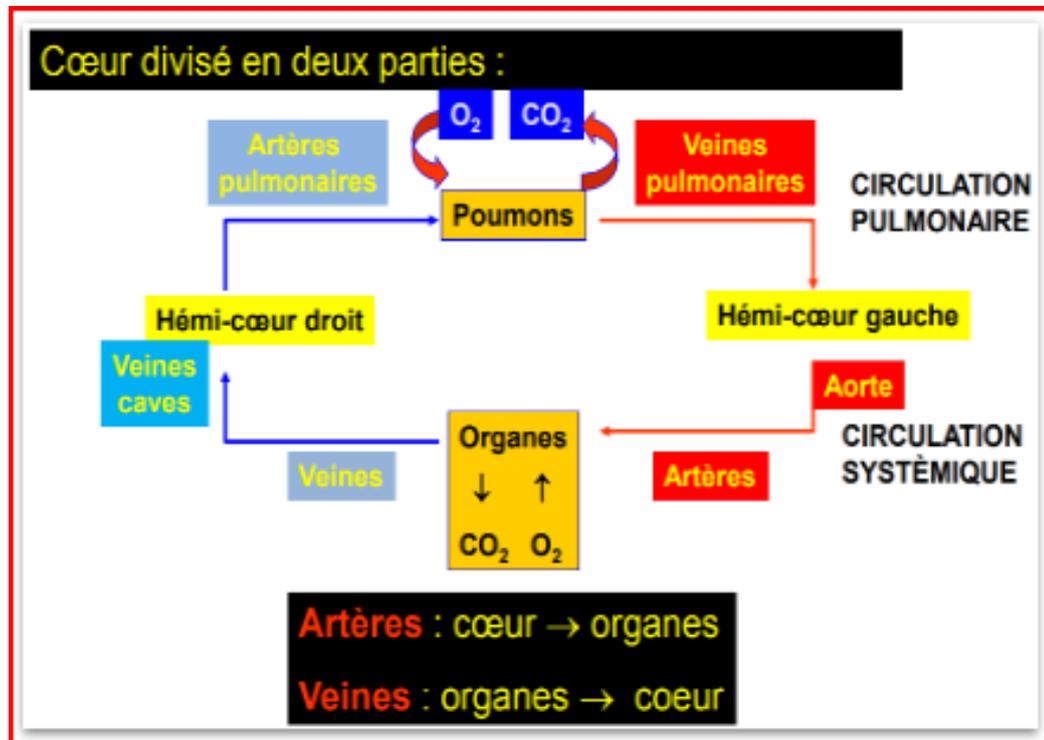


Figure I.6. Schéma de principe de système cardiovasculaire. [6]

I.5. Le Rôle du système cardiovasculaire :

Le système cardiovasculaire est destiné :

- Au transport de l'O₂ et des substances nutritives vers les cellules de l'organisme
- À l'élimination des déchets de l'activité cellulaire.

I.6. Le rythme cardiaque :

Le rythme cardiaque est régi par des signaux électriques qui le font battre à un rythme régulier et à une fréquence normale. Le trajet de ces signaux commence avec une impulsion du nœud sinusal, ou sino-auriculaire (SA), situé dans l'oreillette droite. L'impulsion électrique traverse le cœur de haut en bas, soit des oreillettes aux ventricules. Chacune leur tour, les parties du cœur se contractent pendant que les autres se dilatent.

Le rythme cardiaque possède deux composantes :

- **Une composante mécanique :** le cycle cardiaque, qui est la succession des phases de contraction (systole) éjectant le sang hors du ventricule gauche et des phases de relaxation

(diastole) permettant le remplissage de la cavité cardiaque,

- Une **composante électrique**, directement responsable de la phase mécanique avec laquelle elle est parfaitement synchronisée.

Le courant électrique naît en un point précis du cœur (de l'ordre de quelques millimètres de diamètre), appelé nœud sinusal, situé au sommet de l'oreillette droite.

Cette source est constituée d'un amas de cellules capables de fabriquer un courant électrique de quelques millivolts. Partant du nœud sinusal, le courant se propage en tache d'huile dans le muscle cardiaque.

Du point de sa naissance (oreillette droite) jusqu'au point de son arrivée (ventricules), voici le trajet emprunté par l'impulsion électrique :

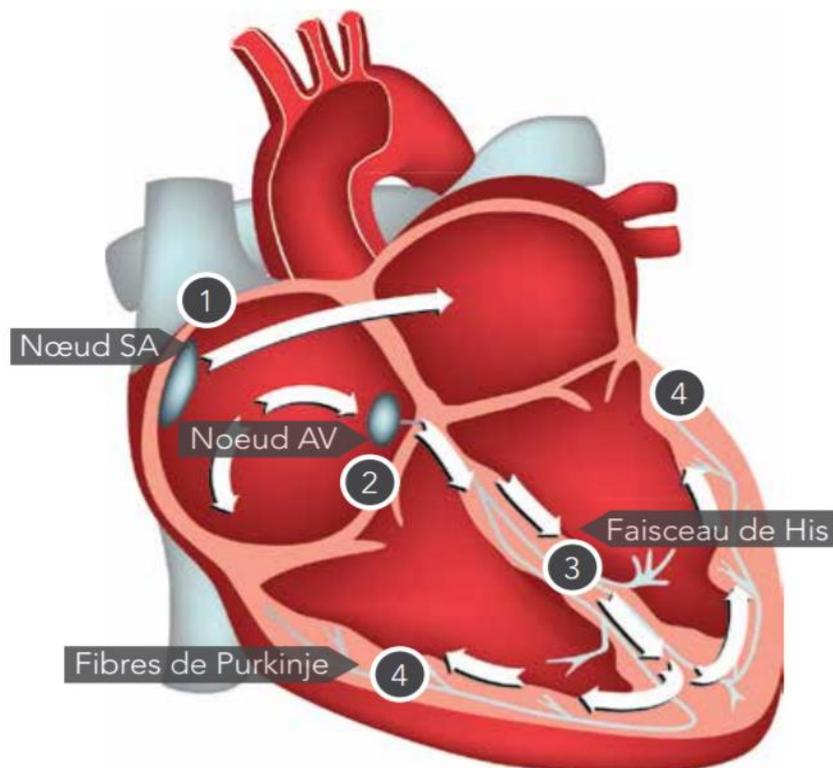


Figure I.7. Trajet de l'impulsion électrique à travers le cœur. [5]

- D'abord, l'impulsion électrique est émise par le nœud SA et transmise aux oreillettes, qui se contractent et expulsent le sang vers les ventricules.

- L'impulsion atteint le nœud auriculo-ventriculaire (AV), situé sur la paroi qui sépare les oreillettes des ventricules. Elle y reste un moment, le temps que les ventricules se remplissent de sang.
- L'impulsion électrique se rend aux ventricules par des fibres musculaires situées dans le septum (faisceau atrio-ventriculaire ou faisceau de His) et dans les parois internes des ventricules (fibres de Purkinje).
- Enfin, l'impulsion déclenche la contraction des ventricules, ce qui expulse le sang vers
- les poumons et le reste du corps.

I.6.1 Révolution cardiaque :

Le cœur pompe le sang destiné à alimenter le corps en oxygène à l'aide de battements appelés dans le domaine médical "révolution cardiaque". Cette dernière se divise en trois grandes étapes cycliques :

- La diastole
- La systole auriculaire
- La systole ventriculaire

a) **La diastole** : C'est l'étape où le sang en provenance des veines caves et des veines pulmonaires afflue dans les oreillettes puis dans les ventricules. C'est l'étape où le cœur se remplit de sang. C'est pendant cette étape que le cœur est le plus dilaté.

b) **La systole** : C'est la phase du cycle cardiaque pendant laquelle les fibres du myocarde se contractent entraînant une diminution du volume des oreillettes ou des ventricules et comportant le phénomène d'éjection du sang qu'ils contiennent.

☞ **Systole auriculaire :**

Après la phase de diastole, vient la brève phase de la systole auriculaire → phase pendant laquelle tout le sang restant dans les oreillettes passe dans les ventricules.

Une fois le sang expulsé totalement des oreillettes, les valves auriculo-ventriculaires se ferment empêchant un reflux du sang vers les oreillettes.

☞ **Systole ventriculaire :**

C'est la dernière phase de la révolution cardiaque. Le sang est éjecté dans le tronc pulmonaire et l'aorte.

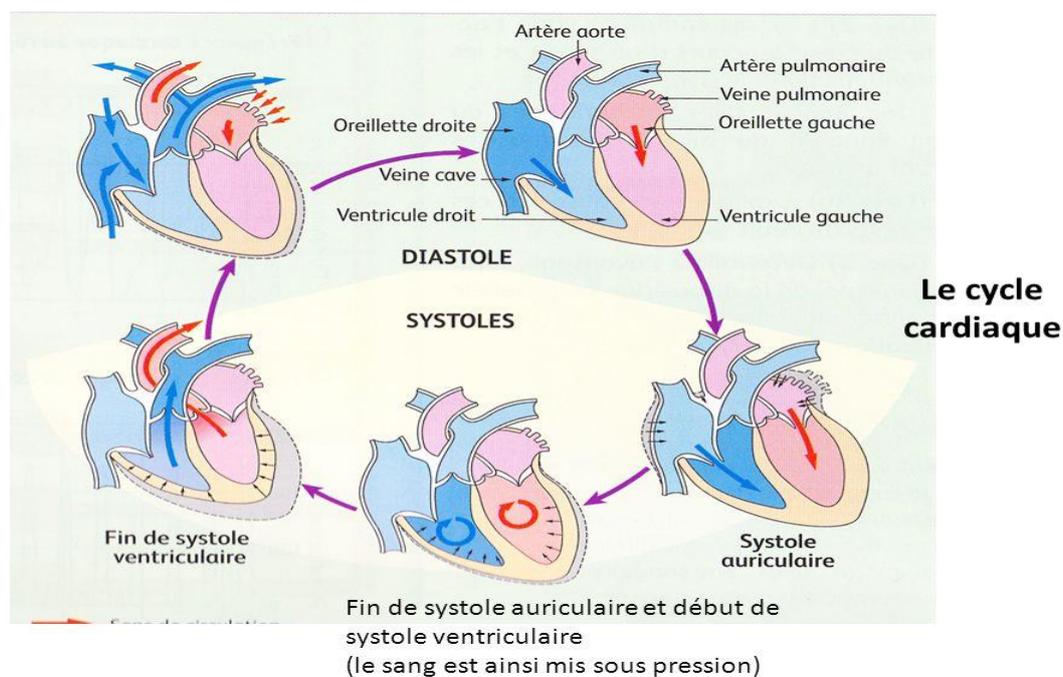


Figure I.8. Les différentes phases d'une révolution cardiaque.

La fréquence cardiaque représente le nombre de fois que le cœur bat par minute. Une fréquence normale varie d'une personne à l'autre. Toutefois, un adulte moyen au repos a généralement une fréquence cardiaque de 60 à 100 battements par minute. Au repos, elle tend à ralentir, tandis qu'elle accélère à l'effort. Connaître votre propre fréquence cardiaque peut vous aider à détecter des problèmes de santé.

Une activité électrique contrôle la fréquence (vitesse) et le rythme cardiaque. Lorsque ce dernier est régulier, on parle d'un rythme sinusal normal. Lorsqu'il y a un problème avec le rythme ou la fréquence cardiaque, on parle d'arythmie.

I.6.2. Potentiel de membrane ou potentiel membranaire :

Le potentiel de la membrane est la différence de potentiel des deux côtés d'une membrane séparant deux solutions de concentration différente d'ions, comme une membrane cellulaire séparant intérieur et extérieur d'une cellule.

Un **potentiel de membrane**, ou le **potentiel membranaire**, est la différence de potentiel électrique de part et d'autre d'une membrane. Plus précisément, la tension transmembranaire est une tension électrique spéciale entre deux espaces liquides dans laquelle des particules chargées (ions) sont présentes à différentes concentrations.

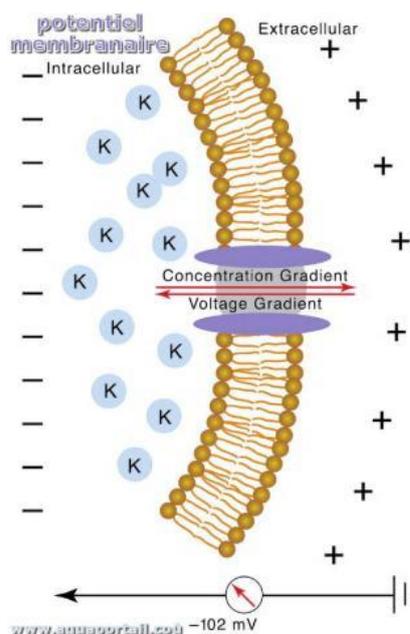


Figure 1.9 Membrane plasmique d'une cellule cardiaque et sens du vecteur de polarisation

Le potentiel membranaire est généré par la distribution inégale des ions, en particulier K^+ , Na^+ et Cl^- , à travers la membrane plasmique. Cette répartition inégale des ions est entretenue par des pompes ioniques et des échangeurs d'ions.

Toute cellule au repos est dite polarisée. Elle est chargée négativement à l'intérieur à cause d'une répartition particulière des cations et des anions de part et d'autre de la membrane plasmique de sorte que le sodium et le calcium sont plus concentré à l'extérieur qu'à l'intérieur qui est riche en potassium et d'autres minéraux comme le chlore et les protéines, grâce à des canaux qui contrôlent la sortie et l'entrée spécifique de chaque ions.

L'excitation par un stimulus quelconque (électrique, chimique ou mécanique) déclenche des modifications de la perméabilité membranaire (ou conductance) aux ions responsables d'un potentiel d'action, c'est-à-dire d'une brusque dépolarisation membranaire avec inversion des charges (intérieur positif, extérieur négatif) suivie d'une repolarisation plus lente avec retour à l'état initial.

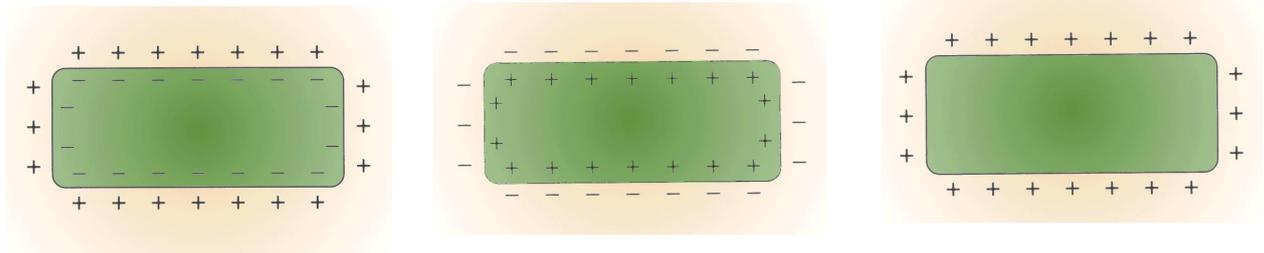
1. La dépolarisation :

Elle est provoquée par l'ouverture d'un canal sodique permettant l'entrée passive du sodium (Na^+) dans la cellule selon le gradient de concentration. Elle correspond à la phase 0 du potentiel d'action

2. La repolarisation :

Elle est due à l'inactivation du phénomène précédant et à l'ouverture d'un canal potassique permettant la sortie passive du potassium de la cellule vers le milieu extra-cellulaire. Elle est

représentée par les phases 1, 2 et 3 du potentiel d'action. La phase 4 correspond au potentiel de repos ou diastole électrique.



Cellule polarisée (repos)

cellule dépolarisée (après stimulus)

cellule repolarisée
(Repos)

Ces trois étapes (polarisation - dépolarisation - repolarisation) forment ce qu'on appelle le potentiel d'action. Il est illustré sous forme d'un graphe présentant le potentiel membranaire qui est la différence de tension électrique de part et d'autre de la membrane plasmique en fonction de temps.

I.6.3. Le potentiel d'action à travers le cœur :

Les propriétés électrophysiologiques des cellules cardiaques sont en grande partie liées à la perméabilité de la membrane plasmique aux ions. Cette dernière se présente comme une bicouche lipidique imperméable aux ions et substances hydrophiles séparant deux milieux conducteurs (milieu intra et extracellulaire). l'ensemble (membrane plasmique + milieu extracellulaire + milieu intra-cellulaire) peut être assimilé à un condensateur dont le rôle consiste en une accumulation et restitution de charges électriques.

D'un point de vue fonctionnel, il existe deux types de cellules cardiaques :

1- les cellules myocardiques proprement dites (cellules contractiles) : ce sont des fibres musculaire capables de répondre par une contraction lorsque'elles sont stimulées (myocytes auriculaires ou ventriculaires).

2- cellules myocardiques spécialisées (automatiques) : ce sont les cellules du tissu nodal appelées communément pacemakers. Se sont des cellules dotées d'un automatisme chargées de générer et de conduire les ondes de dépolarisation à travers des voies de conduction spécifiques permettant l'activation coordonnée des fibres du muscle cardiaque.

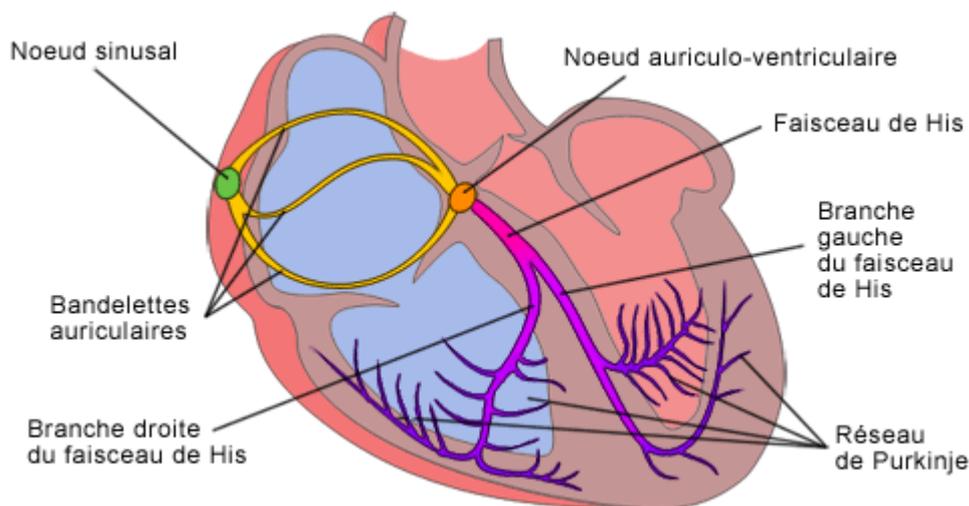


Figure 1.10 Système de conduction de l'impulsion électrique à travers le cœur

I.7 Propriétés des cellules cardiaques

I.7.1. L'EXCITABILITE :

C'est la propriété de la cellule à répondre à un stimulus (physiologiquement électrique) par un potentiel d'action (PA).

A-LE SEUIL D'EXCITABILITE DIASTOLIQUE:

C'est l'intensité du stimulus (courant) nécessaire et suffisante pour obtenir une réponse sous forme de potentiel d'action (PA).

Cette intensité du courant dépolarisant ramène le potentiel membranaire à une valeur seuil dite : seuil de potentiel (SP) appelée aussi potentiel seuil à partir de laquelle se déclenche un potentiel d'action .

- Les cellules à réponse rapide ont un (SP) situé à - 70 mV.
- Les cellules à réponse lente ont un (SP) situé à - 50 mV.

B-LE CYCLE D'EXCITABILITE :

L'excitabilité des cellules cardiaques est stable au cours de la diastole électrique entre deux potentiels d'action, mais elle varie le long du cycle du (PA).

I.7.2. L'AUTOMATISME CARDIAQUE

⇒ les cellules cardiaques non automatiques ont un potentiel de repos stable.

⇒ les cellules cardiaques automatiques (cellules du tissu nodal) se dépolarisent de façon spontanée et rythmique. leur potentiel membranaire de repos n'est pas stable :il présente une pente de dépolarisation diastolique lente spontanée (DDL).celle ci survient lors de la phase 4(phase de diastole électrique) . la dépolarisation due à la DDL permet au potentiel membranaire d'atteindre spontanément le seuil de potentiel (SP), seuil critique à partir duquel se déclenche un nouveau potentiel d'action(PA) qui pourra se propager par la suite.

I.8. Potentiel membranaire de repos des cardiomyocytes :

Il est possible d'enregistrer un potentiel membranaire de repos entre l'intérieur de la cellule à polarité négative et l'extérieur à polarité positive (potentiel transmembranaire de repos).

sa valeur est variable selon le type cellulaire (en millivolts) :

- Fibre ventriculaire et cellule du système His purkinje : -90 mV .
- Fibre auriculaire : - 90 mV.
- Cellule du nœud sinusal et nœud auriculo-ventriculaire : - 60 mV.

I.8.1. Potentiel d'action :

L'application à la cellule cardiaque d'un stimulus d'intensité suffisante entraîne l'apparition d'un potentiel d'action (**PA**). Ce potentiel d'action traduit des variations du potentiel membranaire en fonction du temps.

Ces variations sont dues à des courants ioniques transmembranaires passifs : mouvements des ions selon leurs gradients de concentrations à travers des canaux ioniques spécifiques à chacun d'entre eux. Il existe en effet différents types de canaux ioniques :

- Canal sodique.
- Canal potassique.
- Canal calcique

L'ouverture et la fermeture de ces canaux ioniques dépend du niveau du potentiel membranaire :ils sont dits canaux voltage dépendant.

leur cinétique d'ouverture et de fermeture n'est pas la même. Celle du canal sodique est rapide (canal sodique rapide),par contre celle du canal calcique est lente (canal calcique lent).

On note aussi une variabilité de la perméabilité membranaire (appelée conductance) aux différents ions selon les différentes phases du potentiel d'action .

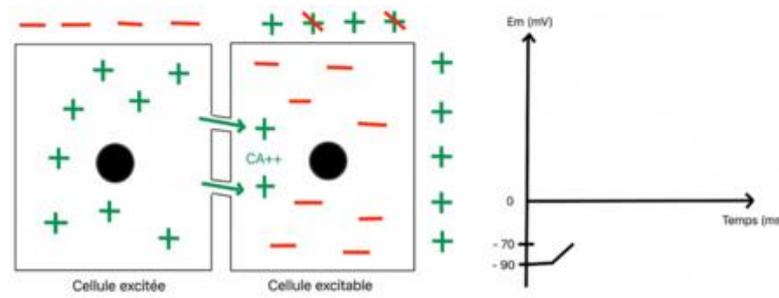
I.8.2. Déroulement du PA :

il comprend plusieurs phases :

A. Cellules à réponse rapide

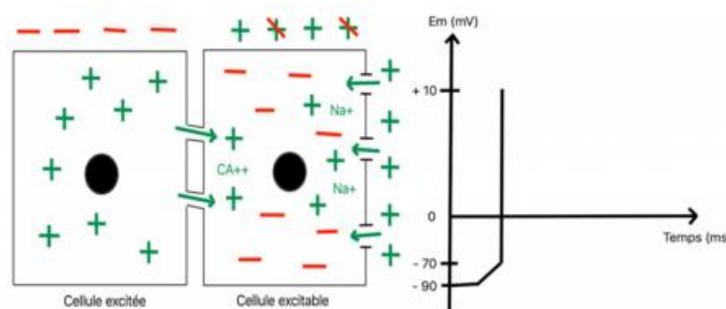
Elles sont présentes dans les cellules atriales, ventriculaires et le réseau His-Purkinje. Leurs rôles principaux sont d'assurer la contractilité du myocarde et la conduction de proche en proche du potentiel d'action.

Phase 4



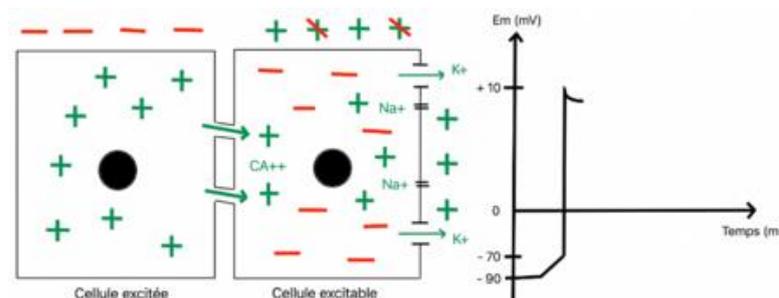
C'est la **phase de repos**, le potentiel de membrane est égal au potentiel de repos (autour de **-85/90mV** dans les fibres à réponse rapide). Cet état d'équilibre peut être rompu par un **stimulus dépolarisant** généralement représenté par un courant électrique d'une cellule voisine elle-même dépolarisée (**courant capacitif**).

Phase 0



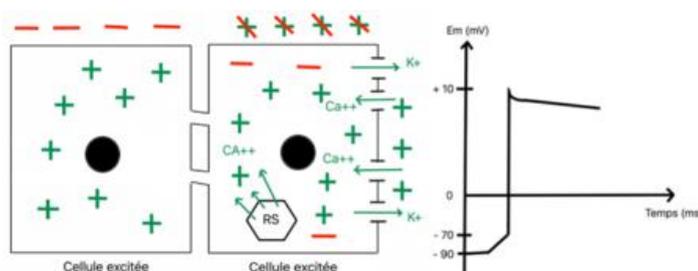
C'est la phase de **dépolarisation rapide**. L'ouverture de canaux Na^+ voltage dépendant en réponse à l'atteinte du potentiel seuil (**-65/70mV**) est à l'origine d'un courant entrant sodique. Le courant est régénératif, car l'entrée du Na^+ entraîne une dépolarisation qui majore la conductance sodique et permet l'entrée d'encore plus de Na . Vers **-40mV** survient une activation d'un courant calcique, mineur dans cette phase.

Phase 1



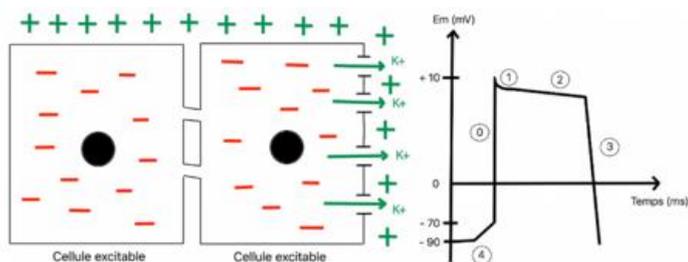
C'est la phase de **repolarisation précoce**. Vers **+10mV** l'état d'équilibre électrochimique du sodium est atteint. Les canaux sodiques se ferment, l'échangeur $3\text{Na}^+/1\text{Ca}^{2+}$ fait sortir du sodium et une sortie de K^+ s'initie puis se désactive rapidement.

Phase 2



C'est la phase de **plateau**. Un équilibre s'obtient entre les courants entrants dépolarisant de Ca^{2+} principalement, et un peu de Na^+ résiduel et les courants sortants repolarisant de K^+ appelés **courants rectifiants**. C'est donc la phase d'entrée majeure du Ca^{2+} dans la cellule, grâce aux canaux calciques. Cette entrée massive de calcium est responsable d'une libération de calcium par le **réticulum endoplasmique** à l'origine de la liaison actine/myosine du sarcomère et donc de la contraction de la cellule myocardique.

Phase 3



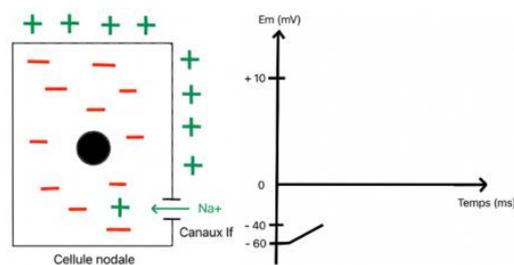
C'est la phase de **repolarisation finale rapide**, jusqu'au potentiel de repos. Cela permet un retour au potentiel de repos autour de **-85/90mV**.

B. Cellules à réponse lente

Elles sont présentes dans les cellules du nœud sinusal et du nœud auriculoventriculaire.

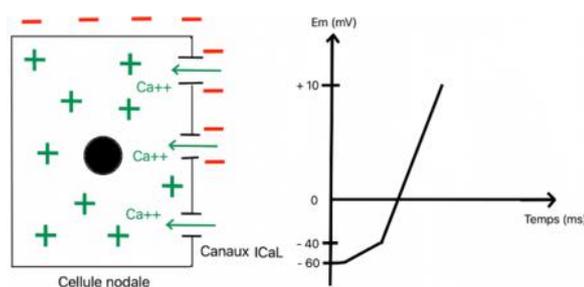
Phase 4

C'est la phase de **repos**, le potentiel de membrane se trouve plutôt autour de **-50/65mV** dans les fibres à réponse lente. La dépolarisation diastolique lente permet d'atteindre progressivement le potentiel seuil qui se trouve plutôt autour de **-40mV** dans ces fibres à réponse lente. Le temps nécessaire à passer du potentiel de repos au potentiel seuil dans les cellules du nœud sinusal définit la fréquence cardiaque sinusale.



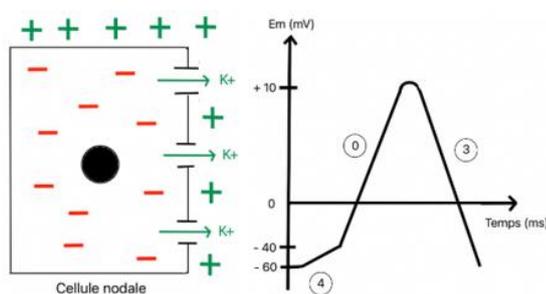
Phase 0

C'est la phase de **dépolarisation rapide**. Lorsque le potentiel seuil est atteint, une dépolarisation brutale de la cellule est induite par l'activation des **canaux calciques voltage dépendant**. Cette dépolarisation est beaucoup plus lente que dans les fibres à réponse rapide, entraînant une réduction significative de la vitesse de conduction dans la région nodale.



Phase 3

C'est la phase de **repolarisation**. Lorsque l'entrée de calcium est suffisante et que le potentiel d'action membranaire atteint **+10mV**, cela permet l'ouverture de canaux potassiques voltage dépendant et l'entrée dans la phase 3. Ces canaux potassiques autorisent la sortie du K^+ et donc un retour progressif au potentiel de repos de la membrane autour de **-40mV** (début de la phase 4).



Il n'existe **pas de phases 1 et 2** dans les fibres à réponse lente. Ces phases correspondent aux phases d'entrée du Ca^{2+} dans la cellule, ce qui explique que les cellules nodales n'aient pas de fonction contractile.

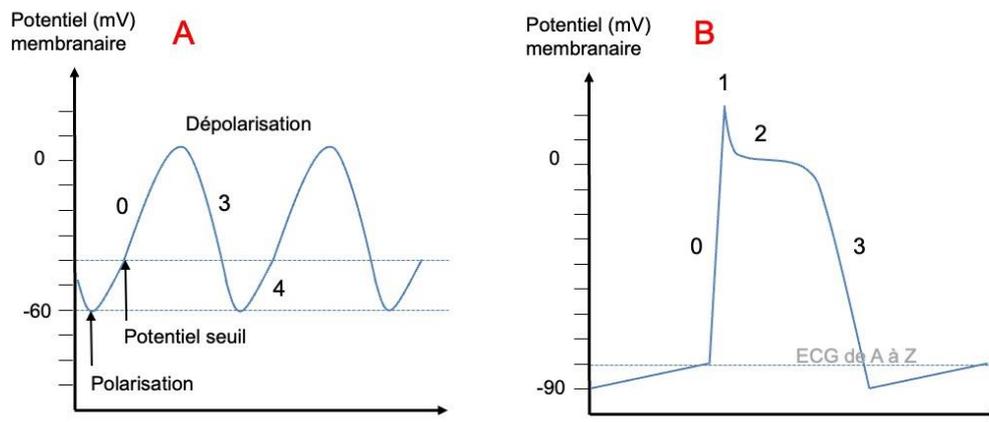


Figure 1.11. Potentiel d'action des fibres automatiques. **A.** Fibre atriale sinusale (réponse lente) **B.** Fibre ventriculaire (réponse rapide)

Les potentiels d'actions que produit la dépolarisation des différentes cellules du myocarde s'additionnent pour atteindre une certaine amplitude détectable à la surface de la peau à l'aide d'électrodes cutanées. Le tracé des différentes ondes de dépolarisation est connu sous le nom d'électrocardiogramme ou ECG.

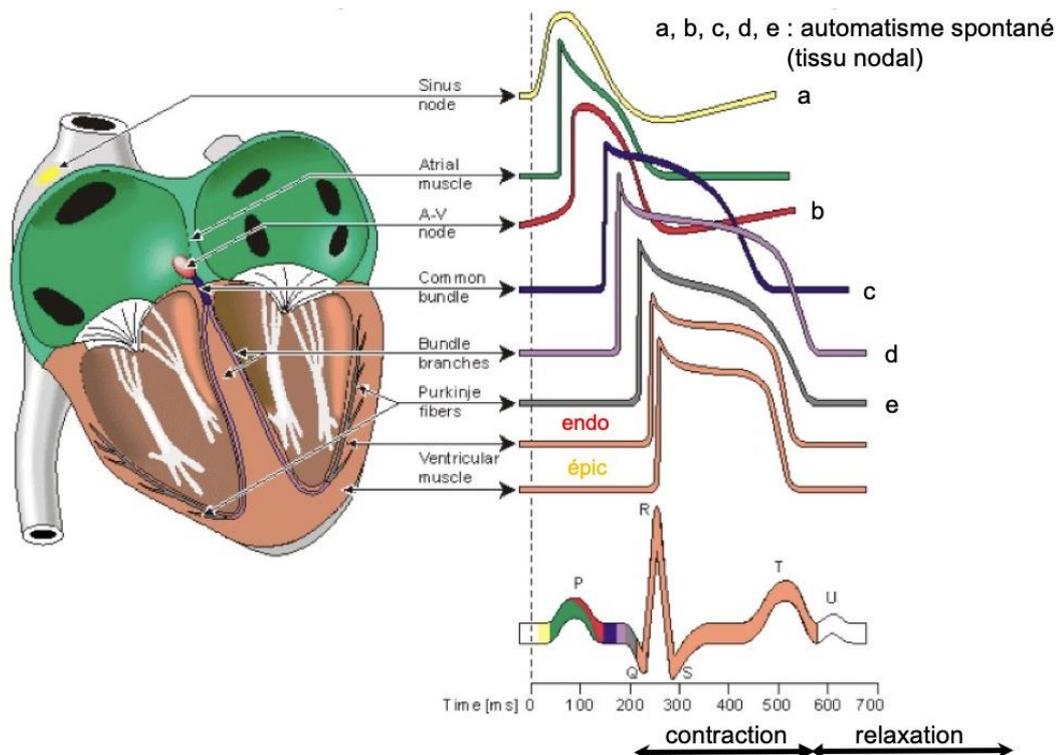


Figure 1.12. Les potentiels d'action des cellules myocardiques + Electrocardiogramme (ECG).

I.9. Conclusion :

Le cœur est un muscle. Sa fonction consiste à faire circuler le sang dans le corps.

- Le cœur est environ de la taille d'un poing.
- Il est protégé par la cage thoracique, notamment par les côtes et le sternum.
- Le cœur bat en moyenne 100 000 fois par jour.

Chaque battement, le cœur pompe le sang et le fait circuler dans le réseau d'artères et de veines.

- Le sang achemine l'oxygène et les nutriments essentiels vers chaque cellule du corps.
- Il élimine les déchets métaboliques et le dioxyde de carbone.
- Les artères distribuent le sang riche en oxygène provenant du cœur dans le corps.
- Les veines ramènent le sang pauvre en oxygène au cœur et aux poumons, et le cycle recommence.

Un battement cardiaque correspond à la contraction rythmée des quatre cavités cardiaques qui le composent (oreillettes et ventricules). Chaque battement de cœur est stimulé par des signaux électriques qui suivent un trajet nerveux spécifique dans le cœur. Ces signaux peuvent être surveillés et enregistrés par un électrocardiogramme (ECG).

La contraction du myocarde est déclenchée par un signal électrique ou potentiel d'action qui prend naissance dans le tissu nodal et se propage de façon ordonnée à l'ensemble du muscle cardiaque. Le potentiel d'action correspond à un changement de potentiel membranaire provoqué par une succession de mouvements ioniques à travers la membrane cellulaire. Ces mouvements d'ions se font dans des structures spécialisées, les canaux ioniques, et se traduisent par des courants électriques.

Le PA est une modification brutale, rapide et transitoire du **potentiel de repos** d'une cellule excitable.

Un potentiel d'action se déclenche spontanément ou sous l'action d'un influx (courant électrique dépolarisant). Les conséquences sont une propagation de l'influx aux cellules excitables voisines et une contraction si la cellule est douée de capacité contractile.

Le développement des méthodes électrophysiologiques telles que l'électrocardiogramme, les microélectrodes et plus récemment la technique du patch clamp a permis d'enregistrer l'activité électrique cardiaque globale, puis le potentiel d'action et les courants électriques au niveau cellulaire

Chapitre II

Electrocardiographie & le stimulateur cardiaque

II.1. Introduction :

Parmi les innovations en cardiologie, peu d'examens ont traversé le temps avec si peu de changement dans notre pratique quotidienne que l'électrocardiographie. Bien entendu, depuis le premier ECG enregistré par Waller en 1887, la technique n'a cessé de s'améliorer, multipliant les voies et la qualité des tracés jusqu'aux 12 dérivations désormais canoniques depuis 1942. Néanmoins et à l'exclusion de l'électrocardiographie endocavitaire qui connaît ses heures de noblesse, on est forcé de reconnaître que la lecture de l'ECG et son analyse sur une bonne vieille impression papier restent la pratique la plus répandue.

II.2.1. Définition :

L'électrocardiographie est un examen médical simple, rapide, non invasif et indolore qui enregistre l'activité électrique du cœur pendant un intervalle de temps donné. Il vérifie la vitesse à laquelle le cœur bat (fréquence cardiaque), si le cœur bat normalement (rythme cardiaque) et l'efficacité du muscle cardiaque.

L'électrocardiogramme (ECG) est la représentation graphique issue d'un tel examen [9]

II.2.2. Principe d'un électrocardiogramme :

L'activation cardiaque se déroule sous forme d'une onde de dépolarisation qui se propage avec des changements constants de direction et d'amplitude que l'ECG va enregistrer.

Placée sur l'axe de propagation de l'onde de dépolarisation, une électrode qui voit venir l'onde de dépolarisation (vers laquelle pointe le vecteur qui la représente) va enregistrer une déflexion positive. A l'inverse, l'électrode qui voit fuir l'onde de dépolarisation (qui se trouve vers l'origine du vecteur) enregistre une déflexion négative. Une troisième électrode, placée entre les deux précédentes (perpendiculairement à l'axe de propagation) enregistrera une déflexion bi phasique, positive dans un premier temps, négative dans un second temps.

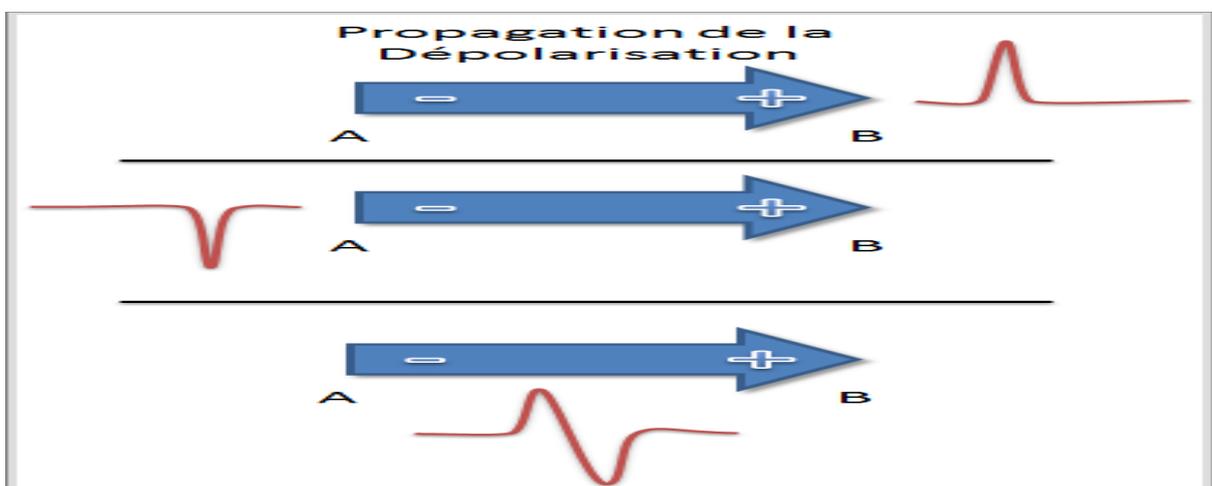


Figure II.1. Morphologie du signal ECG. En haut , l'électrode enregistre une déflexion positive car elle voit arriver l'onde de dépolarisation. Au milieu l'électrode enregistre une déflexion négative parcequ'elle voit fuir l'onde. En bas l'électrode placée au milieu va enregistrer une déflexion biphasique.

On en déduit que la morphologie du signal enregistré par une électrode va dépendre de sa position par rapport à l'axe de propagation de la dépolarisation, et de la direction selon laquelle

l'onde de dépolarisation se déplace sur cet axe (ceci s'applique également à la repolarisation); c'est là le principe fondamental de l'électrocardiographie.

II.3. Position des électrodes et dérivations électrocardiographiques :

Une dérivation correspond à deux électrodes placées en deux points de la surface du corps et entre lesquelles on va pouvoir mesurer la différence de potentiel électrique.

Un ECG standard se compose de 12 dérivations, 6 dérivations périphériques ou dérivations de membres et 6 dérivations précordiales ou du thorax.[1]

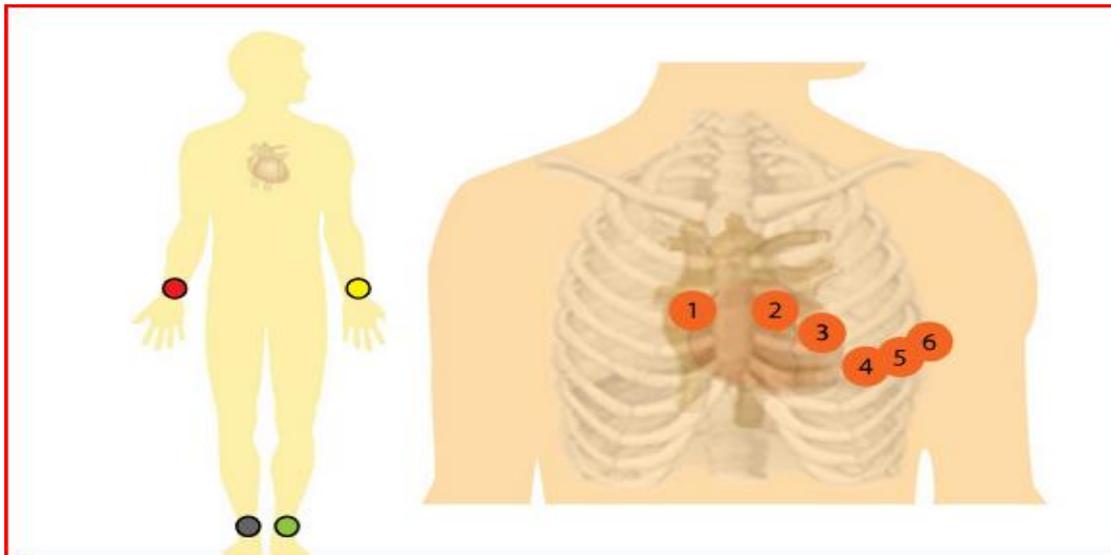


Figure II.2. Positions des dérivations (électrodes) périphériques et précordiales. [16]

II.3.1. Dérivations périphériques

Au nombre de quatre, marquées de couleurs conventionnelles (rouge, noir, vert et jaune), et se situant sur le plan frontal par rapport au sujet, les électrodes périphériques sont placées au poignet droit (électrode rouge), au poignet gauche (électrode jaune), à la cheville droite (électrode noire) et à la cheville gauche (électrode verte). L'électrode noire fait office de mise à la terre. Ces électrodes définissent 6 dérivations:

⇒ 3 dérivations bipolaires : correspondent aux trois côtés d'un triangle équilatéral (triangle d'Einthoven)

DI enregistre les variations de potentiel entre le bras gauche et le bras droit,

DII enregistre les variations de potentiel entre le bras droit et la jambe gauche,

DIII enregistre les variations de potentiel entre le bras gauche et la jambe gauche.

⇒ 3 dérivations unipolaires : les points de mesure unipolaires correspondent aux sommets du

triangle équilatéral

AVR (augmented Voltage Right) enregistrement unipolaire sur le bras droit.

AVL (augmented Voltage Left) enregistrement unipolaire sur le bras gauche.

AVF (augmented Voltage Foot) enregistrement unipolaire sur la jambe gauche.

II.3.2. Dérivations précordiales :

Aussi appelées dérivations thoraciques, au nombre de six et numérotées de V1 à V6, celles-ci sont disposées sur le thorax sur le plan horizontal, chacune à un endroit bien précis. Selon leur position particulière, ces électrodes explorent différentes parties des ventricules.

Les dérivations précordiales sont **unipolaires** car elles renvoient l'activité électrique de l'électrode par rapport à un point central qui correspond à peu près au centre du cœur;

L'électrode représente le pôle positif (+) alors que le point central représente le pôle négatif (-);

La différence de potentiel est lue du négatif (-) vers le positif (+).

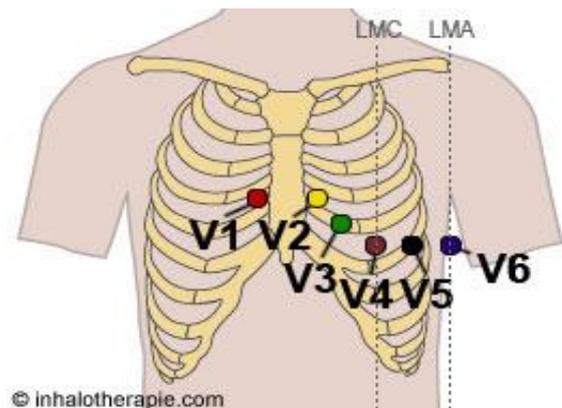
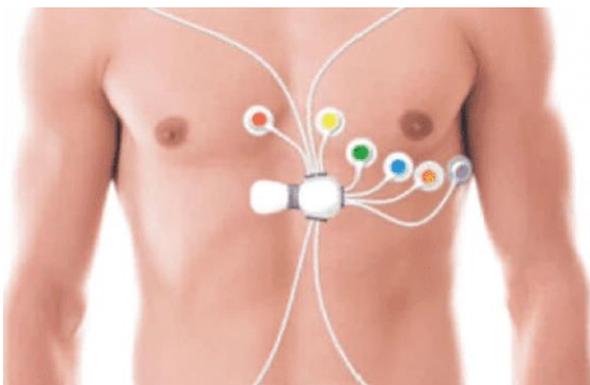
V1 et V2 transmettent l'activité électrique du **ventricule droit et du septum interventriculaire**;

V3 et V4 transmettent l'activité électrique de l'**apex du ventricule gauche**;

V5 et V6 transmettent l'activité électrique de la **partie latérale du ventricule gauche**.

Donc les dérivations précordiales V1 à V6 permettent de visualiser l'activité électrique de trois parties du cœur :

- Dérivations **septales** : **V1 et V2**;
- Dérivations **antérieures** : **V3 et V4**
- Dérivations **latérales** : **V5 et V6**



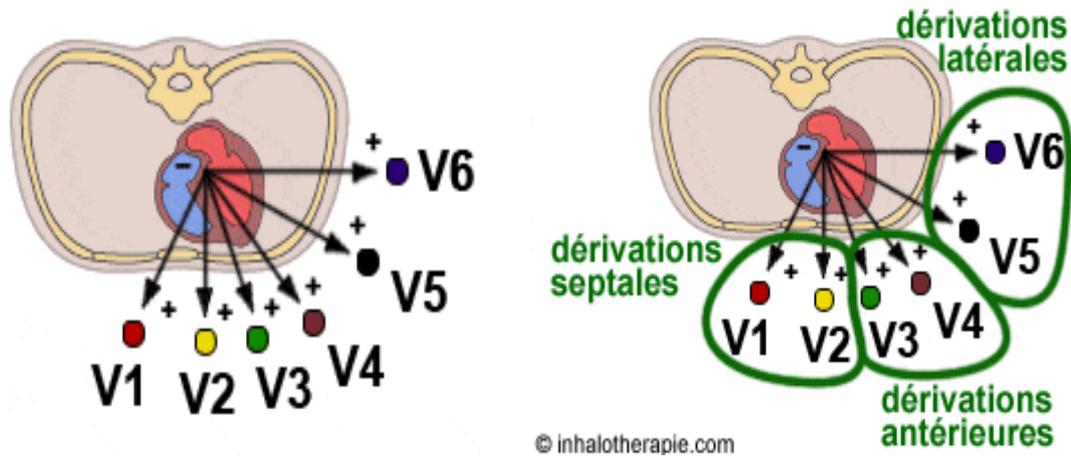
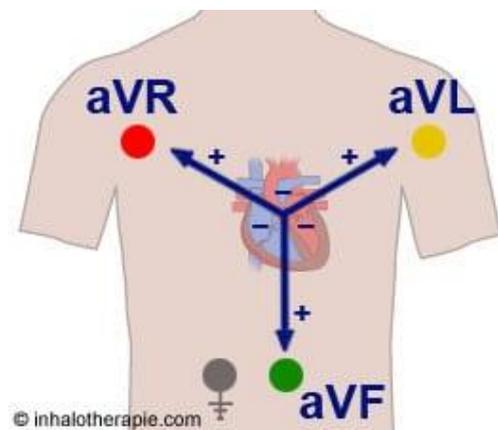
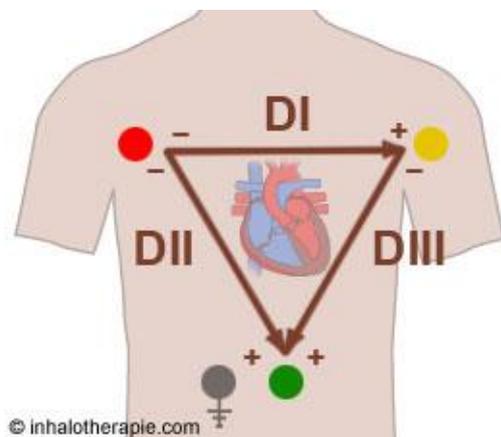
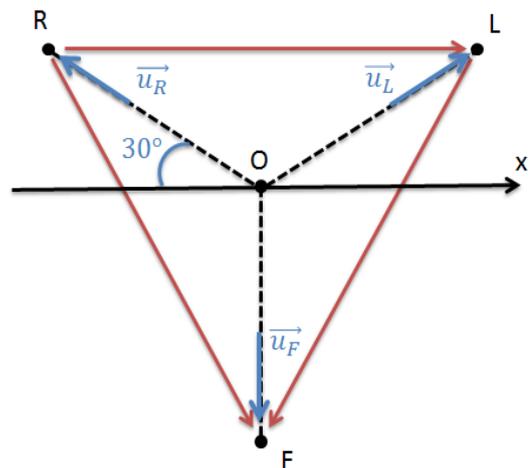
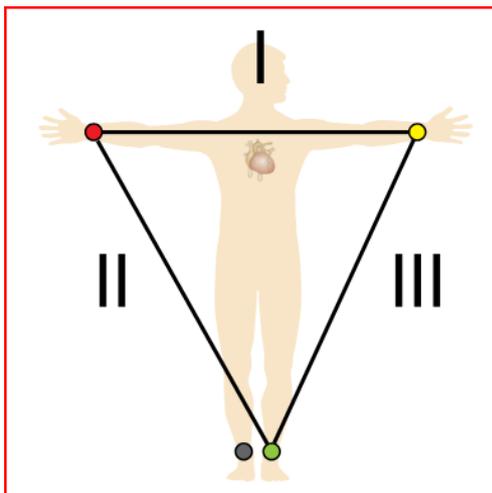


Figure II.3. Les dérives (électrodes) précordiales.

La combinaison des données du plan frontale et horizontal conduit à un élargissement du champ d'exploration.

Ces 12 dérives enregistrent les variations d'amplitude et de direction du vecteur électrique au cours de l'activation cardiaque.



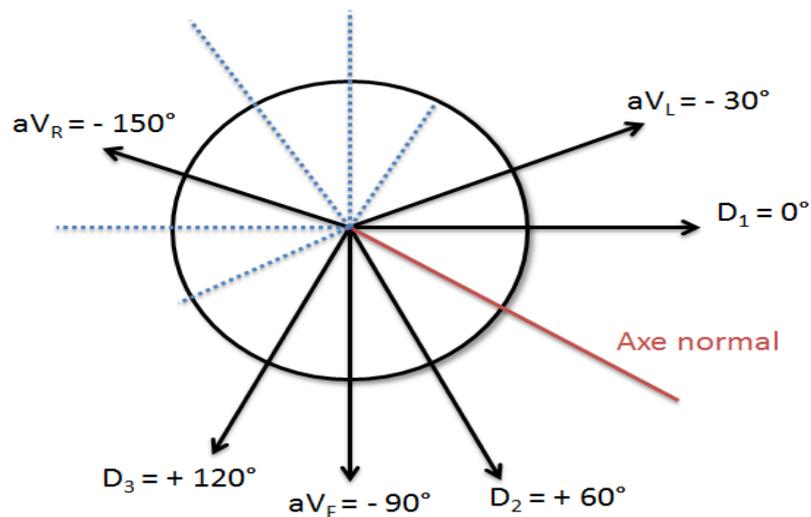


Figure II.4. Directions des dérivations périphériques et angles les séparant.

II.4. Activation cardiaque :

On entend par activation cardiaque l'ensemble des phénomènes de dépolarisation et de repolarisation des oreillettes et des ventricules.

II.4.1. Activation auriculaire :

L'activation cardiaque prend son origine au nœud sinusal, pacemaker physiologique, situé à la jonction de la veine cave supérieure et de l'auricule droit; son activité n'est pas visible sur l'ECG. Cette structure est douée d'un automatisme: son potentiel de repos diminue progressivement (dépolarisation diastolique spontanée). Une fois atteint un potentiel seuil, un potentiel d'action est déclenché. L'excitation est transmise aux oreillettes où elle se propage de haut en bas et de droite à gauche, en l'absence de voies de conduction spécifiques. L'oreillette droite est activée avant l'oreillette gauche.

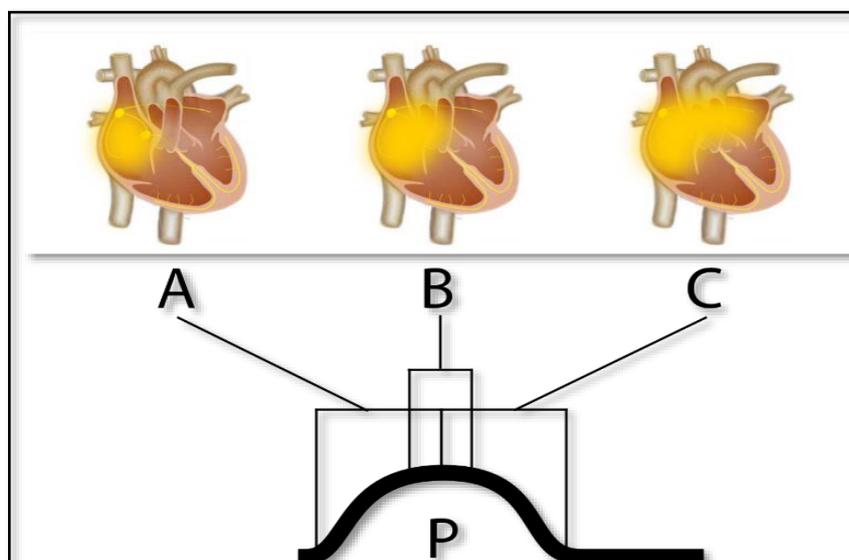


Figure III.5. Activation auriculaire. A: activation de l'oreillette droite. B: activation du septum. C: activation de l'oreillette gauche.

L'activation auriculaire s'inscrit sous forme d'une onde P. La partie initiale correspond à la dépolarisation de l'oreillette droite, la partie terminale à celle de l'oreillette gauche. L'onde P sinusale est normalement positive en I, II, III et aVF, négative en aVR. Son axe dans le plan frontal se situe entre 0° et $+75^\circ$, sa durée est comprise entre 80 et 100 ms.

II.4.2. La conduction A-V : Intervalle PR ou PQ

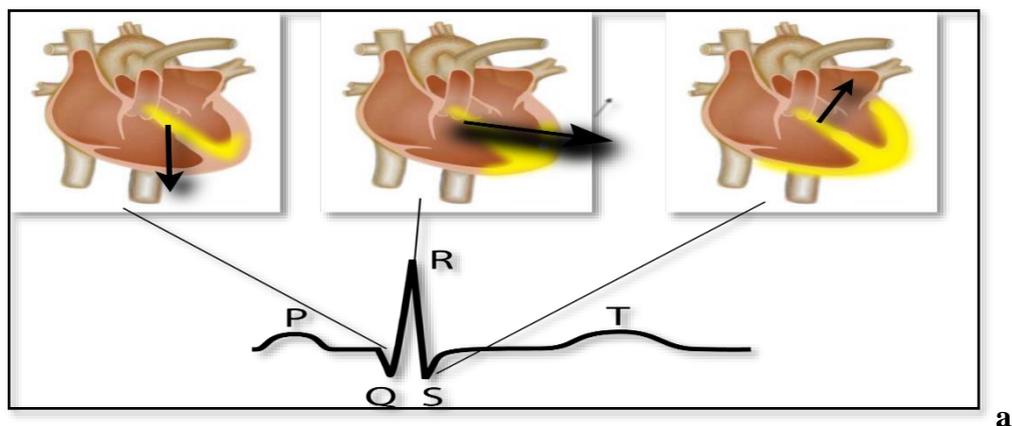
Pour passer des oreillettes aux ventricules, l'excitation emprunte des voies spécifiques de conduction, soit le nœud A-V (ou nœud de Tawara), situé à la partie basse de l'oreillette droite et prolongé par le tronc commun du faisceau de His.

L'intervalle PR ou PQ normal dure de 120 à 200 ms.

La dépolarisation du nœud A-V et du faisceau de His n'apparaît pas sur l'ECG de surface: entre la fin de l'onde P et le début du complexe QRS, témoin de l'activation ventriculaire, le tracé ne quitte pas la ligne isoélectrique.

II.4.3. Activation ventriculaire : Le complexe QRS

Fait de manière séquentielle. Elle commence à la partie moyenne de la face gauche du septum pour s'étendre vers la droite et en avant: le vecteur résultant a la même orientation. Dans les dérivations qui font face au ventricule gauche (I, aVL et V4 à V6) il y a une petite onde q initiale, négative, qui correspond à la dépolarisation septale, une onde R positive, de grande amplitude qui reflète l'activation de la paroi libre du ventricule gauche et une onde s terminale, négative, qui marque l'activation des portions basales du ventricule gauche.



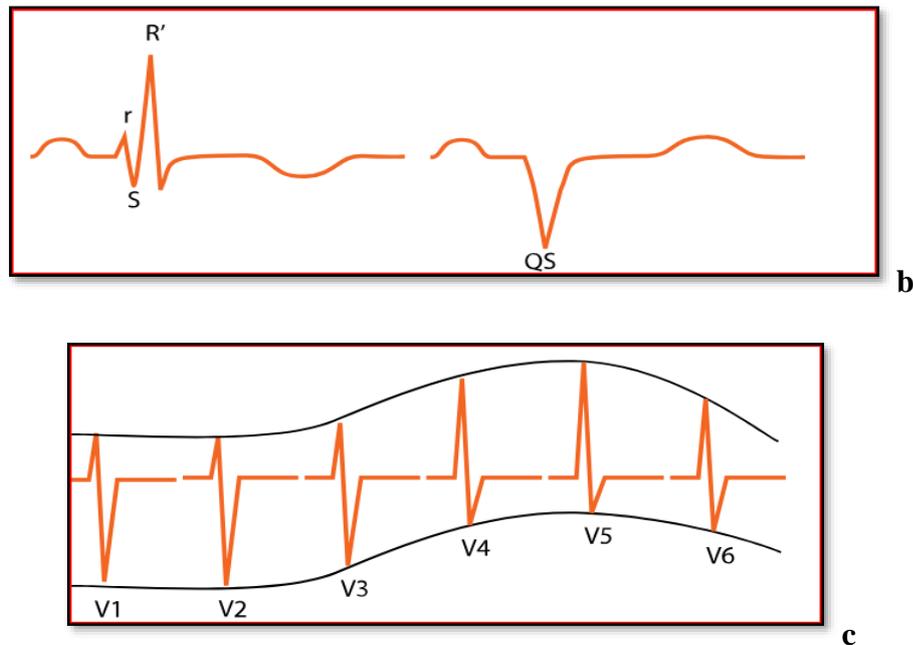


Figure III. 6. (a) L'activation ventriculaire.

(b) QRS avec image rSR' comme dans un bloc de branche droit et QS lors d'une cicatrice d'infarctus. (c) QRS dans les dérivations précordiales.

L'activation se poursuit vers les couches sous- endocardiques des ventricules: le vecteur entame une rotation vers la gauche et commence à se diriger vers l'arrière, mouvement qui va se poursuivre et s'accroître jusqu'à l'activation globale du ventricule qui s'opère en direction apico-basale. Le processus se termine par l'activation des zones les plus postérieures du ventricule et du septum.

Le vecteur électrique change donc constamment de taille et de direction. Selon les dérivations considérées, cela se traduit classiquement par un ventriculogramme à trois phases, désignées par les lettres QRS (en lettres minuscules ou majuscules selon l'amplitude de la déflexion).

Dans certains cas particuliers, l'onde S est suivie d'une seconde déflexion positive (aspect rSR'). L'onde R peut disparaître; le ventriculogramme se présente alors sous forme d'une seule déflexion négative (aspect QS).

Le segment ST :

Ce segment est compris entre la fin du QRS (point J ou jonction ST) et le début de l'onde T. Il représente l'état où la fin de la dépolarisation et le début de la repolarisation se superposent. Il est essentiellement isoélectrique.

L'onde T :

Cette onde représente le potentiel de repolarisation des ventricules. L'axe de l'onde T dans le plan frontal est identique à l'axe du QRS $\pm 15^\circ$. Normalement positive de V1 à V3, elle est négative chez l'enfant.

L'intervalle QT :

Cet espace représente la durée de la systole électrique ventriculaire. Cette durée varie en fonction de la fréquence cardiaque.

L'onde U :

L'onde U est une onde positive qui suit l'onde T, visible essentiellement dans les précordiales (surtout en V2 et V3), dont la signification est discutée.

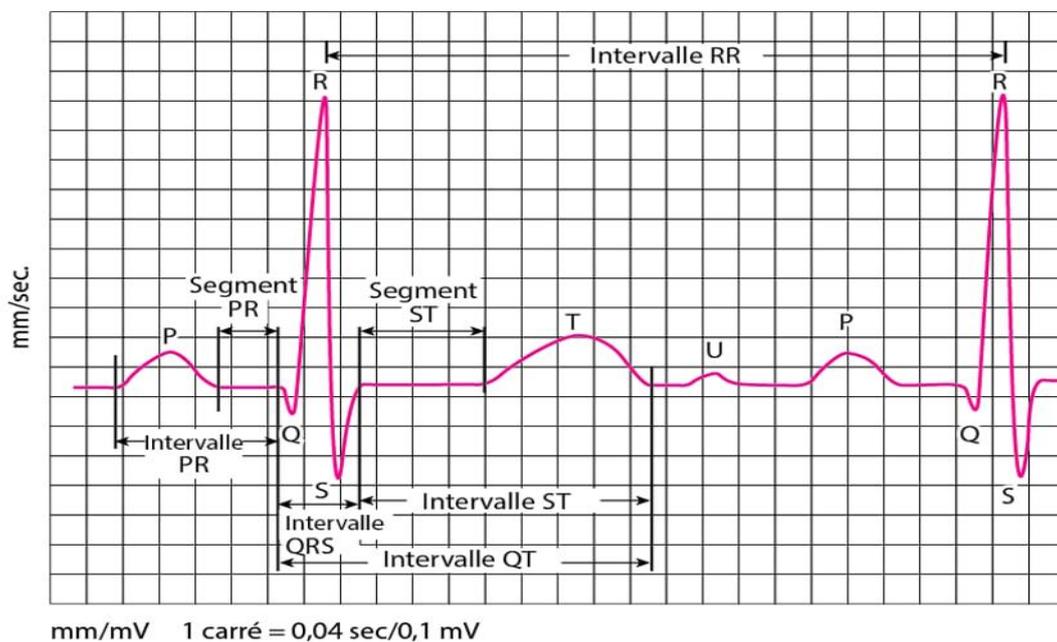


Figure II.7.

Ondes d'électrocardiographie (ECG).

Onde P = activation (dépolariation) des oreillettes.

Espace PR = intervalle entre le début de la dépolariation de l'oreillette et celle du ventricule. Complexe QRS = dépolariation des ventricules, composée des ondes Q, R et S.

Intervalle QT = intervalle entre le début de la dépolariation ventriculaire et la fin de la repolarisation ventriculaire. Intervalle R-R = temps entre 2 complexes QRS.

Onde T = repolarisation ventriculaire. Segment ST plus onde T (ST-T) = repolarisation ventriculaire. Onde U = probablement post-dépolariation (relaxation) des ventricules.

II.5. L'électrocardiogramme standard :

Chacune des dérivations transmet l'activité électrique du cœur selon un certain point de vue; C'est pourquoi certaines dérivations présentent une amplitude plus ou moins grande des différentes ondes et du complexe QRS.

Voici un exemple d'un tracé ÉCG normal à 12 dérivations :

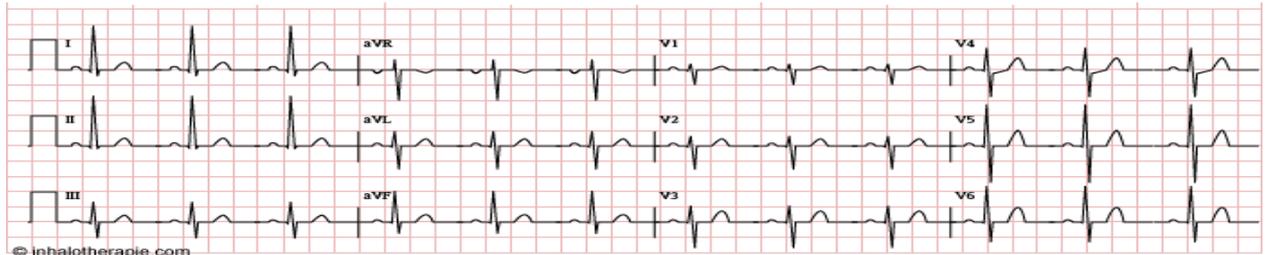


Figure II.8. ECG 12 dérivations standard.

II.6. Réalisation de l'examen :

- De petits capteurs circulaires (électrodes) se collant sur la peau sont positionnés sur les bras, les pieds et le thorax
- Des fils électriques qui se fixent sur ces capteurs sont accordés à un appareil (électrocardiographe).
- Les capteurs mesurent l'amplitude et la direction des courants électriques dus à l'activité électrique cardiaque à chaque battement.
- L'appareil enregistre les informations issues de chaque capteur et produit un tracé.

Chaque tracé montre l'activité électrique du cœur sous différents angles. L'ensemble des tracés constitue l'ECG.



Figure II.9. Réalisation d'un ECG

La réalisation d'un ECG dans de bonnes conditions est primordiale. Le moindre signal parasite peut altérer la lecture et donc l'interprétation de l'ECG et par conséquent la prise en charge du patient

Consignes pour le patient :

- Ne pas bouger
- Ne pas parler
- Respirer calmement
- Se détendre le plus possible

Consignes pour le professionnel :

- Les pieds du patient ne doivent pas toucher les pieds du lit
- Enlever montre et bijoux du patient s'il en a
- Écarter les téléphones portables ou tout autre appareil susceptible d'interférer avec
- L'électrocardiographe.

⇒ Éloigner tout objet métallique pouvant entrer en contact avec le patient.

Un ECG électrocardiogramme normal ?

Le premier élément à observer est la ligne isoélectrique ou ligne de base, Elle correspond au tracé qui serait enregistré sur un ECG si le cœur n'avait aucune activité électrique.

Les ondes situées au-dessus de cette ligne isoélectrique sont dites « positives » (onde P, onde T), les ondes situées en dessous de cette ligne sont dites « négatives » (onde Q). Le segment ST est isoélectrique (élément très important à observer en cas de douleur thoracique).

L'extrait ECG ci-dessus montre une fréquence normale (60/min), un rythme régulier (car les espaces entre les QRS sont identiques) et sinusal (car chaque onde P est suivie d'un QRS).



Trois questions sont incontournables :

1. Quelle est la fréquence cardiaque ?

Une fréquence normale se situe entre 50 à 100/minute. En dessous de 50/min, nous parlons de bradycardie, au-dessus de 100/min, nous parlons de tachycardie.

2. Est-ce que le rythme cardiaque est régulier ou irrégulier (arythmie)?

Sur un ECG normal, l'espace entre 2 QRS est toujours le même quel que soit le moment de l'enregistrement (en vert sur le schéma suivant). Cette question est fondamentale pour détecter les arythmies.

3. Est-ce que le rythme est sinusal (ou normal) ?

Chaque onde P doit être suivie d'un QRS. Cette question va permettre de repérer des troubles de la conduction entre les oreillettes et les ventricules.

II.7. Les troubles du rythme :

Ils désignent des battements du cœur trop lents (bradycardie), trop rapides (tachycardie) ou irréguliers (arythmie). Ils sont d'origines variées et non dénués de conséquences en absence de prise en charge rapide et efficace : des extrasystoles ventriculaires en passant par une tachycardie sinusale (suite à un effort physique par exemple) jusqu'à la fibrillation ventriculaire (arrêt cardiaque).

II.7.1. Les extrasystoles :

D'une manière générale, les extrasystoles sont des contractions prématurées issues d'un foyer ectopique qui peut être situé au niveau auriculaire, auriculo-ventriculaire ou ventriculaire. Un foyer ectopique désigne une excitation cardiaque anormale.

Dans le cas des **extrasystoles ventriculaires ou ESV** (étoile rouge), cela correspond à la dépolarisation (contraction) spontanée d'un petit groupe de cellules situées au niveau des ventricules. Elles peuvent être uniques et isolées, nombreuses ou par salves avec un risque majeur de passage en fibrillation ventriculaire.

Sur l'ECG suivant, nous pouvons apercevoir trois extrasystoles ventriculaires d'affilé (triplet) non précédées d'une onde P.

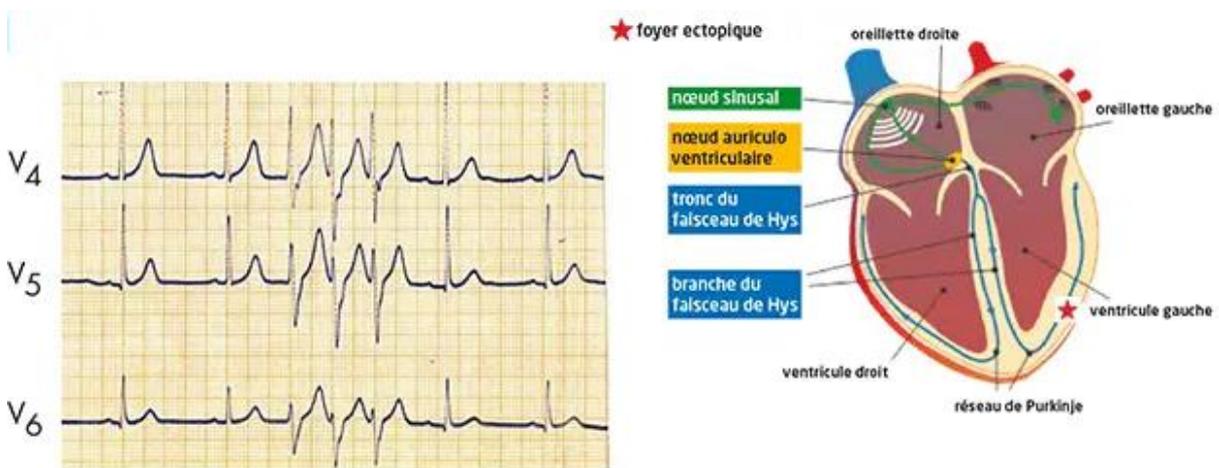


Figure II.10. ECG d'une extrasystole ventriculaire

II.7.2. La fibrillation auriculaire :

La fibrillation auriculaire est la contraction irrégulière, anarchique et rapide (environ 300/mn) des oreillettes du cœur (flèches noires sur l'ECG). Cela s'explique par une hyperexcitabilité des oreillettes liée la présence de nombreux foyers ectopiques (étoiles rouges) au niveau des oreillettes qui déchargent en même temps. Les ventricules tentent de suivre ce rythme infernal des oreillettes et par conséquent se mettent à battre irrégulièrement. Cela s'appelle l'arythmie complète par fibrillation auriculaire (ACFA).

Lorsque le rythme des ventricules est très rapide et irrégulier, cela s'appelle la Tachyarythmie Complète par Fibrillation Auriculaire (TACFA). Cela nécessite une prise en charge rapide car les oreillettes ne se contractent plus efficacement et le sang stagne. Le risque majeur est la formation d'un thrombus, source d'un AVC ou d'une embolie pulmonaire. Un traitement par anticoagulant et antiarythmique, voire un choc électrique externe, doit être mis en place rapidement. [7]

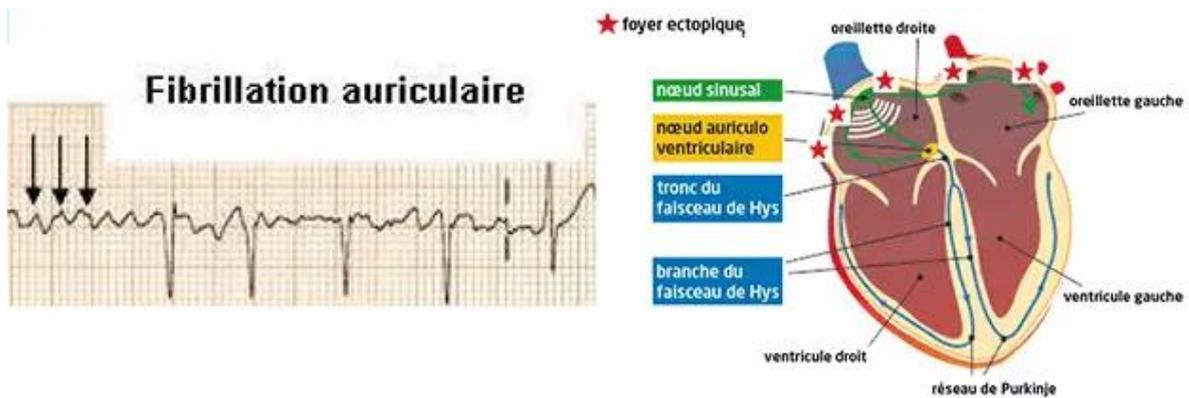


Figure II.11. ECG d'une fibrillation auriculaire.

II.7.3. La tachycardie ventriculaire :

Le rythme naît au niveau d'un foyer ventriculaire (FC supérieure à 120/min), qui est régulier, rapide avec des QRS larges (étoile rouge). Cela peut être plus ou moins bien toléré par le patient et il existe un risque majeur de passage en fibrillation ventriculaire (donc d'arrêt cardiaque). Un traitement médicamenteux doit être mis en place rapidement. [7]

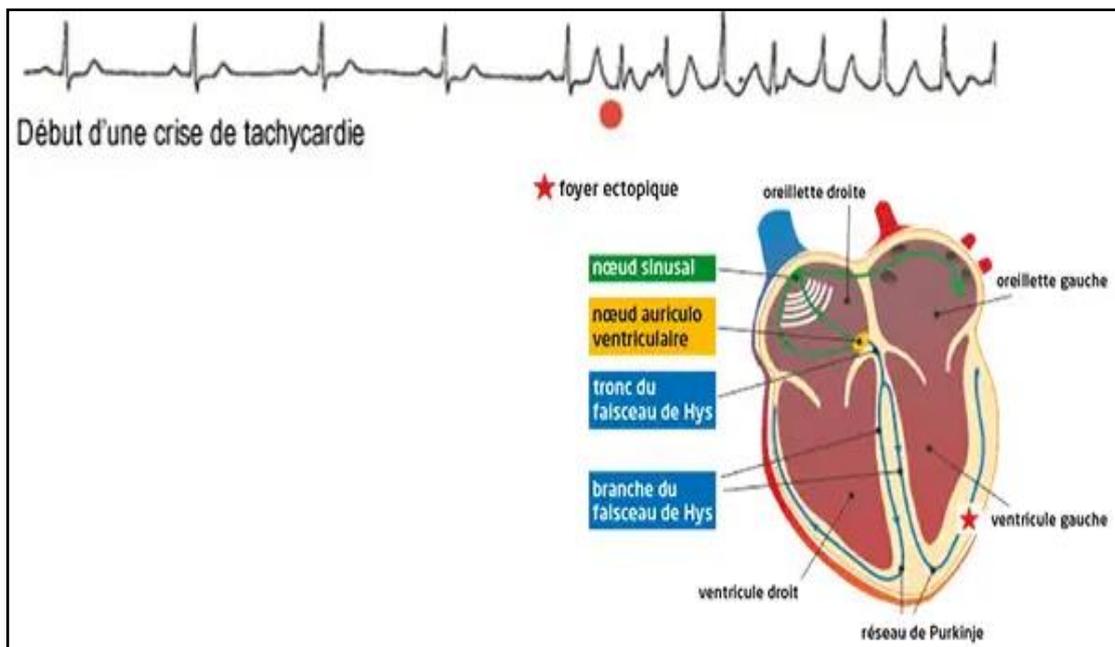


Figure II.12. ECG d'une tachycardie ventriculaire.

II.7.4. La fibrillation ventriculaire :

La fibrillation ventriculaire correspond à une décharge simultanée d'une multitude de foyers ectopiques au niveau des ventricules (étoiles rouges). Il en résulte une activité électrique complètement anarchique et désordonnée. Il n'y plus de contractions ventriculaires efficaces, le sang n'est plus éjecté dans la circulation générale :

C'est une des causes d'arrêt cardio-respiratoire.

C'est une urgence absolue qui nécessite une réanimation rapide et efficace avec un massage cardiaque externe, une défibrillation précoce et une ventilation manuelle. Le traitement de la fibrillation ventriculaire est le choc électrique externe afin de resynchroniser toutes les cellules du myocarde. [7]

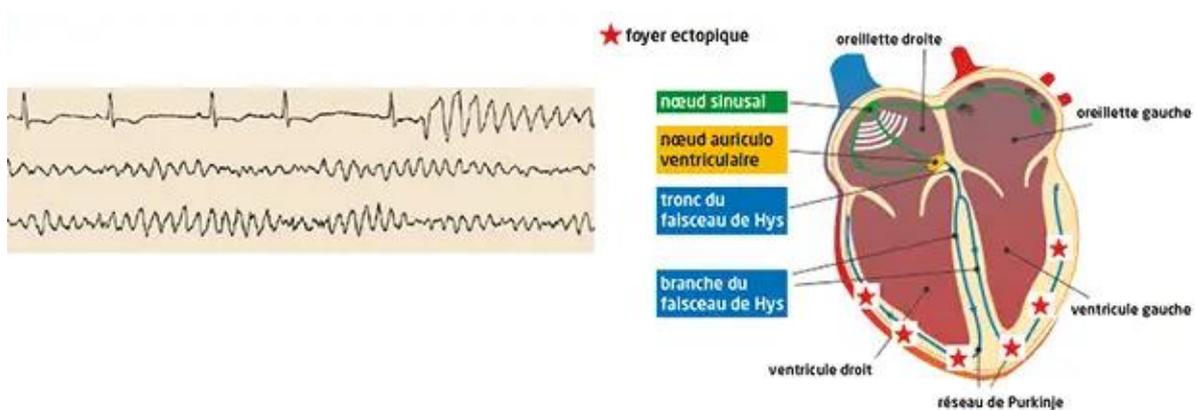


Figure II.13. ECG d'une fibrillation ventriculaire.

II.8. Le stimulation cardiaque :

Notre cœur, un muscle qui travaille sans relâche, bat entre 60 et 80 fois par minute. Un petit organe, le nœud sinusal, le fait battre naturellement. Mais parfois, il a besoin d'un coup de pouce. C'est là qu'intervient le pacemaker, un stimulateur artificiel implanté dans la poitrine.

Le cœur, notre moteur interne, bat en moyenne 100 000 fois par jour. Il est dirigé par un chef d'orchestre naturel, le nœud sinusal. Quand celui-ci faiblit, les médecins peuvent installer un pacemaker, une sorte de métronome artificiel. [18]

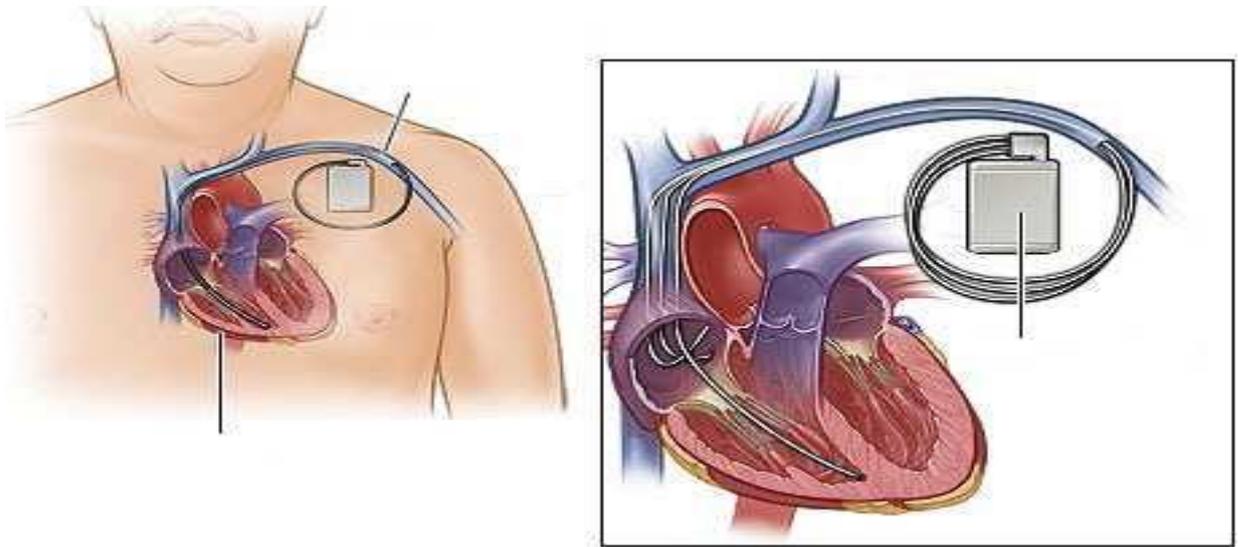


Figure II.14. La stimulation cardiaque.

Un pacemaker est un petit appareil qui envoie de faibles impulsions électriques au cœur pour le faire battre régulièrement.

Le pacemaker, c'est comme un petit chef d'orchestre qui donne le tempo au cœur en lui envoyant des signaux électriques. [18]



Figure II.15. d'un boîtier de stimulation.

II.9. Structure et fonctionnement de pacemaker :

Les pacemakers sont constitués d'un boîtier de stimulation, d'un connecteur réalisant la liaison entre le boîtier et le conducteur, du conducteur lui-même et enfin des électrodes qui constituent la partie terminale du conducteur et qui se trouve directement au contact du myocarde. [18]

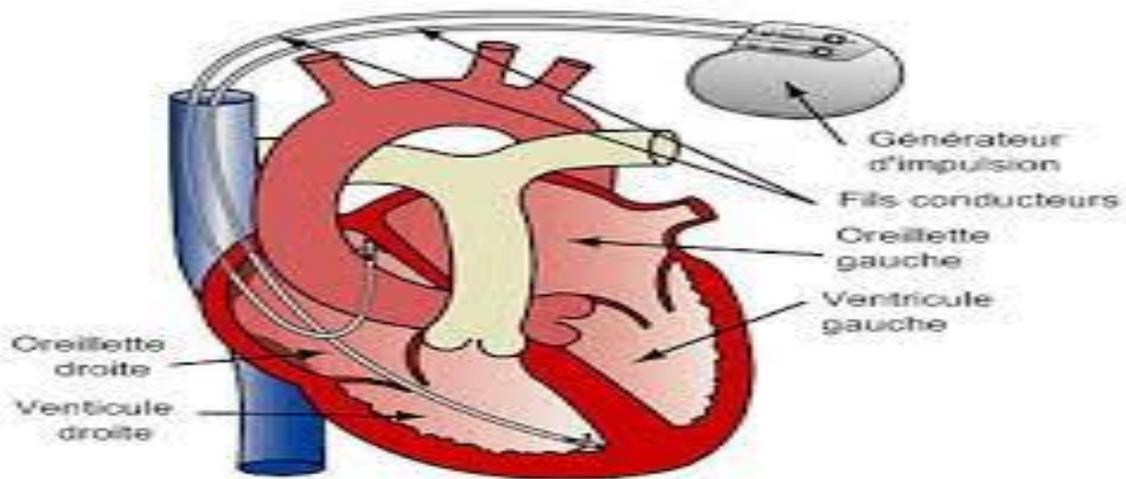


Figure II.16. Structure de stimulation.

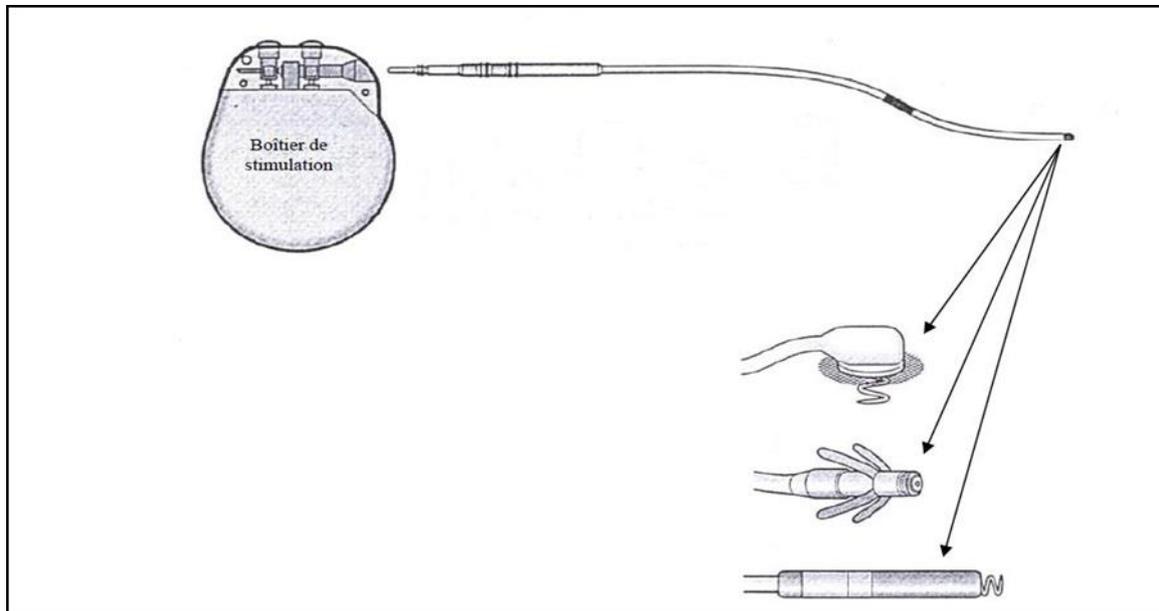


Figure II.17. Les différentes parties d'un Pacemaker

- Le boîtier de stimulation est à l'origine de la production des stimuli électriques
- Le connecteur assure un contact parfait entre le boîtier de stimulation et le conducteur
- Le conducteur porte les stimuli jusqu'à l'électrode terminale
- L'électrode est fixée au myocarde de façon passive ou active et assure la naissance de la dépolarisation.

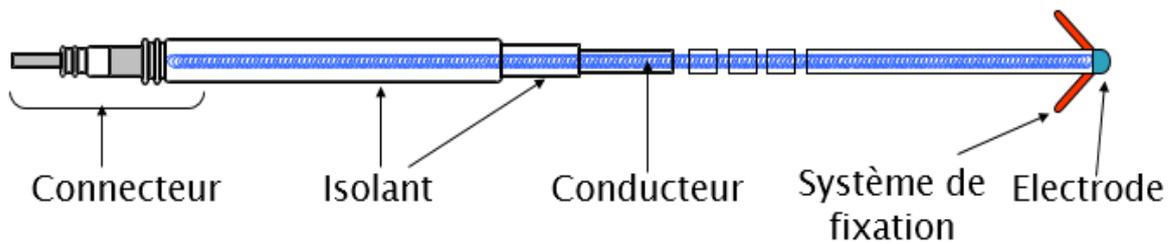


Figure II.18. Vue d'ensemble d'une sonde d'un pacemaker.

La partie électronique du pacemaker surveille les impulsions électriques du cœur. Lorsqu'un battement cardiaque fait défaut, elle commande l'envoi d'une impulsion électrique fournie par la pile, puis transmise par la sonde au muscle cardiaque où l'impulsion déclenchera un battement du cœur.

Le stimulateur ne fonctionne que lorsque le rythme cardiaque du cœur est inférieur à une fréquence précise (en bradycardie par exemple).

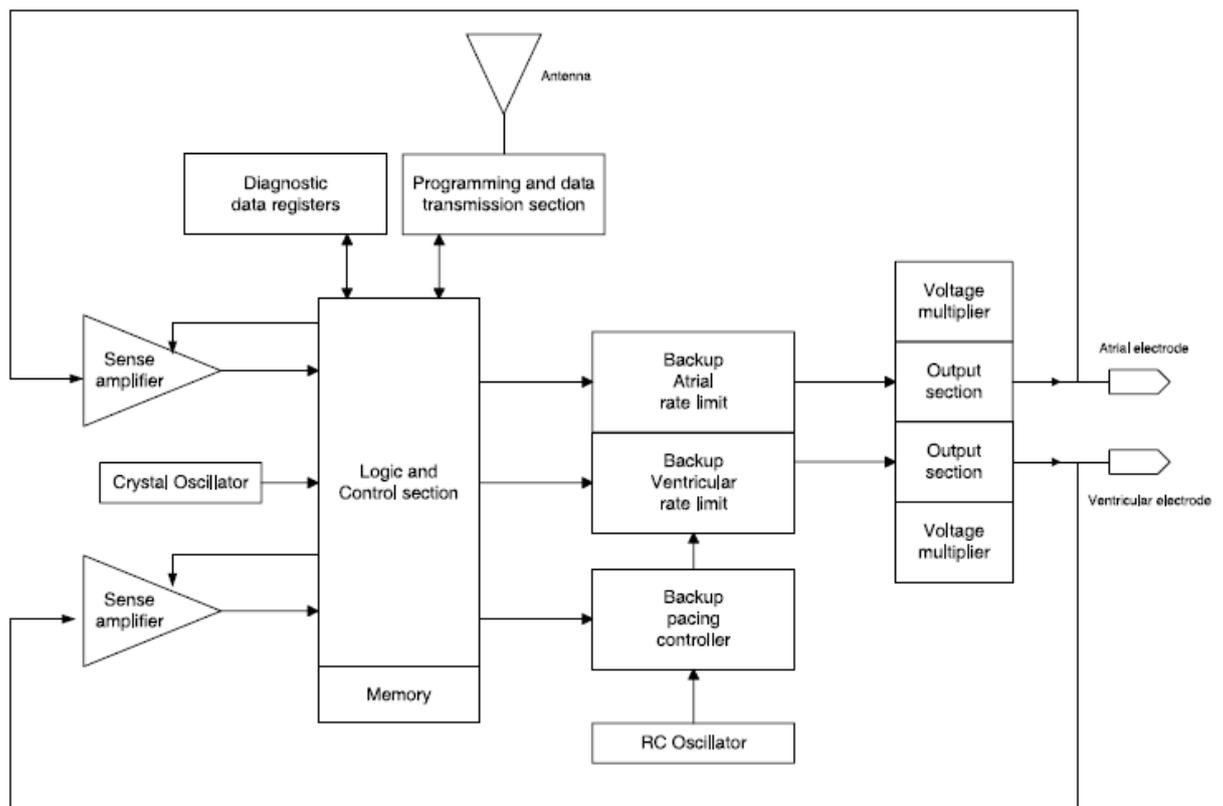


Figure II.19. Schéma synoptique d'un stimulateur cardiaque moderne.

II.10. Rôle du stimulateur cardiaque :

Garantir au patient une fréquence minimale.

- Écouter « ce qu'il se passe»
- Stimuler si nécessaire.
- Délivrer des thérapies de stimulation afin de garantir au patient une bonne qualité de vie.
- Documenter les troubles du rythme de manière précise.

II.11. Les différents types de stimulateurs cardiaques :

II.11.1. Le stimulateur simple chambre :

Stimulation/détection cavité Auriculaire

Stimulation/détection cavité Ventriculaire

II.11.2. Le stimulateur Double chambre :

Stimulation/détection dans les 2 cavités A & V

A & V synchronisés

II.11.3. Le stimulateur Triple chambre :

Détection A et V.

Stimulation dans les 3 cavités (A, VD, VG).

Resynchronisation des 2 ventricules (VD, VG).

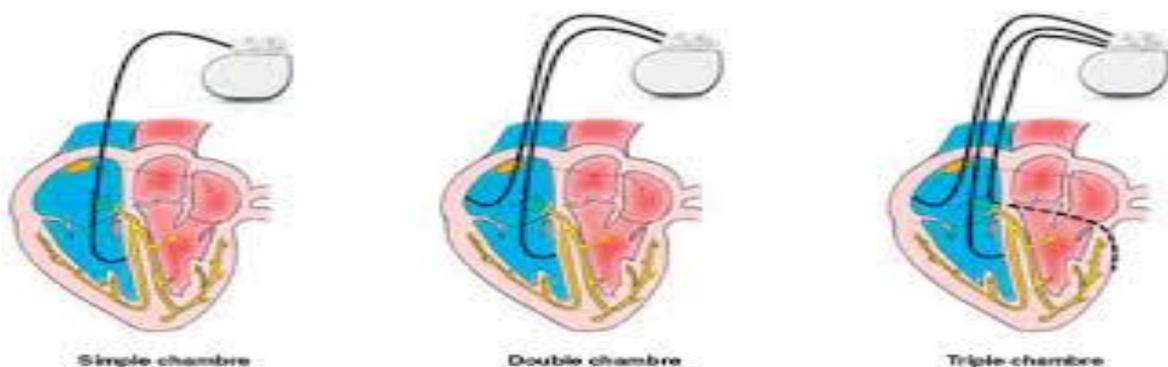


Figure II.20. Les différents types de stimulateurs cardiaques

II.12. Conclusion :

L'**électrocardiographie** (ECG) est une représentation graphique de l'activité électrique du cœur. Cette activité électrique est liée aux variations de potentiel électrique des cellules spécialisées dans la contraction (myocytes) et des cellules spécialisées dans l'automatisme et la conduction des influx. Elle est recueillie par des électrodes à la surface de la peau.

La morphologie du signal enregistré (l'électrocardiogramme) par une électrode va dépendre de sa position par rapport à l'axe de propagation de la dépolarisation, et de la direction selon laquelle l'onde de dépolarisation se déplace sur cet axe c'est là le principe fondamental de l'électrocardiographie.

L'électrocardiographie est un examen non invasif qui peut être effectuée en quelques minutes. L'analyse de ces enregistrements permet, à elle seule, de diagnostiquer un grand nombre de pathologies et de les localiser. En effet, chaque couple de cavités (oreillettes, ventricules) possèdent sa propre signature.

Réaliser un ECG n'est pas compliqué en soit, cependant il est important de bien le réaliser afin de faciliter l'interprétation.

Le stimulateur cardiaque, véritable prouesse technologique, s'est imposé comme un traitement de référence pour de nombreuses pathologies cardiaques. En régulant le rythme cardiaque de manière efficace, il permet à de nombreux patients de retrouver une meilleure qualité de vie. Bien que l'implantation d'un stimulateur cardiaque nécessite un suivi médical régulier, les progrès réalisés en la matière offrent des perspectives prometteuses pour l'avenir, avec des dispositifs toujours plus performants et personnalisés.

Chapitre III

Simulation d'un Pacemaker à base d'Arduino et du Timer NE555

III. Présentation des éléments de la simulation :

III.1. La plateforme Arduino :

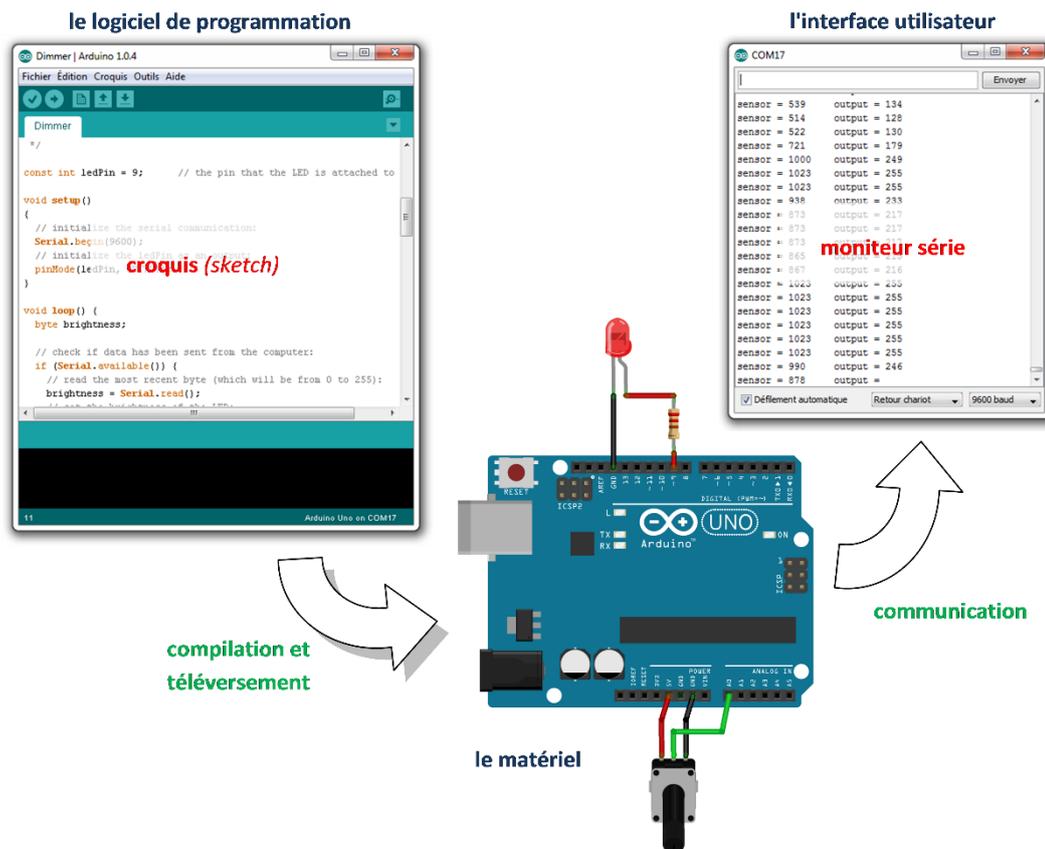
Arduino est une plate-forme de prototypage rapide : un ensemble d'outils développés pour faciliter la conception de montages à base de microcontrôleur, sans perdre trop de temps à en apprendre les tenants et aboutissants.

Les circuits à microcontrôleur, grâce à la grande facilité de leur mise en œuvre et la diminution de leur coût sont de plus en plus fréquemment employés et remplacent avantageusement les circuits électroniques classiques.

La plateforme Arduino comporte :

- **Du matériel** : collection de cartes à microcontrôleurs

- **Du logiciel** : permettant la programmation, la communication et intégrant de nombreuses bibliothèques de fonctions,



Arduino est une plate-forme électronique *open source*, construite autour d'un **microcontrôleur** et destinée à du **prototypage** : les cartes Arduino n'ont pas pour vocation d'intégrer des systèmes, mais servent exclusivement au développement de solutions.

III.1.1. Microcontrôleur :

Un **microcontrôleur** (μ cou *MCU* – *Micro-Controller Unit*) rassemble sur une seule puce (ou **circuit intégré**) tous les composants nécessaires d'un ordinateur :

Composant intégrés dans un Microcontrôleur :

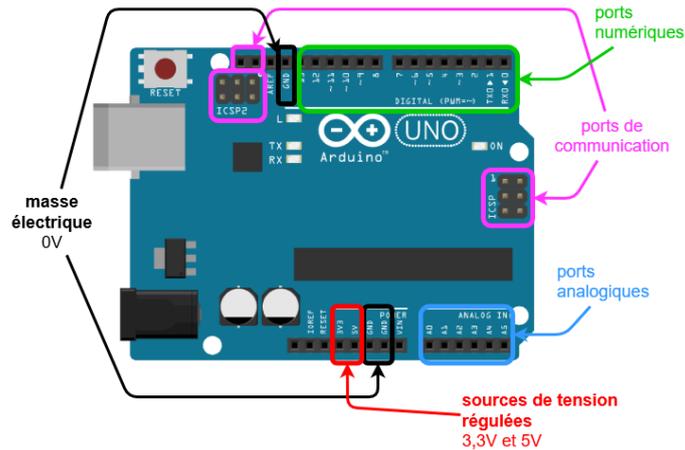
Un microcontrôleur intègre sur un unique circuit :

- Un processeur (CPU), avec une largeur du chemin de données allant de 4 bits pour les modèles les plus basiques à 32 ou 64 bits pour les modèles les plus évolués ;
- La mémoire vive (RAM) pour stocker les données et variables
- La mémoire morte (ROM) pour stocker le programme. Différentes technologies peuvent être employées : EPROM, EEPROM, mémoire flash (la plus récente) ;
- Un oscillateur pour le cadencement. Il peut être réalisé avec un quartz, un circuit RC ou encore une PLL ;
- Des périphériques, capables d'effectuer des tâches spécifiques. On peut mentionner entre autres :
- Les convertisseurs analogiques-numériques (CAN) (donnent un nombre binaire à partir d'une tension électrique)
- Les convertisseurs numériques-analogiques (CNA) (effectuent l'opération inverse).
- Les générateurs de signaux à modulation de largeur d'impulsion (MLI, ou en anglais, PWM pour Pulse Width Modulation).
- Les timers/compteurs (compteurs d'impulsions d'horloge interne ou d'événements externes)
- Les chiens de garde (watchdog).
- Les comparateurs (comparent deux tensions électriques),
- Les contrôleurs de bus de communication (UART, I²C, SSP, CAN, FlexRay, USB, Ethernet, etc.).

Les microcontrôleurs sont conçus pour des systèmes embarqués (contrairement aux microprocesseurs utilisés dans les ordinateurs personnels) pour des applications en « temps réel », comme par exemples : les systèmes de contrôle des moteurs automobiles, implants médicaux, télécommandes, jouets, téléphonies mobile, ... En réduisant la taille et le coût par rapport à une conception à circuits séparés, les microcontrôleurs rendent économique le contrôle numérique d'un nombre encore plus important de dispositifs et de processus.

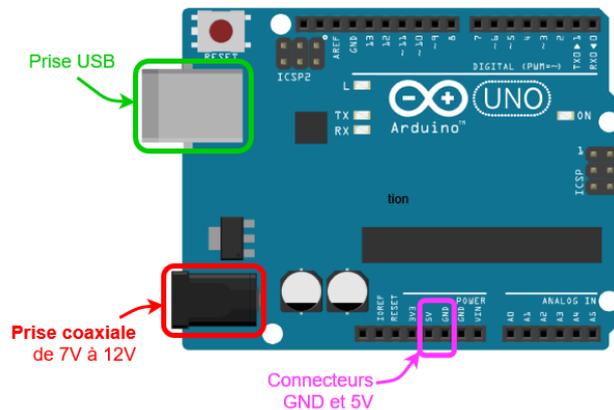
III.1.2. Les connecteurs :

Tous les connecteurs de la platine n'ont pas la même fonction :



III.1.3. Alimentation

Les cartes Arduino peuvent être alimentées en électricité par différents moyens



I.1.4. Plusieurs fonctions sur un même circuit:

Les cartes Arduino regroupent sur un même circuit plusieurs fonctions.

⇒ **Traiter**

Une carte **Arduino** remplit essentiellement la fonction **TRAITER**, grâce à son **microcontrôleur** : une puce électronique comprenant **microprocesseur** (pour faire des calculs) des **mémoires** (pour stocker les programmes et les données).

Les ordres à la partie opératives peuvent être délivrés via les **ports numériques** (*digital*) :

- soit en **binaire** (vrai/faux)
- soit en **analogique** à l'aide d'un signal **PWM** (uniquement les ports marqués du symbole « ~ »).

⇒ **Acquérir**

Mais le microprocesseur, associé à des **connecteurs** reliés à ses **ports**, permet également de remplir la fonction .

ACQUÉRIR, pour des informations simples :

- Des **ports numériques** (*digital*) pour acquérir des informations binaires (vrai/faux),



- Des **ports analogiques** (*analog in*) pour acquérir des tensions variant de 0V à 5V,



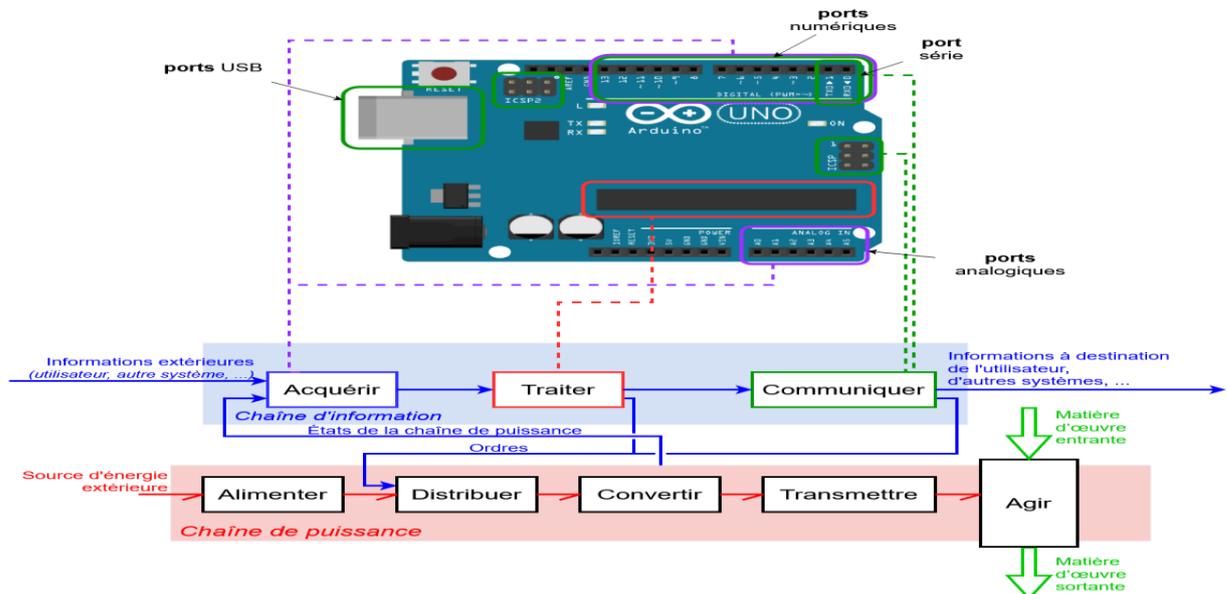
- Des **convertisseurs Analogique→Numérique**, pour convertir ses tensions en nombres (avec lesquels le microprocesseur peut faire des calculs)

Pour acquérir d'autres grandeurs, il faudra connecter à ces ports des **capteurs**.

➤ Communiquer

D'autres ports sont dédiés à des **protocoles de communication** et remplissent ainsi la fonction **COMMUNIQUER** : USB, I²C, série, SPI.

De très nombreux **capteurs** utilisent des protocoles de ce type et peuvent donc être employés avec un Arduino.



III.2. Le microcontrôleur Atmega 328:

Le microcontrôleur de la carte Arduino UNO est un ATmega328. C'est un microcontrôleur ATMEL de la famille AVR 8bits. Les principales caractéristiques sont

FLASH : mémoire programme de 32Ko

SRAM : données (volatiles) 2Ko

EEPROM : données (non volatiles) 1Ko

Digital I/O (entrées-sorties Tout Ou Rien) : 3 ports PortB, PortC, PortD (soit 23 broches en tout I/O)

Timers/Counters : Timer0 et Timer2, (comptage 8 bits), Timer1 (comptage 16bits). Chaque timer peut être utilisé pour générer deux signaux PWM. (6 broches OCxA/OCxB).

Plusieurs broches multi-fonctions : toutes les broches ont plusieurs fonctions différentes, choisies par programmation. Elles ont donc plusieurs noms sur le brochage.

Par exemple, les broches PB1, PB2, PB3, PD3, PD5, PD6 peuvent servir de sortie PWM (Pulse Width Modulation), c'est-à-dire des sorties qui joueront le rôle de sorties analogiques. Elles correspondent aux broches des connecteurs 3,5,6,9,10 et 11. Cet autre rôle possible est lié aux timers et ces broches sont alors appelées OCxA ou OCxB dans la documentation. Ce sont les mêmes broches, mais pour une autre fonction.

PWM : 6 broches OC0A(PD6), OC0B(PD5), OC1A(PB1), OC1B(PB2), OC2A(PB3), OC2B(PD3)

Les broches du PORTC peuvent être converties par un convertisseur Analog to Digital.

Analog to Digital Converter (résolution 10bits) : 6 entrées multiplexées ADC0(PC0) à ADC5(PC5)

Gestion bus I2C (TWI Two Wire Interface) : le bus est exploité via les broches SDA(PC5)/SCL(PC4).

Port série (USART) : émission/réception série via les broches TXD(PD1)/RXD(PD0).

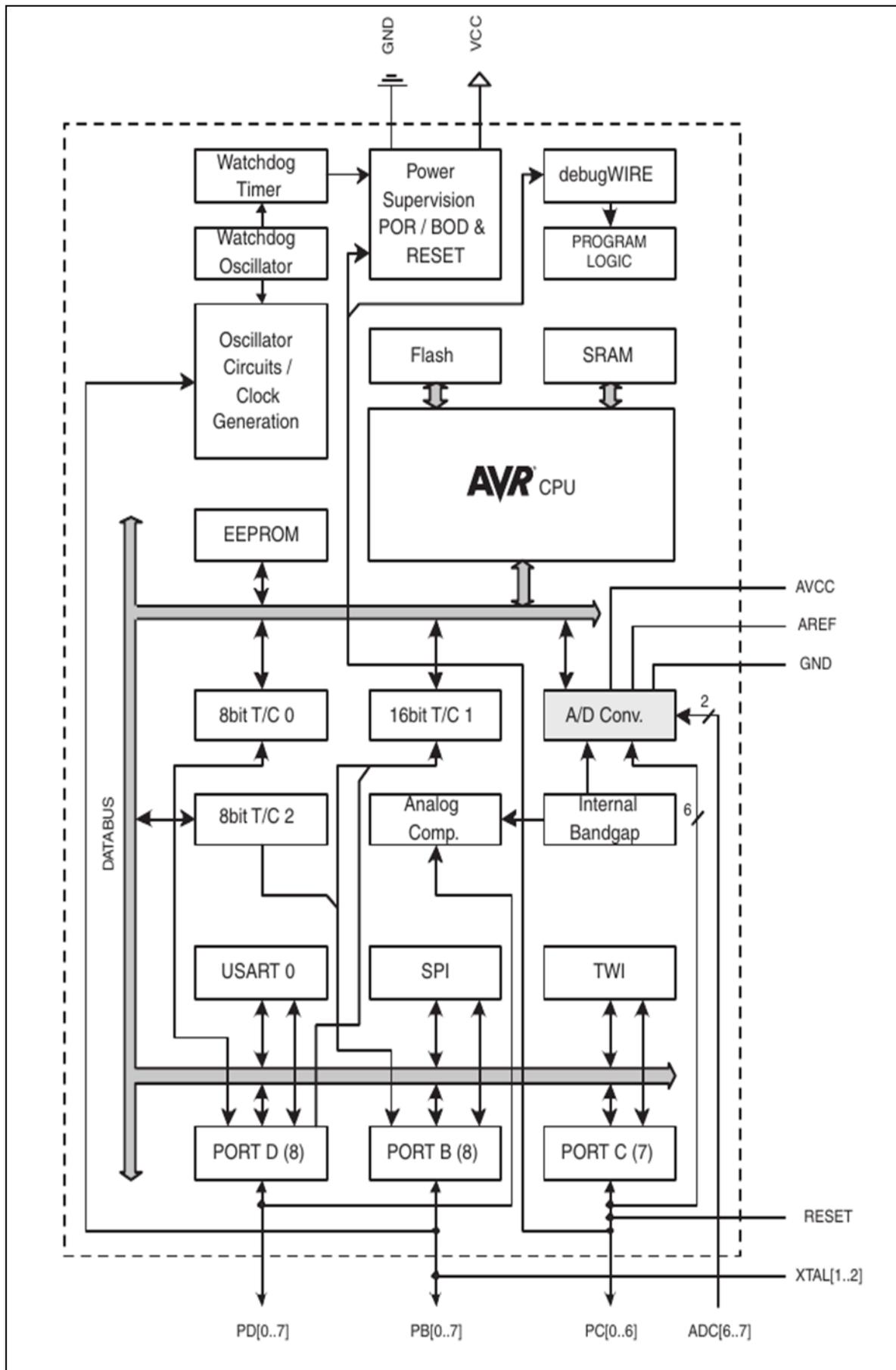


Figure III.1. Architecture interne de l'Atmega 328

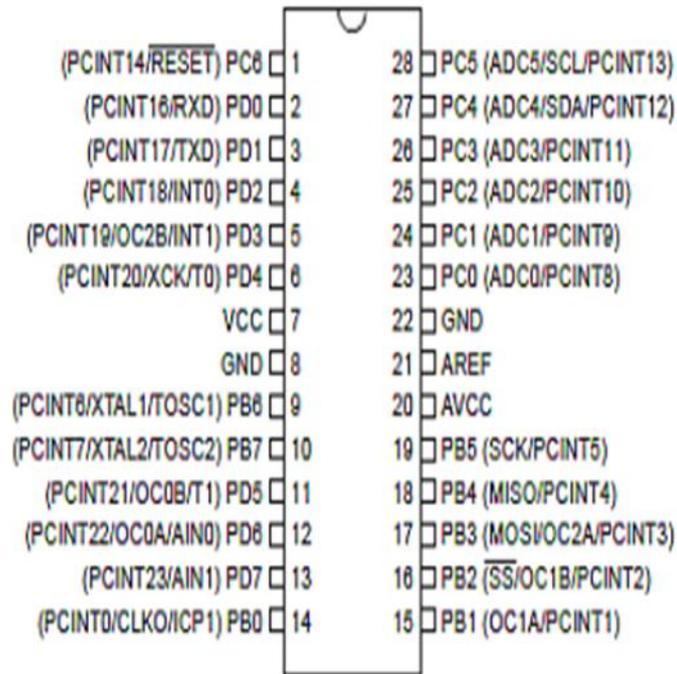


Figure III.2. Brochage de l'Atmega 328

III.3 Capteur de pouls:

Le capteur de pouls est un capteur de fréquence cardiaque plug-and-play, de faible puissance bien conçu pour l'Arduino. Il peut être utilisé par les étudiants, les athlètes, les fabricants et développeurs de jeux mobiles qui souhaitent intégrer des données de fréquence cardiaque en direct dans leurs projets. Et la meilleure partie est ce que ce capteur se branche directement sur Arduino et se clipse facilement sur un doigt ou un lobe d'oreille. Il est également très petit (en forme de bouton) avec des trous de sorte qu'il peut être cousu dans du tissu.



Figure III.3. Capteur de pouls Arduino

III.3.1. Principe de fonctionnement du capteur

Un capteur de pouls ou tout autre capteur de fréquence cardiaque optique, fonctionne en projetant une lumière verte (~ 550 nm) sur le doigt et en mesurant la quantité de lumière réfléchie à l'aide d'un photodétecteur.

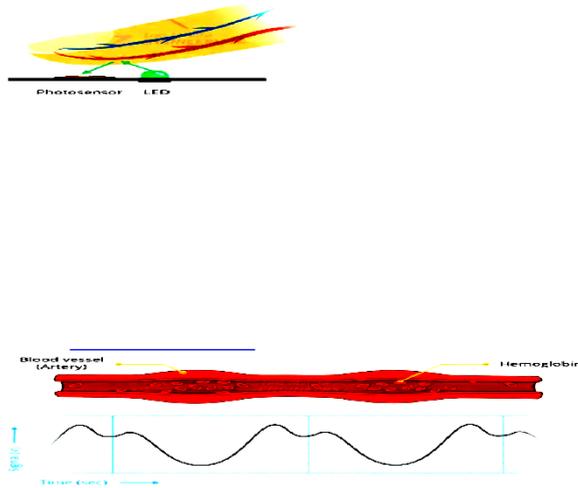


Figure III.4. Principe d'un capteur de pouls optique

L'hémoglobine oxygénée dans le sang artériel a la particularité d'absorber la lumière verte. Plus la sang est rouge plus l'hémoglobine est élevée, plus la lumière verte est absorbée. Au fur et à mesure que le sang est pompé à travers le doigt à chaque battement cardiaque, la quantité de lumière réfléchie change créant une forme d'onde changeante à la sortie du photodétecteur.

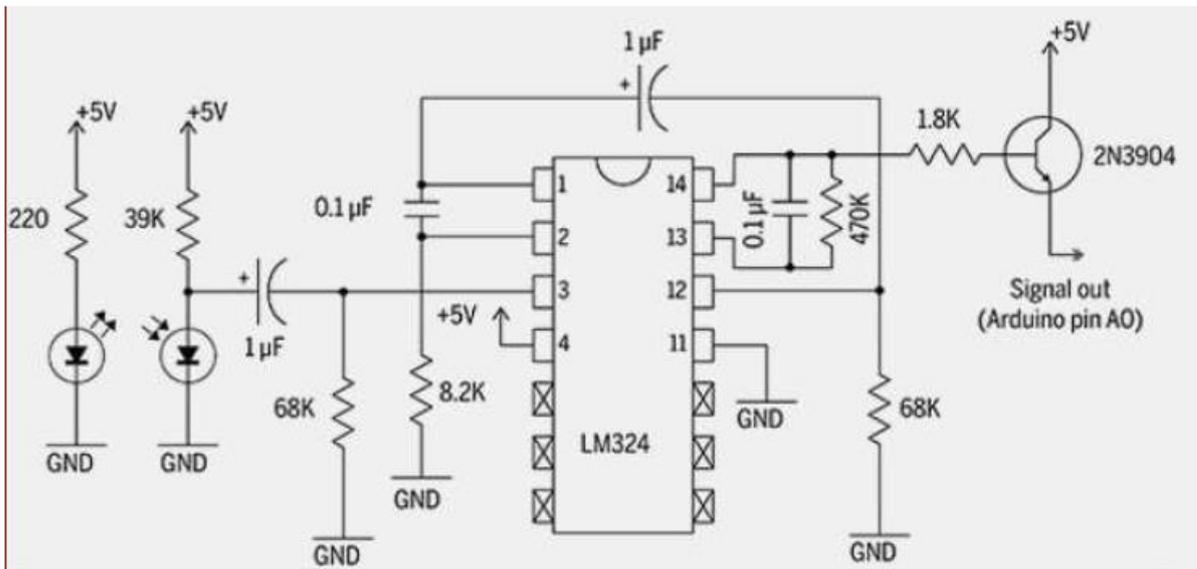


Figure III.5. Circuit électrique du capteur de fréquence cardiaque

Le signal photoélectrique obtenu par le photodétecteur est généralement faible et bruité, raison pour laquelle il doit être filtré à l'aide d'un réseau de filtres RC puis amplifié.

III.3.2. Présentation du capteur

⇒ Face avant

Comprend essentiellement une diode LED et un capteur de lumière (phototransistor ou photodiode...)

⇒ Face arrière

Comprend des résistances des condensateurs, un amplificateur opérationnel, des filtres RC et également une diode de protection inverse pour éviter tout dommage si les câbles d'alimentation sont accidentellement inversés.

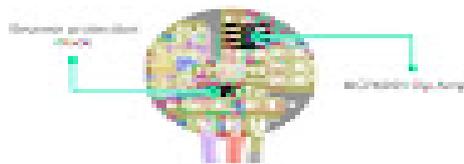


Figure III.6. Faces avant et arrière d'un capteur de pouls Arduino

Le module fonctionne à partir d'une alimentation de 3.3V à 5V CC avec un courant de fonctionnement < 4 mA.

Voici les spécificités techniques :

	VCC	3,0 à 5,5 V
Notes maximales	IMax (consommation de courant maximum)	<4 mA
	VOut (plage de tension de sortie)	0.3V à Vcc
Longueur d'onde	Sortie LED	565 nm
	Entrée de capteur	525 nm
Dimensions	L x l (PCB)	15,8 mm (0,625 ")
	Longueur de fil	20 cm (7,8 pouces)

III.3.3. Brochage et câblage du capteur



Figure III.7. Brochage du capteur de pouls avec Arduino

GND : broche de masse

Vcc : se connecte à 3.3V ou 5V

Signal : sortie si signal, se connecte à une entrée analogique de l'Arduino.

III.4. L'afficheur LCD

Le brochage de l'écran 1602a avec un exemple de L'afficheur texte 16×2 est utilisé pour afficher les informations du capteur, afficheur les menus ou les invites. L'écran affiche des caractères noirs d'une taille de 5×8 pixels. Le rétroéclairage intégré s'allume en appliquant une alimentation aux broches du module. L'écran de texte 16×2 sans module IIC est connecté au microcontrôleur par 16 broches.

L'écran à cristaux liquides comporte deux rangées de 16 caractères, d'où son nom de

LCD 1602. La mémoire de l'appareil comporte 192 caractères, 8 caractères supplémentaires. connexion est montré dans l'image ci-dessousmontré dans l'image ci-dessous.

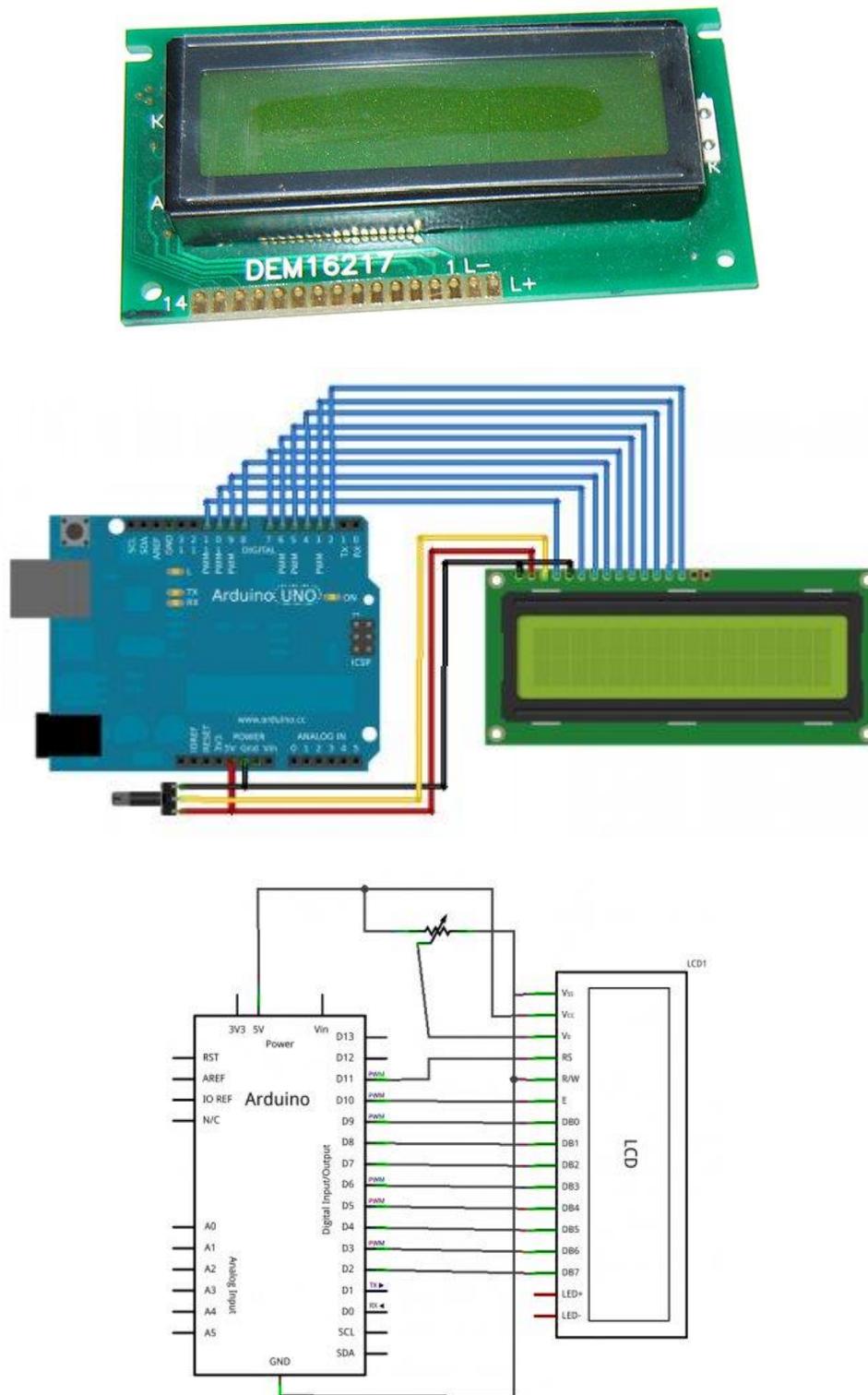


Figure III.8. Afficheur LCD 8 fils et son Branchement

III.5. Le générateur d'impulsions

Le générateur d'impulsion permet de produire des impulsions électriques courtes et intenses. Ces impulsions peuvent être utilisées dans une variété d'applications, telles que les équipements électroniques, les systèmes de mesure, les instruments scientifiques et les équipements médicaux. Le générateur d'impulsion est constitué d'un circuit oscillant qui produit des signaux à haute fréquence. Ces signaux sont ensuite amplifiés par un amplificateur avant d'être converti en impulsions électriques. Le générateur d'impulsion peut produire des impulsions de différentes durées et intensités, en fonction de l'application souhaitée. Les générateurs d'impulsion sont utilisés dans de nombreux domaines, notamment la recherche en physique et en ingénierie, la médecine, les télécommunications, l'électronique et la métallurgie.

III.5.1 Le Timer NE 555

Le **NE555** (couramment nommé **555** et créé en 1970 par Hans R. Camenzind) est un circuit intégré utilisé pour la temporisation ou en mode multivibrateur. Ce composant est toujours utilisé de nos jours en raison de sa facilité d'utilisation, son faible coût et sa stabilité.

Le **NE555** contient **23 transistors**, **2 diodes** et **16 résistances** qui forment 4 éléments :

- Deux **amplificateurs opérationnels** de type comparateur .
- Une porte logique de type inverseur .
- Une bascule SET-RESET.

Le **NE555** peut fonctionner selon trois modes : **monostable**, **astable** ou **bistable**.

↳ Principales Caractéristiques :

Voici les principales caractéristiques de ce composant :

Fonctionne sous des tensions d'alimentation de 4,5V à 16V (compatible TTL).

- Fréquence max 2 MHz.
- Stabilité en température 0,005 % par °C.
- Intensité maximale de sortie de 200 mA.

Le **NE555** existe aussi en version double avec l'appellation **NE556**. La table suivante présente les broches présentes sur la version simple dans un boîtier **DIP** ('**Dual Inline Package**' boîtier de circuit intégré). Les autres boîtiers utilisent les mêmes noms de broches.

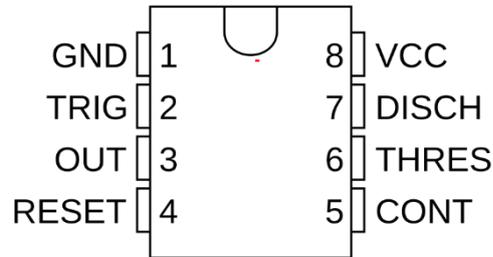


Figure III.9. Brochage du NE555

* *	Nom	Description
1	GND	Masse .
2	TRIG	Gâchette, amorce la temporisation - Détecte lorsque la tension est inférieur à 1/3 de VCC .
3	OUT	Signal de sortie .
4	RESET	Remise à zéro, interruption de la temporisation (Délai avant l'exécution).
5	CONT	Accès à la référence interne (2/3 de VCC) .
6	THRES	Signale la fin de la temporisation lorsque la tension dépasse 2/3 de VCC .
7	DISCH	Borne servant à décharger le condensateur de temporisation .
8	VCC	Tension d'alimentation, généralement entre 5 et 15V .

III.5.2. Principe de fonctionnement

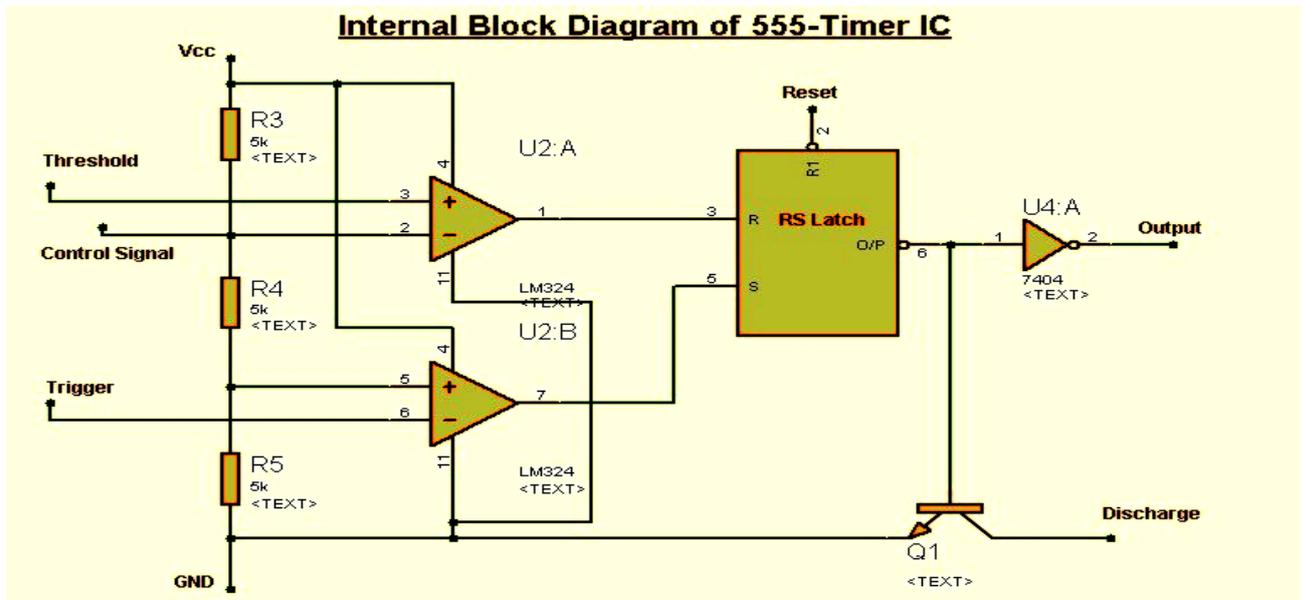


Figure III.10. Structure interne du NE555

Le principe du **NE555** suit la logique de fonctionnement du schéma bloc présenté sur la figure IV.9. et peut prendre 4 états différents.

- **Le signal RESET est à un niveau bas** : La bascule est remise à zéro, le transistor de décharge s'active et la sortie reste impérativement à un niveau bas. Aucune autre opération n'est possible.
- **Le signal TRIG est inférieur à $1/3$ de VCC** : la bascule est activée (SET) et la sortie est à un niveau haut, le transistor de décharge est désactivé.
- **Le signal THRES est supérieur à $2/3$ de VCC** : la bascule est remise à zéro (RESET) et la sortie est à un niveau bas, le transistor de décharge s'active.
- **Les signaux THRES et TRIG sont respectivement inférieurs à $2/3$ de VCC et supérieurs à $1/3$ de VCC** : la bascule conserve son état précédent de même que pour la sortie et le transistor de décharge.

Ces états sont résumés dans le tableau suivant :

RESET	TRIG	THRES	OUT	DISCH
0	X	X	0	Actif
1	$< 1/3 V_{cc}$	X	1	Inactif
1	$> 1/3 V_{cc}$	$> 2/3 V_{cc}$	0	Actif
1	$> 1/3 V_{cc}$	$< 2/3 V_{cc}$	Valeur précédente	

III.5.2.1. Fonctionnement en monostable

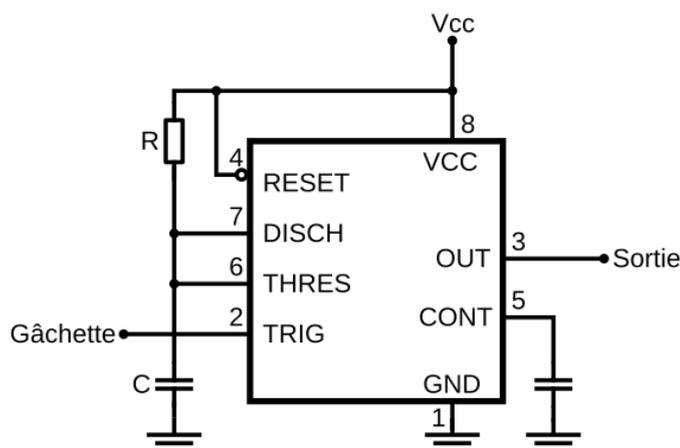


Figure III.11. Le NE555 en configuration monostable

L'utilisation du **NE555** en configuration monostable permet de générer une impulsion d'une durée définie seulement à l'aide d'une résistance et d'un condensateur comme illustrée

dans le schéma ci-dessus. Une impulsion est engendrée suite à l'application d'un front descendant à l'entrée du circuit (**TRIG**).

Immédiatement après l'application du front descendant la bascule interne est activée ainsi que la sortie. Du même coup, le transistor de décharge est désactivé permettant au condensateur **C** de se charger à travers la résistance **R**. La forme d'onde aux bornes du condensateur est celle d'un circuit de premier ordre RC face à un échelon de tension, c'est-à-dire une exponentielle croissante. Lorsque cette exponentielle atteint une valeur égale à deux tiers de la tension d'alimentation $2/3V_{cc}$, la bascule interne est désactivée ramenant la sortie et le condensateur à zéro.

La durée de l'impulsion est donnée par la formule suivante : $T = 1,1 RC$

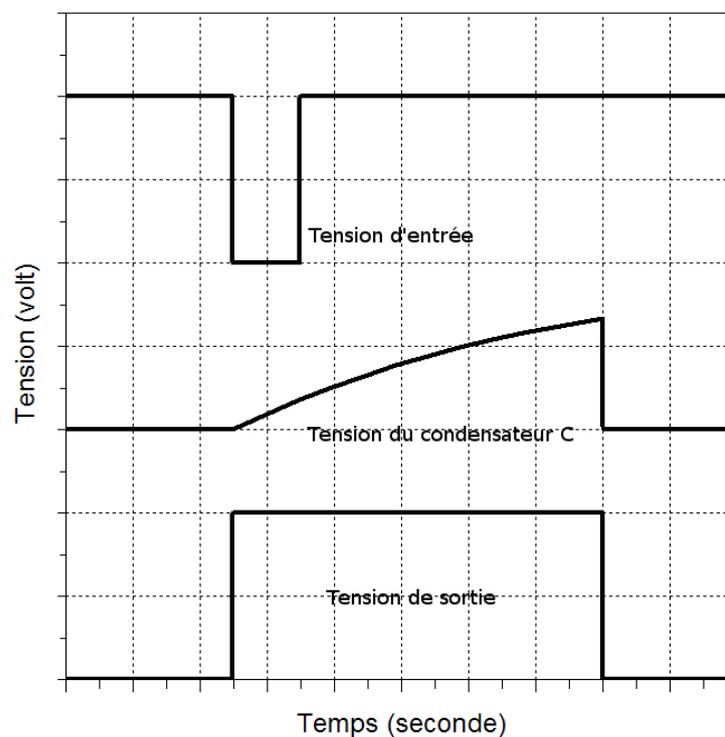


Figure III.12 Forme d'ondes du NE555 monté en monostable

III.6. Le potentiomètre numérique

III.6.1. Principe de base d'un potentiomètre

Le potentiomètre est un composant de circuit passif essentiel depuis les débuts de l'électricité et de l'électronique. Il s'agit d'un dispositif à trois bornes avec un élément de résistance accessible, assurant une fonction de diviseur de tension via son curseur réglable par l'utilisateur sur un arbre rotatif. Il est utilisé dans d'innombrables circuits à signaux mixtes et analogiques pour répondre aux exigences d'une grande variété d'applications.

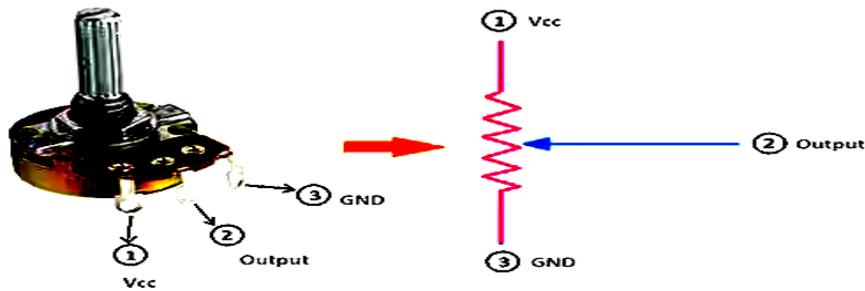


Figure III.13 potentiomètre standard avec axe rotatif

I.6.2. Potentiomètres numériques : potentiomètres sous forme de circuits intégrés

Le potentiomètre numérique tout électronique émule les fonctionnalités du potentiomètre électromécanique, mais en utilisant un circuit intégré sans pièces mobiles. Il accepte un code numérique dans l'un des nombreux formats et établit une valeur de résistance correspondante. En tant que tel, il est parfois appelé convertisseur numérique-analogique résistif (RDAC).

Dans un potentiomètre traditionnel, la position du curseur et donc le rapport du diviseur de tension sont définis manuellement (ou parfois même avec un petit moteur). Dans un potentiomètre numérique, cependant, les commandes de l'ordinateur se connectent au circuit intégré du potentiomètre numérique via une interface numérique et établissent une valeur équivalente à la position du curseur.

Mechanical & Digital Potentiometer

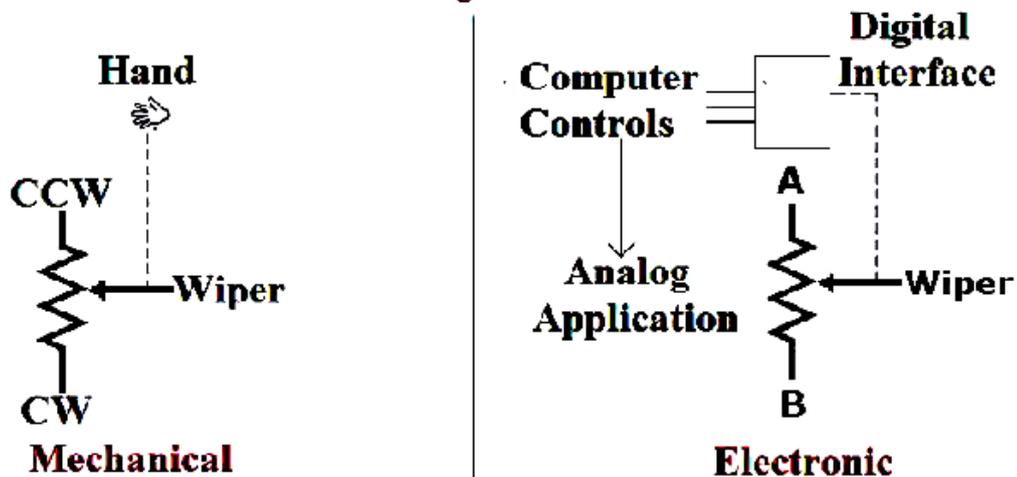


Figure III.14. Principe d'un potentiomètre classique vs un potentiomètre numérique.

III.6.3. Spécifications et fonctionnalités des potentiomètres numériques

- La valeur de résistance requise, souvent appelée résistance de bout en bout, est déterminée par les considérations de conception du circuit. Les fournisseurs proposent des résistances comprises entre 5 kilohms ($k\Omega$) et 100 $k\Omega$ dans une séquence 1/2/5 avec quelques autres valeurs intermédiaires. De plus, il existe des unités à plage étendue qui vont de seulement 1 $k\Omega$ jusqu'à 1 mégohm ($M\Omega$).

- La résolution définit le nombre de réglages d'échelons ou de pas discrets que le potentiomètre numérique offre, s'étendant de 32 à 1024 pas pour permettre au concepteur de répondre aux besoins de l'application. Gardez à l'esprit que même un potentiomètre numérique milieu de gamme à 256 pas (8 bits) a une résolution supérieure à celle d'un potentiomètre.
- L'interface numérique entre le microcontrôleur et le potentiomètre numérique est disponible en formats I²C et SPI série standard, avec des broches d'adresse permettant de connecter plusieurs dispositifs via un seul bus. Le microcontrôleur utilise un schéma de codage de données simple pour indiquer le réglage de résistance souhaité.

III.6.4. Le numérique MCP41xx

Comme son nom l'indique, un potentiomètre numérique est une résistance variable. Pour faire varier cette résistance, on envoie au potentiomètre une instruction numérique au moyen du protocole SPI (contrairement aux potentiomètres conventionnels, un potentiomètre numérique ne comporte donc aucune partie mobile).

Ce potentiomètre numérique prend la forme d'un circuit intégré DIP à 8 broches.

MCP41XX - Pinconfiguration

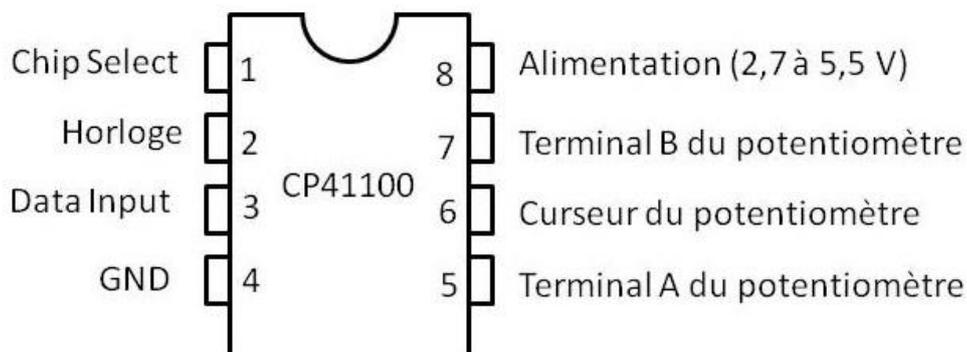
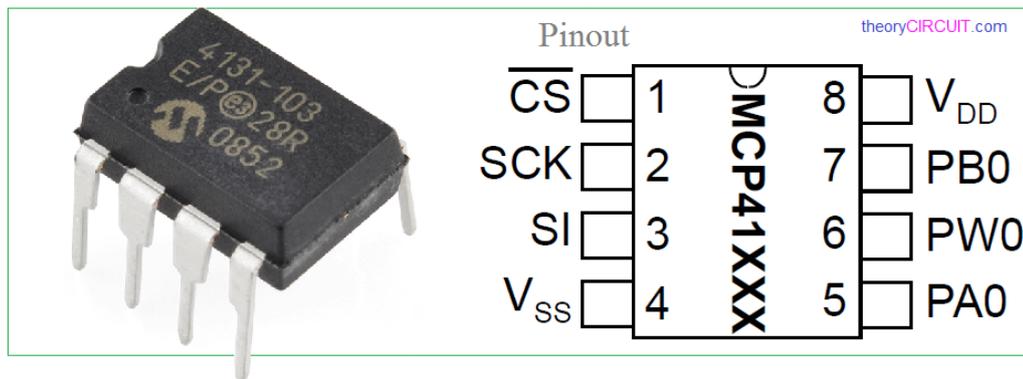


Figure III.15. Broches et brochage du MCP41XX.

III.6.4.1. Intéfaçage du digipot MPC41XXX avec arduino

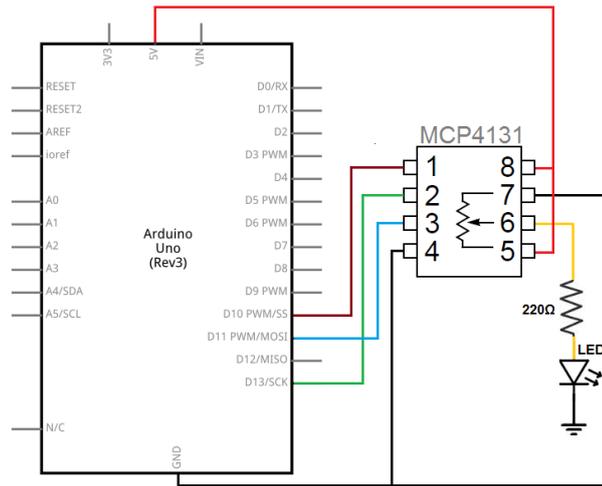


Figure III.16. Inter

III.7. Simulation du fonctionnement du pacemaker

La simulation du pacemaker à base d'Arduino est réalisée sous Proteus.

III.7.1. Capteur de fréquence cardiaque avec Arduino

Matériel nécessaire

- Module Arduino UNO
- Capteur de pouls (HeratBeat Sensor)
- Afficheur LCD
- Potentiomètre
- Bouton poussoir

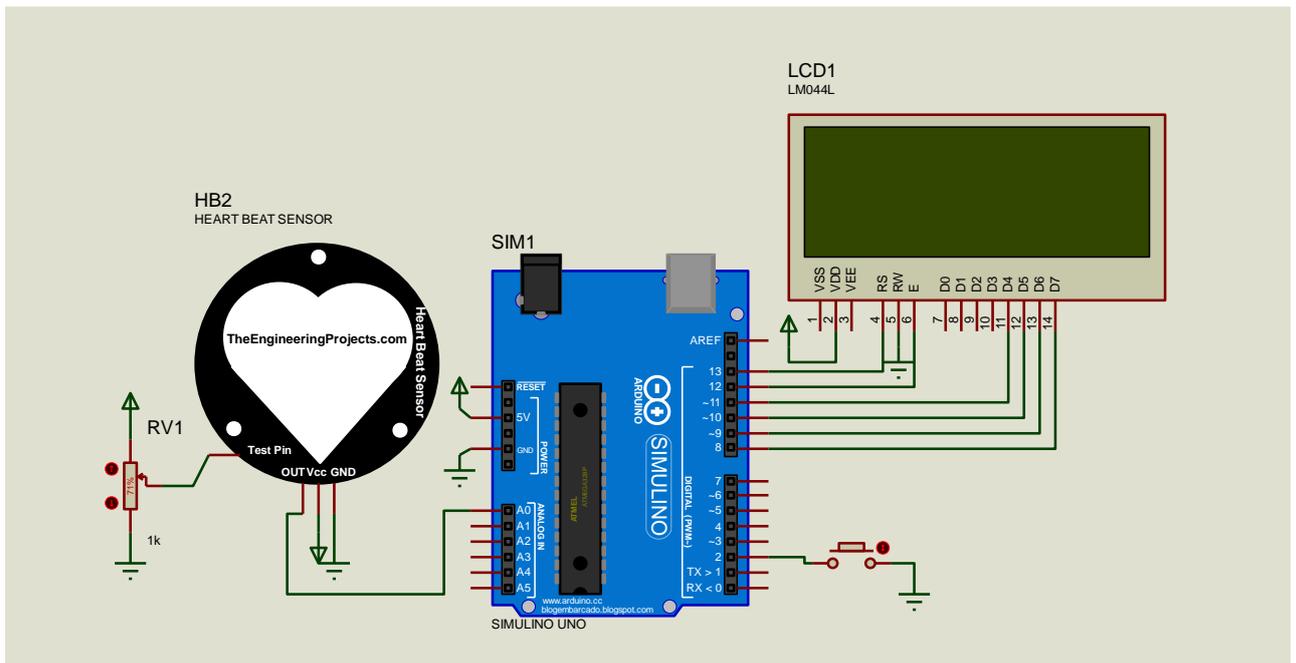
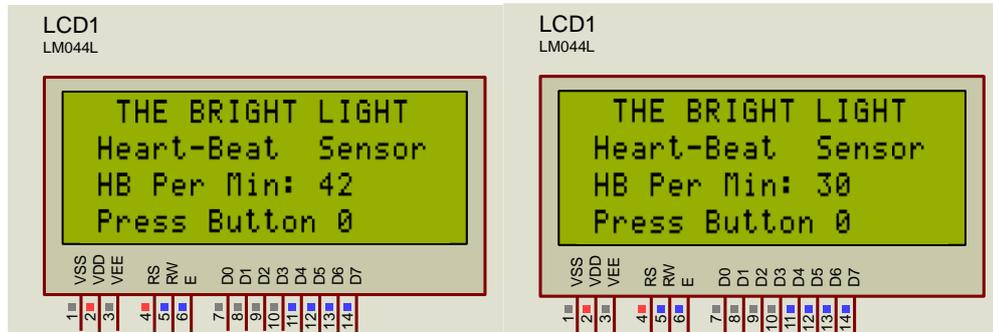


Figure III.17. Montage (capteur de pouls + Arduino)

On peut obtenir différentes valeurs de pouls qu'on peut lire sur l'afficheur en agissant sur le potentiomètre RV1.

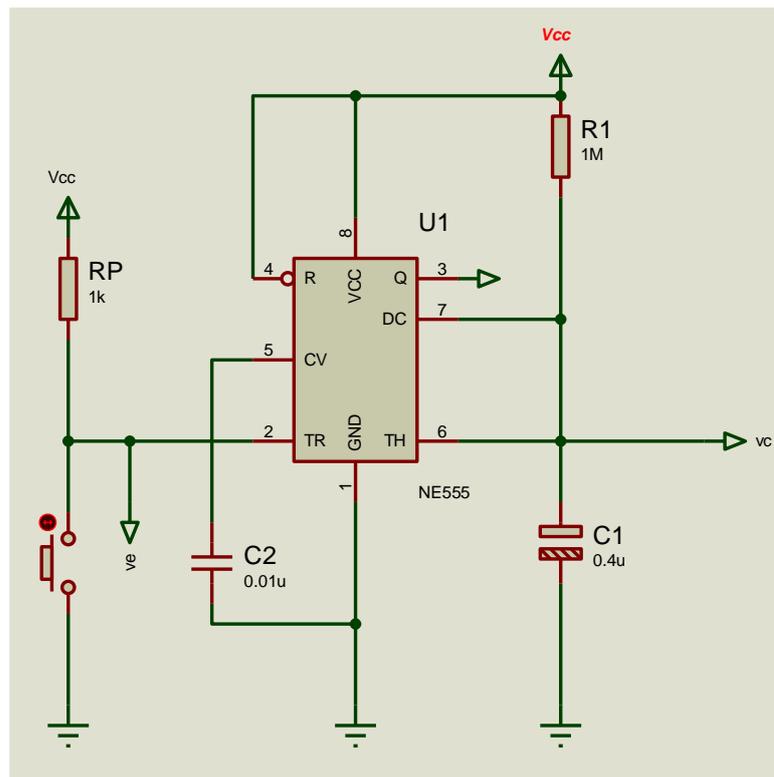
Voici quelques exemples d'affichage :



III.7.2. Le Timer NE555 en configuration monostable

L'utilisation du NE555 en configuration monostable permet de générer des impulsions de durée et de périodes bien définies. Dans notre circuit

Il s'agit de visualiser le signal de sortie et de d'ajuster les paramètres du circuit, à savoir, R et C pour obtenir la fréquence désirée. Afin de pouvoir réaliser ceci, nous avons utilisé un bouton poussoir sur la broche « trigger » et qui sert à déclencher le monostable.



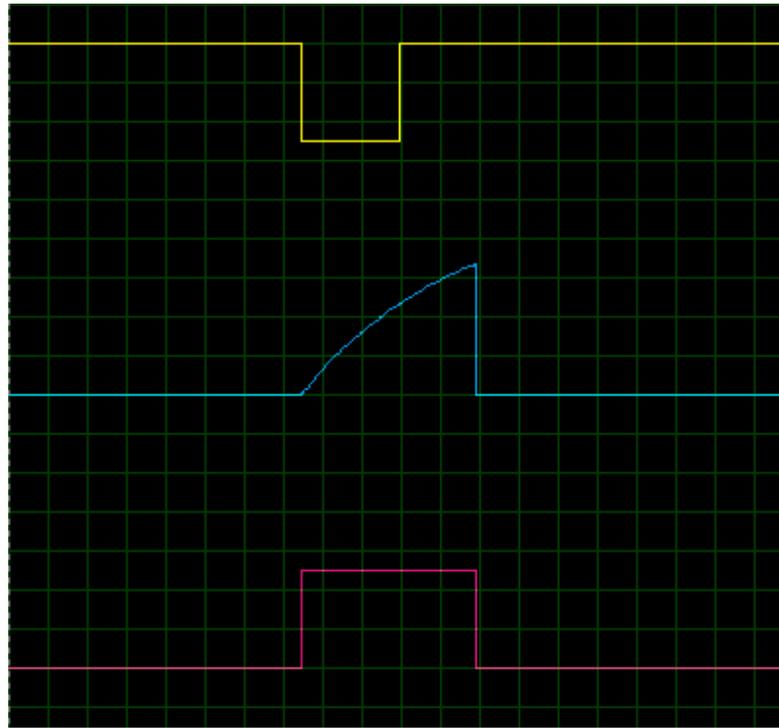
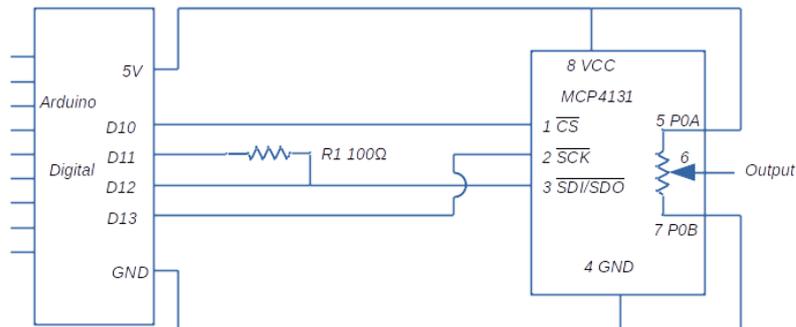


Figure III.18. (a) NE555 en configuration monostable (b) oscillogramme de sortie

III.7.3. Le potentiomètre numérique MCP41xx

III.7.3.1. Montage

Le schéma de principe ci-dessous représente le brochage du potentiomètre numérique MCP41010 au module arduino UNO.



Afin de tester le fonctionnement de ce digipot sur Proteus, nous avons réalisé le montage ci-dessous et qui consiste à faire clignoter une LED (dans notre teste une LED jaune) en utilisant un code Arduino qui permet de faire varier le courant d'alimentation de la diode grâce à la variation de la résistance du digipot.

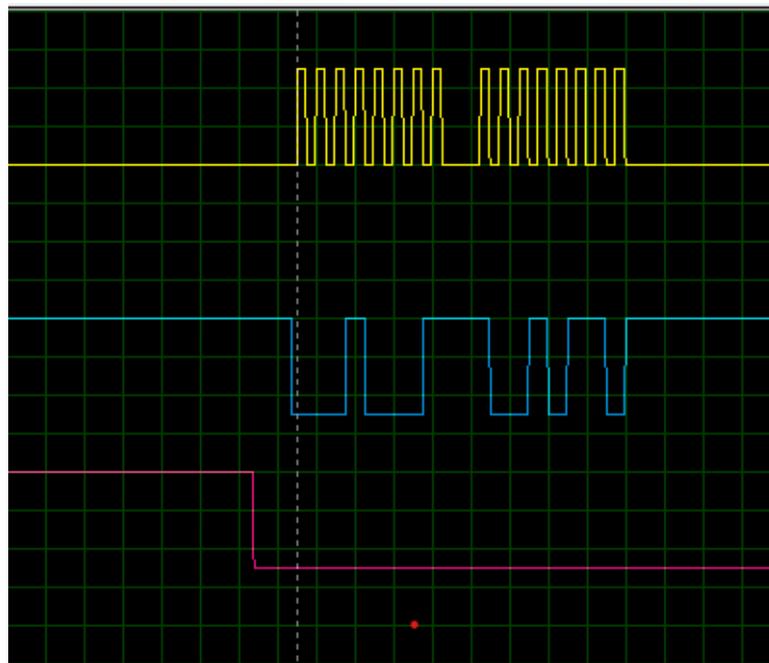
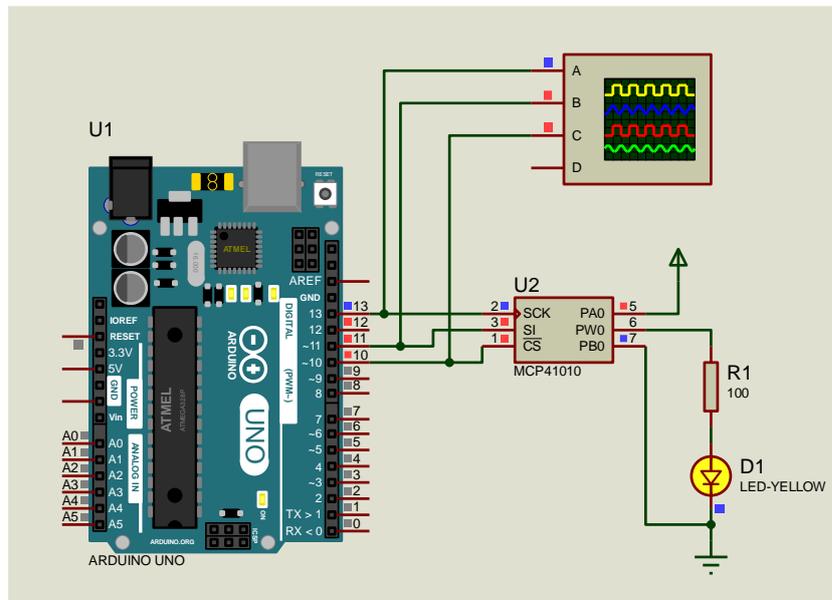
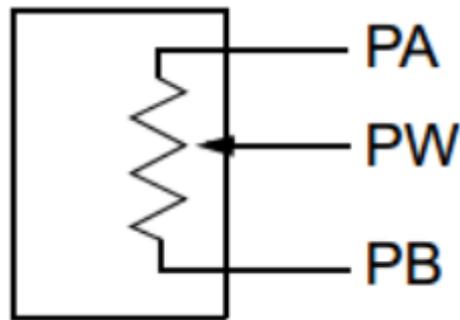


Figure III.19. Montage test du digipot MCP41010.

(a) Montage avec la LED jaune allumée (b) signaux au niveau des broches de commande du digipot.

III.7.3.2. Calcul de la résistance RBW



$$R_{WA}(D_n) = \frac{(R_{AB})(256 - D_n)}{256} + R_W$$

$$R_{WB}(D_n) = \frac{(R_{AB})(D_n)}{256} + R_W$$

Où

R_{WA} est la résistance entre borne A et le curseur

R_{WB} est la résistance entre la borne B et le curseur

R_{AB} est la résistance total 10k

R_W est la résistance du curseur

D_n est la valeur 8-bit de la valeur n du potentiomètre dans le registre donné.

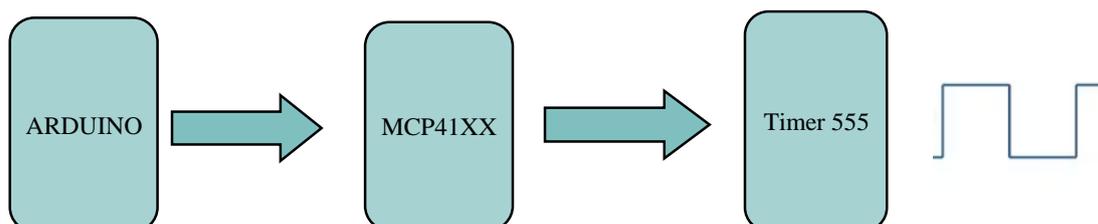
Pour une donnée 222 à partir de DATASHEET on lit :

- Résistance nominale R_{AB} est de 10 k
- Résistance du curseur R_W est de 100

$$R_{WB} = (10 \times 10^3) * 222/256 + 100 = 0.984 \times 10^3 + 100 \sim 1.1 \text{ k}$$

III.7. 4. Contrôle du Timer NE555 par Arduino et le digipot MCP41XXX

Dans cette partie nous allons utiliser le digipot MCP41XXX et Arduino pour contrôler la fréquence du signal de sortie du Timer NE555. Le schéma bloc du montage est représenté par le diagramme suivant :



Bien que la variation de la fréquence ne soit pas visible sur l'oscillogramme, nous avons quand même pu observer cette variation en utilisant compteur de fréquence, figure IV.15.

Le digipot MCP41XXX peut être donc utilisé pour générer des impulsions de durée contrôlées en fonction de l'âge de la personne prise en charge.

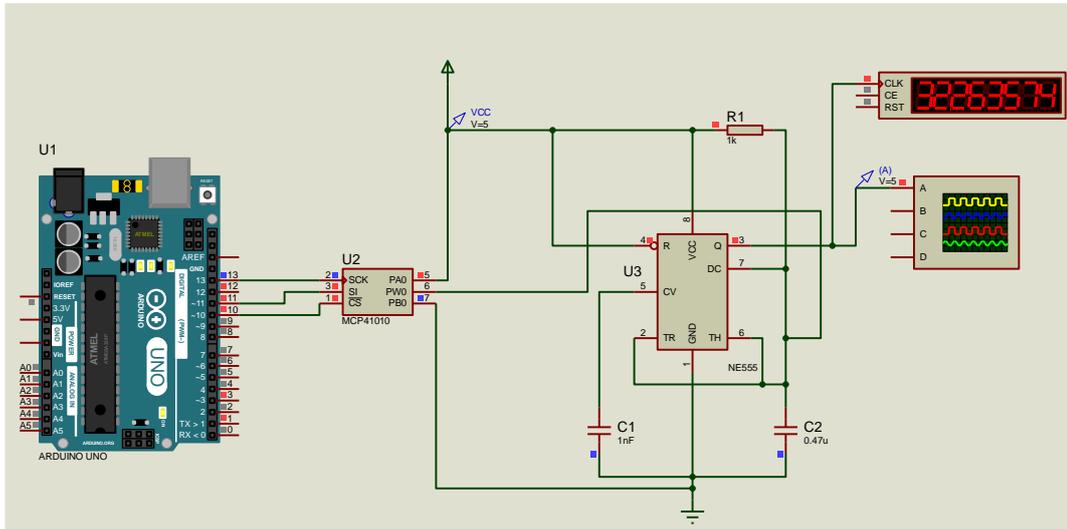


Figure III.20. Montage pour le contrôle de la fréquence du Timer NE555.

Notre objectif est de générer des impulsions pour un pacemaker avec une fréquence correspondant à la fréquence cardiaque, et voici les étapes que nous avons :

1/- Génération d'impulsions avec le NE555 en mode monostable

- En mode monostable, le NE555 génère une seule impulsion pour chaque déclenchement venant de l'Arduino. La durée de cette impulsion est déterminée par les composants RC (résistance et condensateur).

- Le déclenchement du NE555 doit être contrôlé avec précision par l'Arduino pour générer une impulsion à la bonne fréquence.

2/- Synchronisation avec la fréquence cardiaque

- Pour un pacemaker, la fréquence cardiaque normale varie entre 60 et 100 battements par minute (BPM). Cela correspond à une fréquence de 1 Hz à environ 1,66 Hz.

- L'Arduino devra donc envoyer des impulsions à cette fréquence pour déclencher le NE555 et générer une impulsion de durée fixe à chaque battement.

- Dans le code Arduino, nous avons utilisé la fonction ``delay()` ou ``millis()` pour temporiser les impulsions en fonction de la fréquence cardiaque souhaitée.

3/- Configurer le NE555 pour générer une impulsion spécifique

- La durée de l'impulsion produite par le NE555 (en monostable) est définie par la formule : $T = 1.1 * RC$.

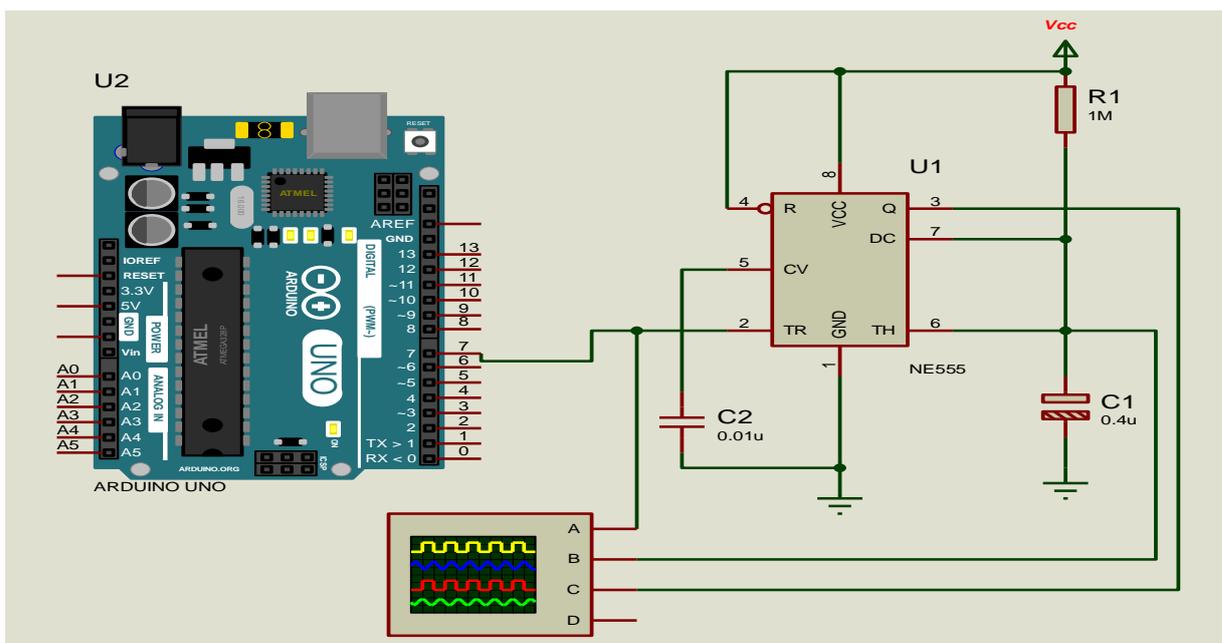
Où R est la résistance contrôlée par le digipot et C est la capacité.

- Pour un pacemaker, l'impulsion doit durer quelques millisecondes (la durée typique des impulsions cardiaques artificielles se situe autour de 1 à 2 ms).

- Ajustement la valeur du condensateur et la plage de résistances du digipot pour obtenir la durée d'impulsion correcte. ù

4/- Déclenchement par Arduino

- L'Arduino peut déclencher le NE555 en envoyant une impulsion sur la broche de déclenchement (trigger) du NE555.



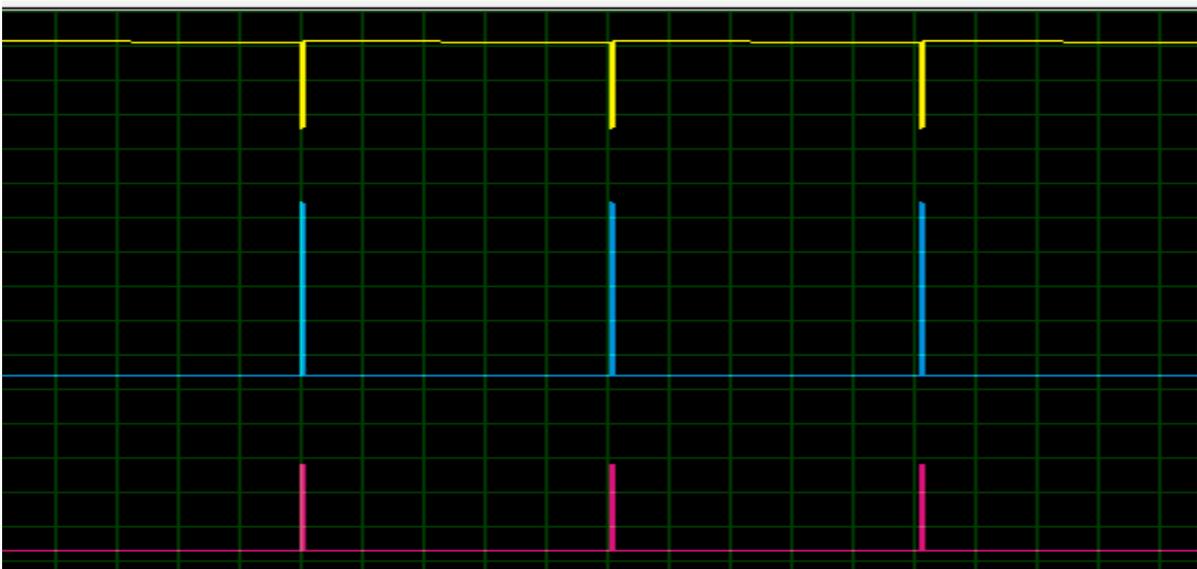
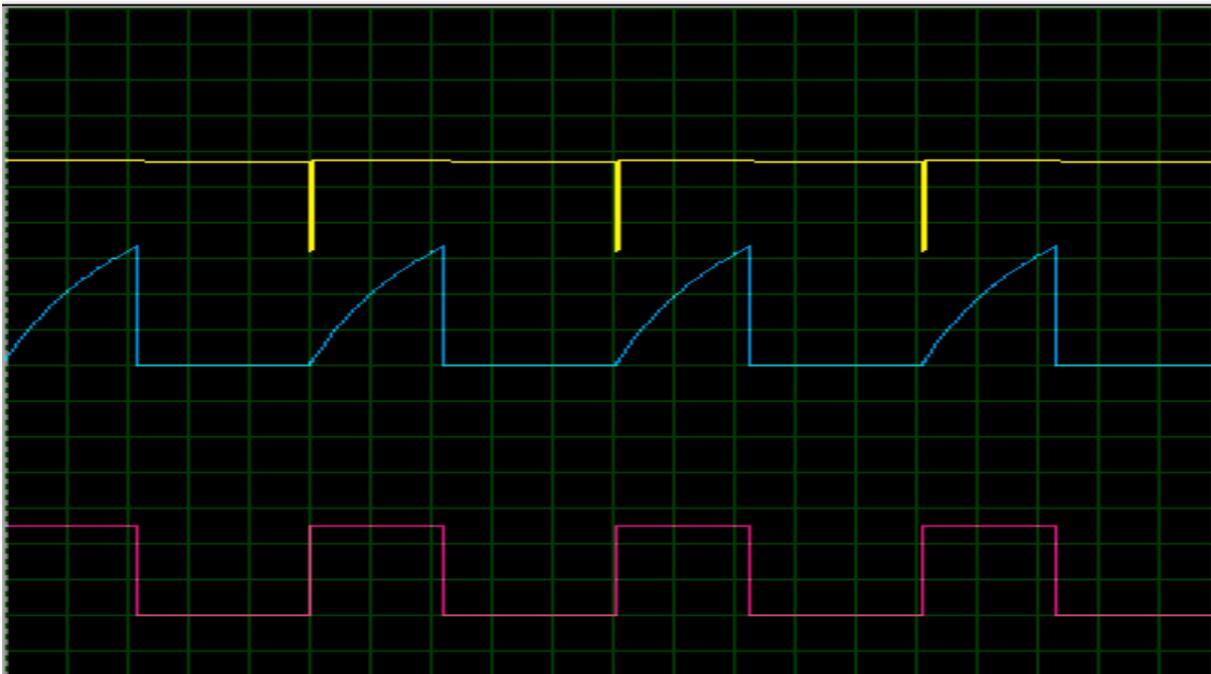


Figure III.21. Déclenchement du NE555 avec Arduino.

(a) montage (b) Oscillogramme (en jaune : impulsions de déclenchement , en bleu : le signal au bornes du condensateur en rouge : impulsions de sortie) (c)

Afin d'obtenir un signal de sortie du NE555 proche d'un signal impulsionnel, nous avons modifier la constante de temps en choisissant les valeurs suivantes : $R = 1k\Omega$, $C = 100nF$, soit $T = 1.1 * 10^3 * 10^{-7} = 1,1.10^{-4}s$.

Ceci nous a permis d'obtenir des impulsions dont le déclenchement est se fait tout les 1 s soit à une fréquence proche de celle du rythme cardiaque.

Après avoir tester tous composants du montage, le montage dans sa globalité est représenté par la figure ci-dessous :

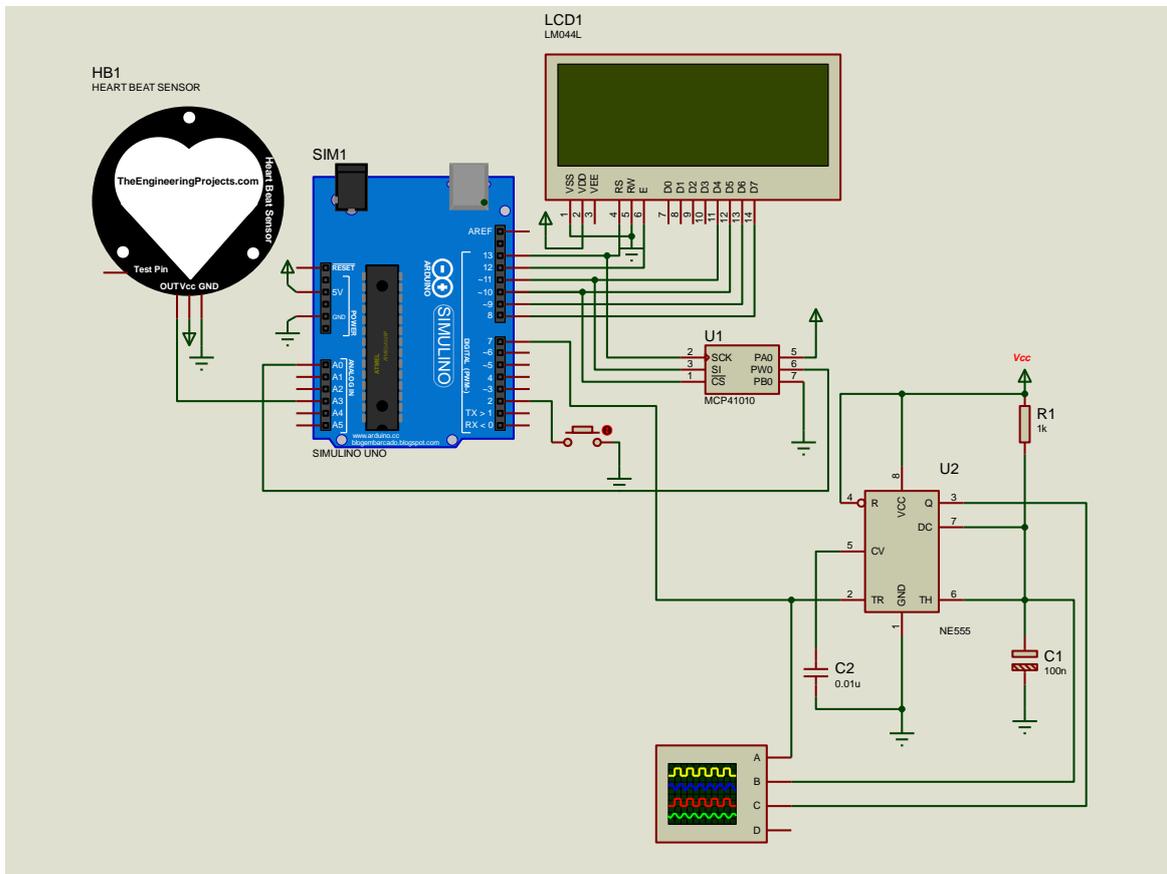


Figure III.22. Schéma de simulation du pacemaker

- **Explication du fonctionnement du montage :**

La résistance du digipot est réglée sur une valeur choisie, ce qui va permettre au capteur de pouls de s'ajuster sur la valeur correspondante qui sera affichée sur l'afficheur LCD en nombre de battement par minute (BPM). Une fois affichée, le code Arduino va comparer cette valeur à une valeur de référence introduite préalablement (dans notre cas nous avons opté pour une fréquence d'une personne adulte en bonne santé : 80 bpm). Deux cas sont testés :

1. Si la fréquence affichée correspond à la fréquence de référence : il ne se passe rien
2. Sinon, l'Arduino déclenchera le monostable qui lui va générer des impulsions dont la fréquence est synchronisée avec la fréquence cardiaque.

Conclusion

L'idée de base dans ce projet était d'utiliser un microcontrôleur qui, pour certaines applications nous permet de disposer de commandes assez performantes. Le microcontrôleur possède un indéniable avantage sur les montages câblés. En effet, pour modifier le fonctionnement d'une application, il suffira de modifier le programme sans toucher au câblage. Les microcontrôleurs possèdent également la puissance d'un microprocesseur mais ils ont un atout en plus, du fait qu'ils disposent de périphériques intégrés dans un même boîtier comme le module Arduino que nous avons choisi sans omettre la puissance et la performance de l'outil de simulation qu'est Proteus



***CONCLUSION
GENERALE***

Le cœur est le muscle le plus important du corps humain. Responsable de la circulation sanguine, son arrêt ou un dysfonctionnement dans la durée peuvent avoir de graves conséquences pour la santé du patient.

Ce magnifique organe qui fonctionne de manière permanente jusqu'à la fin de la vie est si important qu'il est un domaine médical à lui tout seul : **la Cardiologie**. Le rallongement de la vie et le vieillissement de la population ont renforcé la nécessité du maintien du cœur en bon état de marche.

Pour ce faire, il était donc important de proposer un dispositif médical pour traiter les signes de faiblesse du cœur et les dérèglements de rythmes cardiaques qui surviennent au cours de la vie. C'est dans cet objectif que les scientifiques ont inventé le **Pacemaker**. Leur idée était de stimuler le battement du cœur par des impulsions électriques régulières.

Aujourd'hui, le pacemaker est l'une des plus belles réussites de la médecine cardiaque. Il est principalement utilisé pour corriger des arythmies cardiaques de type bradycardie (rythme cardiaque inférieur à 60 pulsations par minute).

Le pacemaker est encore l'objet de nombreuses recherches dont l'objectif est de :

- maximiser son efficacité (garantir le niveau de fiabilité, allonger la durée de vie),
- le rendre le plus confortable possible pour le patient,
- optimiser sa position dans le corps du patient.

A travers ce mémoire nous avons pu explorer les différentes parties d'un pacemaker, à savoir, le capteur de pouls et son principe et surtout l'élément le plus important : le générateur d'impulsions duquel dépend la vie de tout patient souffrant de dysfonctionnement du rythme cardiaque. Une composante importante dans notre travail, c'est l'utilisation d'une logique programmée représentée par le microcontrôleur Atmega 328 d'Arduino. Mesurer le pouls puis déclencher des impulsions issues d'un Timer NE555 monté en configuration monostable par le microcontrôleur a constitué l'idée principale de notre projet. A la fin de notre parcours et grâce à la simulation sous Proteus nous avons pu obtenir des résultats que nous jugeons plus que satisfaisant en espérant que d'autres étudiants les exploiteront et iront plus loin sur les plans amélioration et affinement des résultats.

Bibliographie

- [1] M.L. TALBI, « Analyse et traitement de signal électrocardiographique(ECG) », Thèse de Doctorat, Université Mentouri de Constantine, 2011.
- [2]https://cdn.futurasciences.com/buildsv6/images/largesquare/f/f/4/ff4fc1fcf2_50148757_fs-coeur1.jpg
- [3]<https://www.visiblebody.com/fr/learn/circulatory/circulatory-the-heart>
- [4]https://www.fedecardio.org/wp-content/uploads/2021/03/schema-valves_0.jpg
- [5]<https://www.coeuretavc.ca/-/media/images/detailed-heart-illustration-french.png>
- [6]<https://www.codepessm17.org/attachments/article/249/L%27appareil%20circulatoire.pdf>
- [7] B.Ouadi, « Analyse et reconnaissance de signaux vibratoires : contribution au traitement et à l’analyse de signaux cardiaques pour la télémédecine », thèse de doctorat, UNIVERSITE DE BOURGOGNE, mai 2014.
- [8] R.Benali, “ Analyse du signal ECG par réseau adaptif d’ondelettes en vue de la reconnaissance de pathologies cardiaques ”, laboratoire de génie biomédical, Université Abou Beker Belkaid, avril,2013
- [9] BENSAFIA Kahina, 2012 : « télésurveillance : transmission sans fil, par vois GSM, ettraitement du signal électrocardiographie (ECG) ».Thèse de Magister université de TiziOuzouAlgérie
- [10]<http://steevespaces.free.fr/DATA/img/08/image039.png>
- [11]https://book.cardio-fr.com/figures/placement_electrodes.svg
- [12]<https://www.cardiologie-pratique.com/sites/www.cardiologie-pratique.com/>
- [13] D. P. Zipes, J. Jalife, « CARDIAC ELECTROPHYSIOLOGY», Articles, FROM CELL TO BEDSIDE, Philadelphia, W.B. Saunders and Company, 2004.
- [14]<https://edge.sitecorecloud.io/mmanual-ssq1ci05/media/professional>
- [15]<https://www.mediprostore.com/img/cms/schiller-ecg-at1-g2-accessories.jpg>
- [16]<http://steevespaces.free.fr/DATA/img/08/image039.png>
- [17]<http://steevespaces.free.fr/DATA/img/08/image039.png>
- [18] Laurent, Michel FRANÇOIS. Les différents types de Pacemakers : Utilisation en Médecine Vétérinaire