

SOMMAIRE

SOMMAIRE	1
Table des Illustrations	4
Introduction générale	6
Chapitre I	7
Electrophysiologie cardiaque	7
Introduction	8
I.1. Structure et rôle du cœur	8
I.2. Activité électrique du cœur	10
I.2.1. Électrophysiologie cellulaire.....	10
I.2.2. Electrocardiogramme de surface	12
I.2.3. Electrocardiogramme intracardiaque	14
I.2.4. Excitation et système de conduction	15
Conclusion	16
Chapitre II :	17
LE GENERATEUR ELECTRIQUE NATUREL (NŒUD SINUSAL)	17
Introduction	18
II.1. Notions anatomiques et histologiques du tissu de conduction cardiaque	18
II.2. Troubles du rythme et de la conduction cardiaque	20
II.2.1. La pathologie du sinus.....	20
II.2.2. Blocs cardiaques	21
II.3. Concepts techniques de base de la stimulation cardiaque	24
Conclusion	25
Chapitre III :	26
EVOLUTION TECHNOLOGIQUE DES STIMULATEURS CARDIAQUES	26
Introduction	27
III.1. Conception générale d'un pacemaker	28
III.2. Historique et développements des stimulateurs cardiaques.	30
III.2.1 La naissance du concept.....	30
III.2.2 Le pacemaker de Hyman	30
III.2.3 Le pacemaker à la demande.....	32
III.2.3 Etude du pacemaker de Berkovits.....	34
III.2.3 Les stimulateurs cardiaques modernes.....	36
III.3. La sonde de stimulation	37

III.3.1. Le connecteur	37
III.3.2. Le conducteur	38
III.3.2. L'électrode.....	38
III.3.3 Les moyens de fixation de la sonde.....	38
III.4. La programmation et la télémétrie	40
III.5. Les différents types de stimulateurs cardiaques	41
III.5.1 Le code international.....	41
III.5.2 Evolution.....	45
III.5.3 Les interférences face aux stimulateurs cardiaques	45
Conclusion.....	49
Chapitre IV	50
DEVELOPPEMENT DU PROTOTYPE DU STIMULATEUR CARDIAQUE	50
Introduction	51
IV.1. Le microcontrôleur 16F84.....	53
IV. 1.1 Généralités	53
IV.1.2 Choix du PIC 16F84.....	54
IV. 1.3 Présentation du PIC 16F84	55
IV.2. Programmation	59
IV.2.2 Différentes façon de programmer	59
IV.2.2.1 Avantages et inconvénients de la programmation en langage ASSEMBLEUR	59
IV.2.2.2 Avantages et inconvénients de la programmation en langage BASIC.....	59
IV.2.3 Les outils nécessaires pour programmer en langage ASSEMBLEUR	60
IV.2.4. Structure d'un programme	60
IV.2.5. La Conception Assistée par Ordinateur.....	62
IV.3. Description du prototype réalisé.....	63
Partie A : Etude d'un Electrocardiographe et de l'étage de comparaison.....	63
<i>A.1. Réalisation d'un électrocardiographe</i>	<i>63</i>
A.1.1.Rappel : Rythme sinusal, Dérivation frontale.....	63
A.1.2.Schéma bloc de l'ECG	65
A.1.3.Réalisation d'un amplificateur ECG.....	65
<i>A.2. Etage de comparaison.....</i>	<i>68</i>
Partie B. Réalisation d'un stimulateur cardiaque à base de 16F84	70
<i>B.1. Modélisation d'un stimulateur cardiaque</i>	<i>70</i>
<i>B.2. Implémentation d'un stimulateur cardiaque : utilisation du PIC 16F84.....</i>	<i>74</i>
<i>Réalisation du programme embarqué.....</i>	<i>75</i>
IV.4. Automatisation	79

IV.5. Tests et mesures	82
IV.4.1. Les tests.....	82
IV.4.2. Les mesures et conclusion	82
CONCLUSION GENERALE ET	84
PERSPECTIVES	84
Références	86
ANNEXE	87
Annexe 1 : Alimentation de secours	88
Annexe 2 : Filtre du second ordre de Sallen-Key	89
Annexe 3 : TL072	89
Annexe 4 : Nomenclature du circuit d’amplificateur ECG	91
Annexe 5 : Photographies de plaques réalisées	91
Annexe 6 : Gain et bande passante de l’amplificateur ECG (simulation PSpice)	92
Annexe 7 : Simulation du Stimulateur cardiaque Sous Proteus Isis	92
RESUME	93

Table des Illustrations

Chapitre I. Electrophysiologie Cardiaque

Figure I.1 Rapports du cœur dans le médiastin antérieur

Figure I.2 Anatomie cardiaque

Figure I.4 Le potentiel d'action : myocardique et celui du nœud sinusal

Figure I.5 Différentes morphologies du potentiel d'action selon les régions

Figure I.5 Caractéristique d'un tracé Electrocardiographique

Figure I.6 Tracé Electrocardiogramme endocavitaire

Figure I.7 : Le nœud sinusal et le système de conduction cardiaque

Chapitre II. Le générateur électrique naturel (Nœud sinusal)

Figure II.1. Classification de blocs sino-auriculaires

Figure II.2 Classification de blocs auriculo-ventriculaires

Figure II.3 Exemples d'ECG normal et bloc de branche gauche

Figure II.4 Potentiel d'action des cellules cardiaques et celui des cellules automatiques

Chapitre III. Evolution technologique des Pacemakers

Figure III.1. Les différentes parties d'un Pacemaker

Figure III.2 Le programmeur externe

Figure III.3 schéma fonctionnel de base d'un pacemaker

Figure III.4. Le premier stimulateur cardiaque, A. Hyman

Figure III.5. Diagramme bloc du stimulateur cardiaque de Hyman

Figure III.6 Schéma synoptique du pacemaker à la demande

Figure III.7 Schéma électronique du pacemaker à la demande de berkovits

Figure III.8 Schéma synoptique d'un stimulateur cardiaque moderne

Figure III.9. Vue d'ensemble d'une sonde d'un pacemaker

Figure III.10. Types de fixation des sondes passive à barbes et active à vis fixe

Figure III.11. Différentes configurations de sondes uni- ou monopolaire et bipolaire

Figure III.12 Le code de classification international des stimulateurs

Chapitre IV. Développement du prototype du Stimulateur Cardiaque

Figure IV.1. Brochage du 16F84

Figure IV.2. L'oscillateur du 16F84

Figure. IV.3. Les points de mesures des dérivations de membres DI, DII et D3

Figure IV.4. Les points de mesures des dérivations de membres aVR, aVL, aVF

Figure IV.6 Schéma électrique de l'Electrocardiographe

Figure IV.7 Circuit imprimé et implantation des composants de l'ECG

Figure IV.8 Etage de comparaison

Figure IV.9 Schéma simplifié d'un stimulateur cardiaque

Figure IV.10 charge d'un condensateur

Figure IV.11 Evolution de la tension U_C aux bornes du condensateur

Figure IV.12 L'allure de $U_R(t)$ et impulsions électriques

Figure IV.13. Schéma synoptique d'un stimulateur cardiaque microcontrôlé

Figure IV.14. Pilotage et connexion du PIC 16F84

Figure IV.15 Schéma Electrique du Générateur d'impulsion électrique

Figure IV.16 Schéma du circuit imprimé du générateur d'impulsion électrique

Figure IV. 17 Circuit Electrique d'automatisation du stimulateur cardiaque

Figure IV.18 : sortie U1(2) du module

Figure IV.19 : sortie U3(2) du module

Figure IV.20 ECG de l'Etudiant

Figure IV 21 ECG de l'Etudiant 2

Figure IV.22 Impulsions générées à l'aide du 16F84

Introduction générale

Le cœur (*Chapitre I*) se contracte environ 72 fois par minute au repos, plus rapidement lors de l'effort ou d'émotion. Cette fonction est commandée par un stimulateur naturel (*Chapitre II*) appelé « nœud sinusal », qui se trouve dans l'oreillette droite du cœur et qui produit une impulsion électrique grâce aux phénomènes de polarisation et dépolarisation des cellules myocardiques.

Cette impulsion est d'abord transmise aux oreillettes et atteint les ventricules par une structure intermédiaire située entre les oreillettes et les ventricules appelée nœud atrio-ventriculaire. Ce système de propagation de l'impulsion électrique produit par le nœud sinusal de contraction d'abord aux oreillettes puis après un bref décalage aux ventricules.

Une étude détaillée de la propagation de l'onde électrique sinusale permet la construction des différentes ondes constituant le signal ECG, qui n'est autre que le potentiel électrique recueilli à la surface de la peau et produit par les variations de la distribution des charges électriques dans le territoire atrio-ventriculaire.

C'est à partir de ces ondes de ce signal que peuvent se révéler les troubles de fonctionnement passagers ou permanents. Le stimulateur naturel (nœud sinusal) peut par exemple s'arrêter et ne reprendre son activité qu'après quelques secondes ; ou encore la conduction électrique peut être temporairement interrompue entre les oreillettes et les ventricules. Cela entraînera un arrêt de contraction du cœur pendant quelques secondes.

Les troubles de la génération ou de conduction de l'impulsion électrique, à côté des diverses pathologies cardiaques, sont caractérisés par un ralentissement ou un arrêt passager des battements cardiaques. Ces troubles sont regroupés sous le terme bradycardie.

Le stimulateur cardiaque (*Chapitre III*), communément appelé Pacemaker permet de pallier à ces troubles du système de conduction en produisant une impulsion électrique en cas de besoin. Après une étude approfondie sur les techniques de stimulations cardiaques, nous présenterons un prototype de ce genre de dispositif médical dont les détails seront donnés au fur et à mesure (*Chapitre IV*).

Chapitre I

Electrophysiologie cardiaque

Introduction

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

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

Trois propriétés électriques fondamentales pour les cellules cardiaques : Automatisme, Conduction, Excitabilité.

L'enregistrement de l'activité électrique globale du cœur (ECG) nous renseigne sur son état de fonctionnement. L'origine de ces phénomènes électriques est dans la membrane cellulaire.

I.1. Structure et rôle du cœur

Le muscle cardiaque, le myocarde assure le rôle de pompe du système sanguin. Cet organe musculaire creux permet donc la circulation du sang dans le corps et l'apport d'oxygène et nutriments à l'ensemble des cellules de l'organisme. Le cœur est situé dans la partie médiane de la cage thoracique (le médiastin) délimitée par les 2 poumons, le sternum et la colonne vertébrale (Fig. I.1).

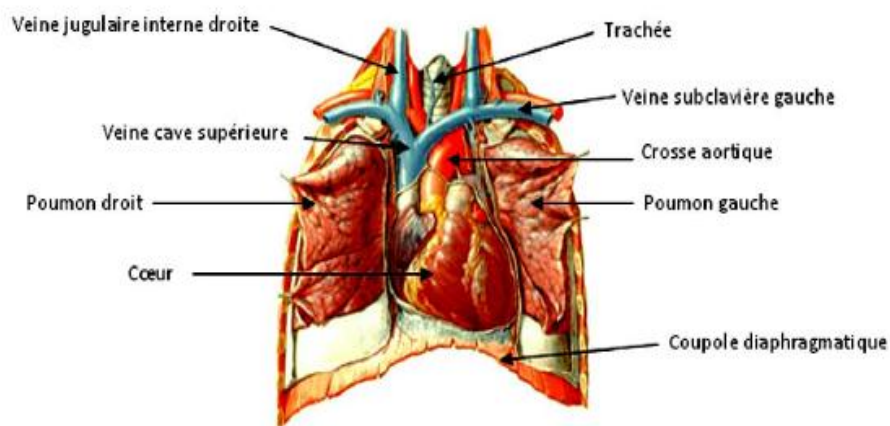


Figure I.1 Rapports du cœur dans le médiastin antérieur [11]

Mesurant entre 14 et 16 cm pour un diamètre de 12 à 14 cm chez l'adulte, le cœur représente un volume de 50 à 60 cm³. Il est un peu plus gros chez l'homme que chez la femme et pompe chaque jour en moyenne 8000 litres de sang grâce à environ 100 000 battements quotidiens (soit jusqu'à 2 milliards de battements au cours de la vie, en moyenne).

Le cœur est composé de 4 cavités (Figure I.2) : les oreillettes (ou atria) sur la partie supérieure et les ventricules sur la partie inférieure.

Les oreillettes et les ventricules sont séparés de chaque côté par une épaisse paroi musculaire, le septum. Ainsi, aucun échange de sang entre la partie supérieure et la partie inférieure n'est possible. Le passage est unidirectionnel entre oreillette vers ventricule et cela via les valves cardiaques.

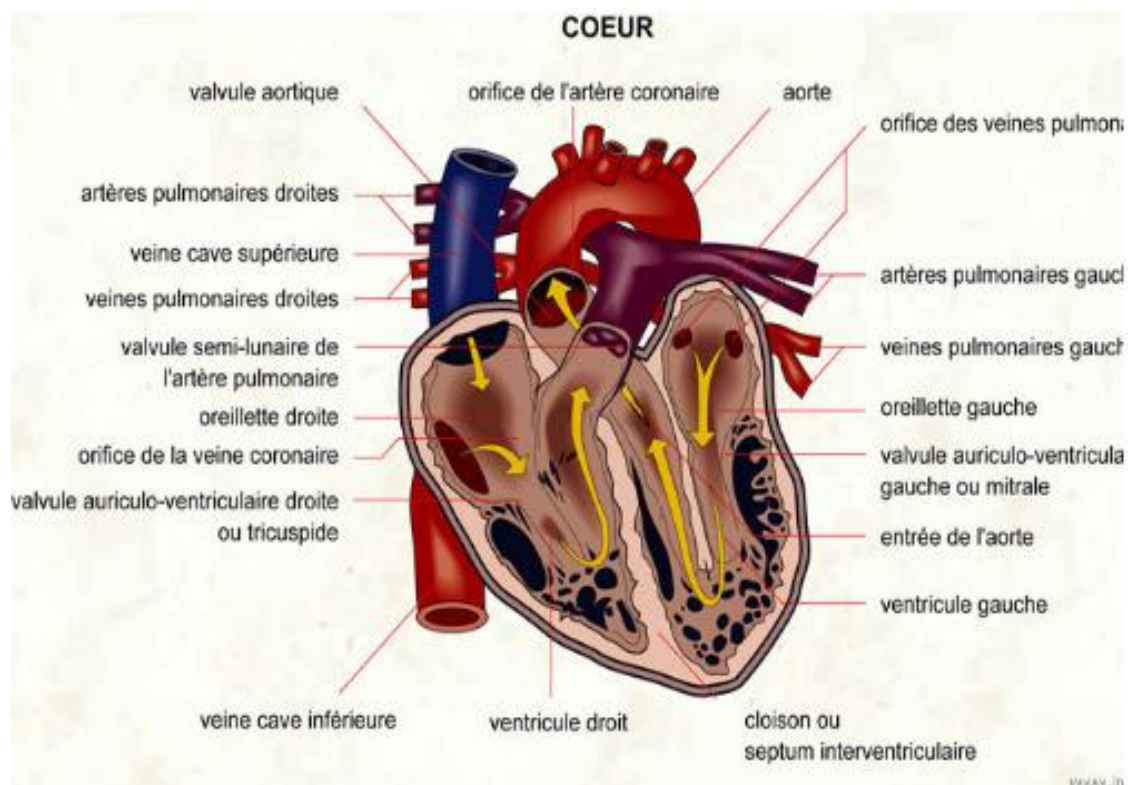


Figure I.2 Anatomie cardiaque

On peut ainsi considérer le cœur comme en fait deux cœurs qui seraient accolés : le cœur droit et le cœur gauche. La paroi du cœur est composée de muscle en trois couches distinctes : l'épicarde (cellules épithéliales et tissu conjonctif), le myocarde ou muscle cardiaque et à l'intérieur, l'endocarde (cellules épithéliales et tissu conjonctif).

Le sang qui circule dans le cœur va trop vite pour y être absorbé, si bien qu'il dispose de son propre système de vaisseaux, appelé artères coronaires, le vascularisant pour apporter aux cellules cardiaques de l'oxygène et des nutriments.

Ce sont les ventricules qui assurent la fonction de pompes du sang vers le corps ou vers les poumons et leurs parois sont plus épaisses et leurs contractions sont plus fortes que les oreillettes.

I.2. Activité électrique du cœur

On distingue 2 types de cellules au niveau cardiaque : les cellules du tissu nodal et les cellules myocardiques. Les cellules du tissu nodal assurent l'automatisme cardiaque (chapitre II).

I.2.1. Électrophysiologie cellulaire

Au repos, à travers la membrane cellulaire, il existe un potentiel de repos de l'ordre de -90 mV, en raison de la différence de concentration d'ions de part et d'autre de la membrane cellulaire.

En réponse à un stimulus, les cellules cardiaques génèrent un potentiel d'action (PA) (figure I.3). Le potentiel d'action traduit des variations du potentiel de membrane, liées aux courants ioniques transmembranaires. Les courants ioniques résultent des différences de concentration d'ions de part et d'autre de la membrane cellulaire.

Le potentiel d'action comprend 5 phases :

- phase 0 : phase ascendante de dépolarisation rapide, lié à un afflux rapide de Na^+ dans la cellule ;
- phase 1 : phase de repolarisation initiale, en rapport avec l'arrêt de l'activation du courant sodique rapide ;
- phase 2 : phase de plateau, liée à un courant entrant sodique et calcique ;
- phase 3 : phase de repolarisation. Cette phase est liée à une sortie de K^+ de la cellule ;

– phase 4 : cette phase a pour objectif est de ramener le potentiel d'action au niveau du potentiel seuil (-70 mV) ; durant cette phase, intervient l'échangeur Na^+ et K^+ qui permet de restaurer les gradients de concentration d'ions.

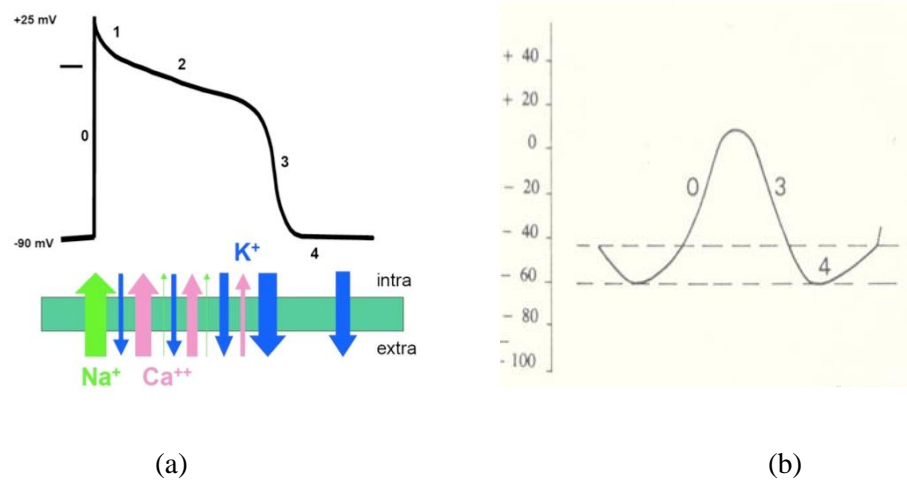


Figure I.3 Le potentiel d'action : myocardique (a) et celui du nœud sinusal (b)

Cela dit, le potentiel d'action varie en fonction de la zone étudiée (Figure I.4)

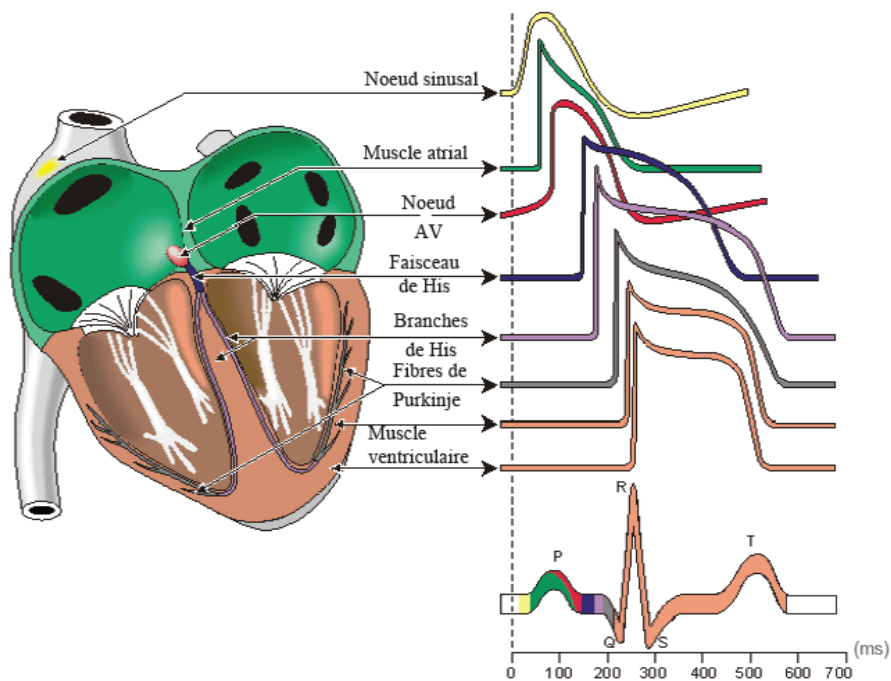


Figure I.4 Différentes morphologies du potentiel d'action selon les régions

I.2.2. Electrocardiogramme de surface

Le terme électrocardiogramme (ECG) désigne en général les techniques permettant de visualiser les différences de potentiel qui résultent de l'excitation du cœur. Ces potentiels naissent à la limite entre les zones excitées et celles non excitées du myocarde et sont mesurés entre deux points de la surface du corps. Une fibre cardiaque en cours de dépolarisation peut être assimilée à un dipôle électrique. A un instant donné le front de l'onde d'activation formé par l'ensemble des dipôles élémentaires crée un champ électrique qui est fonction des moments dipolaires. L'enregistrement de l'évolution temporelle du champ électrique résultant, effectué au moyen d'électrodes cutanées, est nommé l'électrocardiogramme de surface et appelé simplement ECG.

Les ondes et intervalles de l'ECG

Le processus de dépolarisation et de repolarisation des structures myocardiques se présente dans l'ECG comme une séquence de déflexions ou ondes superposées à une ligne de potentiel zéro, appelée ligne isoélectrique ou ligne de base. Ces déflexions sont dites positives si elles sont situées au-dessus de la ligne isoélectrique sinon elles sont dites négatives.

Pour chaque battement cardiaque l'ECG enregistre principalement trois ondes successives (Figure I.5).

- L'onde P :

Elle représente la dépolarisation auriculaire. Cette onde peut être positive ou négative avec une durée de l'ordre de 90 ms. Généralement son observation est difficile, spécialement dans des conditions bruitées. Il faut noter que la repolarisation auriculaire n'est pas visible sur l'ECG car elle coïncide avec le complexe QRS d'amplitude plus importante.

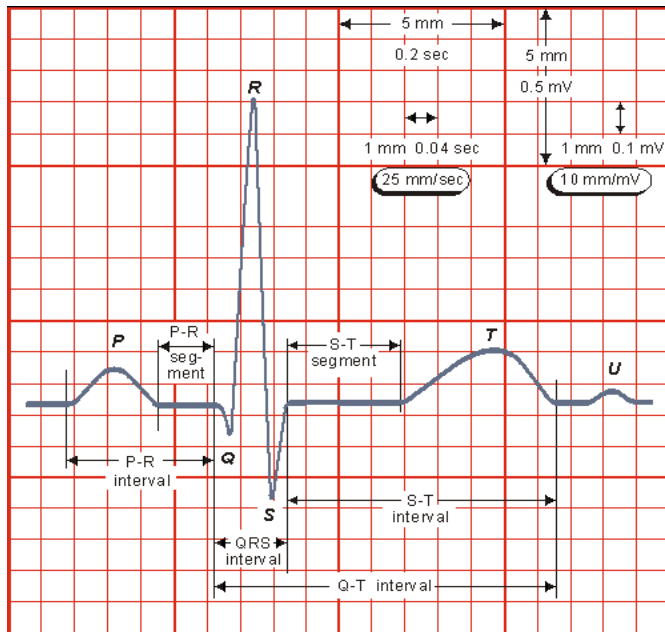


Figure I.5 Caractéristique d'un tracé Electrocardiographique [12]

- Le complexe QRS :

Il correspond à la dépolarisation ventriculaire précédant l'effet mécanique de contraction et il possède la plus grande amplitude de l'ECG. Il est constitué de trois ondes consécutives : l'onde Q qui est négative, l'onde R qui est positive dans un ECG normal et l'onde S qui est négative. Sa durée normale est comprise entre 85 et 95 ms.

- L'onde T :

Elle correspond à la repolarisation des ventricules, qui peut être négative, positive ou biphasique et qui a normalement une amplitude plus faible que le complexe QRS. Bien que la dépolarisation et la repolarisation des ventricules soient des événements opposés, l'onde T est normalement du même signe que l'onde R, ce qui indique que la dépolarisation et la repolarisation ne sont pas symétriques. L'ECG est aussi caractérisé par plusieurs intervalles comme on peut le voir sur la Figure I.5.

- L'intervalle RR :

Il est délimité par les sommets de deux ondes R consécutives et d'où est évaluée la fréquence cardiaque instantanée. Cet intervalle est utilisé pour la détection des arythmies ainsi que pour l'étude de la variabilité de la fréquence cardiaque.

- Le segment ST :

Il représente l'intervalle durant lequel les ventricules restent dans un état de dépolarisation actif. Il est aussi défini comme la durée entre la fin de l'onde S et le début de l'onde T.

- L'intervalle PQ :

Il représente l'intervalle de temps entre le début de la dépolarisation des oreillettes et le début de la dépolarisation ventriculaire. Il représente le temps nécessaire à l'impulsion électrique pour se propager du nœud sinusal jusqu'aux ventricules et il est mesuré entre le début de l'onde P et le début du complexe QRS.

- L'intervalle QT :

Il représente la durée entre le début du complexe QRS et la fin de l'onde T. Cet intervalle reflète la durée de la dépolarisation et repolarisation ventriculaire. En effet sa dynamique peut être associée à des risques d'arythmie ventriculaire et de mort cardiaque soudaine.

I.2.3. Electrocardiogramme intracardiaque

Un électrocardiogramme endocavitaire (IECG, Intra-Electrocardiogramme) est un enregistrement des potentiels électriques cardiaques spécifiques mesurés par des électrodes placées à l'intérieur ou à la surface du cœur utilisant les cathéters cardiaques. Il permet d'analyser la genèse et la conduction des influx intracardiaques (Figure I.6).

L'IECG peut être enregistré entre une électrode et une électrode indifférente, en général plus de 10 cm à part (électrocardiogramme unipolaire) ou entre deux électrodes plus proches (<15 millimètre) en contact avec le cœur (électrocardiogramme bipolaire).

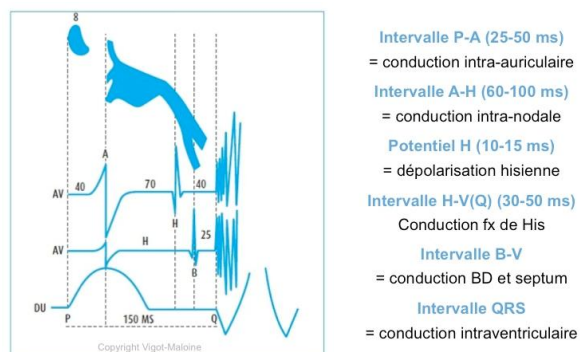


Figure I.6 Tracé Electrocardiogramme endocavitaire

L'enregistrement endocavitaire de l'activité électrique permet d'explorer la conduction auriculo-ventriculaire. Sur la dérivation endocavitaire apparaissent successivement l'auriculogramme (A), le potentiel hissien (H), le ventriculogramme endocavitaire (V).

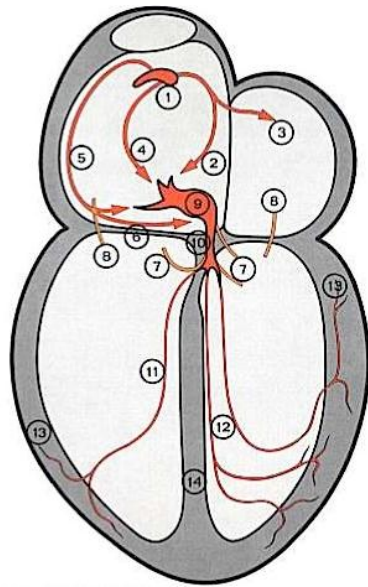
On peut ainsi mesurer les intervalles AH (temps de conduction auriculo-hissien) et HV (temps de conduction infrahissien). Le temps de conduction auriculo-hissien normal se situe entre 45 et 130ms et le temps de conduction infrahissien normal varie entre 35 et 55ms. L'enregistrement du signal électrique permet de détecter un éventuel défaut de conduction.

La détection de l'activité intrinsèque du cœur dépend de beaucoup de facteurs liés à la source cardiaque et à l'interface tissu-électrode où les réactions électrochimiques complexes ont lieu. Dans la plupart des situations, il est souhaitable que l'IECG ne contienne pas des signaux d'autres chambres cardiaques plus éloignées. Les systèmes de sondes bipolaires sont beaucoup moins sensibles aux potentiels en champ lointain et aux interférences électromagnétiques, sources obscurcissant le signal cardiaque.

I.2.4. Excitation et système de conduction

Le cœur est composé essentiellement de trois(3) types de muscles : le myocarde atrial, le myocarde ventriculaire et les fibres spécialisés (eux-mêmes subdivisés en fibres d'excitation et de conduction). Les deux myocards atrial et ventriculaire constituant la masse myocardique présentent chacun une forme similaire de contraction aux autres muscles du corps, mais avec une plus longue période de contraction. Les fibres d'excitation et de conduction ont des très faibles contractions, mais qui ont la rythmicité et la vitesse de conduction variable. Une fois une activation électrique a eu lieu, la contraction du muscle suit. Une séquence ordonnée de l'activation du myocarde cadencé de manière régulière est essentielle pour le fonctionnement normal du cœur.

Le système d'excitation et de conduction du cœur, responsable du le contrôle régulier de la pompe cardiaque, est présentée à la Figure I.7. Elle se compose du nœud sino-auriculaire (nœud SA), voies inter-nodales et le faisceau de Bachmann, le nœud auriculo-ventriculaire (nœud AV), le faisceau de His, et les fibres de Purkinje.



- 1- Nœud sino-auriculaire
- 2- Faisceau internodal antérieur
- 3- Faisceau de Bachman
- 4- Faisceau internodal moyen (Wenckebach)
- 5- Faisceau internodal postérieur (Thorel)
- 6- Faisceau de James
- 7- Faisceau de Mahaim
- 8- Faisceau de Kent
- 9- Nœud auriculo-ventriculaire
- 10- Faisceau de His
- 11- Branche droite du faisceau de His
- 12- Branche gauche du faisceau de His
- 13- Fibres de Purkinje
- 14- Septum interventriculaire

Figure I.7 : Le nœud sinusal et le système de conduction cardiaque [13]

Conclusion

Le cœur est le muscle le plus fort du corps humain, et malgré sa puissance il est vulnérable à l'échec et au dysfonctionnement.

L'Electrocardiogramme (ECG) est un signal de nature électro-physiologique dont le tracé matérialise l'activité électrique du cœur capté par des électrodes placées à la surface du corps tandis que l'Electrocardiogramme endocavitaire (IECG) permet d'analyser la genèse et la conduction des influx intracardiaques par des cathéters cardiaques.

L'onde d'activation responsable de la contraction musculaire myocardique emprunte des voies de conduction particulières à l'intérieur du myocarde (Section I.2.4).

Chapitre II :
LE GENERATEUR
ELECTRIQUE NATUREL
(NOEUD SINUSAL)

Introduction

Il existe au sein du muscle cardiaque un tissu différencié, le tissu nodal, qui possède les mêmes propriétés que le myocarde commun (excitabilité, contractilité, conduction) mais qui en outre présente une propriété supplémentaire : l'automatisme. Son rôle est de créer l'impulsion électrique, qui est suivie de la contraction, et de conduire cet influx aux différentes cavités, coordonnant ainsi la contraction cardiaque.

L'activité électrique cardiaque naît du nœud sinusal puis se propage des oreillettes vers le nœud auriculo-ventriculaire et atteint ensuite le faisceau de His.

II.1. Notions anatomiques et histologiques du tissu de conduction cardiaque

Le nœud sinusal est un petit nodule en forme de croissant localisé le long de la paroi latérale de l'oreille droite, près de l'embouchure de la veine cave supérieure (figure I.7).

Il est constitué de fibres musculaires spécialisées dans l'automatisme et richement innervé par le système neurovégétatif. Il est vascularisé par l'artère coronaire droite (60%) ou circonflexe (40%).

Ses fibres automatiques sont capables naturellement de dépolarisation diastolique lente et déchargent de longs potentiels d'action de manière cyclique [13], à l'origine d'un « rythme sinusal ». La fréquence naturelle de ces décharges varie habituellement entre 60 et 80/mn ce qui lui confère le rôle de pacemaker physiologique principal.

La dépolarisation du nœud sinusal est faible et n'a pas de traduction sur l'ECG. L'influx gagne lentement l'oreillette droite puis l'oreillette gauche par l'intermédiaire des cellules atriales contractiles non spécialisées dans la conduction (fibres lentes regroupées en trois voies internodales et une voie interauriculaire). L'activation des oreillettes se traduit sur l'ECG par une onde P caractéristique appelée onde P sinusale. Puis, l'activation électrique du cœur se poursuit par l'activation du nœud AV.

Si le nœud sinusal ne fonctionne pas (paralysie sinusale), s'il se dépolarise lentement (bradycardie sinusale) ou si l'influx reste bloqué dans l'oreillette (bloc sino-auriculaire), un pacemaker situé en aval peut prendre le relais et la commande du cœur (Rythme d'échappement : Prise de commande du rythme cardiaque par un pacemaker physiologique situé « plus bas » dans le système d'activation électrique du cœur).

Si le nœud sinusal est trop actif, on parle de tachycardie sinusale. Celle-ci peut être physiologique ou inappropriée.

Le pacemaker physiologique comporte deux parties différentes par la topographie et la structure mais parfaitement continues : une partie condensée, où prend naissance l'excitation et une partie diffuse qui transmet l'influx à l'ensemble du myocarde. La première présente les nœuds situés dans l'oreillette droite : le nœud sinusal et le nœud auriculo-ventriculaire, près de la charpente fibreuse. La deuxième présente le faisceau de His, les branches et le réseau de Purkinje [Figure I.7].

Le nœud auriculoventriculaire (AVN) ou le "nœud d'Aschoff-Tawara" se trouve à la partie basse de l'oreillette droite, près de l'orifice du sinus coronaire et de la valve tricuspide. Il présente une structure semblable à celle du nœud sinusal. Il ralentit l'influx d'un dixième de seconde, protégeant ainsi les ventricules d'un rythme primaire trop rapide, et assure que les ventricules ne se contractent pas avant que la contraction des oreillettes ne soit terminée.

Le faisceau de His relie le nœud auriculo-ventriculaire au myocarde ventriculaire, il est le seul à pouvoir transmettre l'onde de dépolarisation des oreillettes aux ventricules, car les oreillettes et les ventricules sont séparés par du tissu fibreux. Il commence par un tronc simple, qui s'engage dans la portion fibreuse du septum en longeant le bord d'insertion de la valve tricuspide, puis se subdivise en une branche droite et une branche gauche.

La branche droite, prolonge directement le faisceau de His en cheminant le long du bord droit du septum inter-ventriculaire pour se disperser dans le ventricule droit.

La branche gauche, traverse le septum en dessous des valves sigmoïdes aortiques, elle se dirige alors vers le bas en position sous-endocardique, en se divisant en de nombreux branches, antérieures et postérieures.

Le réseau de Purkinje, ramification terminale des branches droite et gauche du faisceau de His, s'étend sur toute la musculature ventriculaire pour propager l'influx et est capable de décharger spontanément des impulsions à la fréquence de 20 à 40 par minutes.

Les myocytes conducteurs de nœuds sinusal et auriculo-ventriculaire sont assemblés dans un tissu conjonctif. Ces cellules nodales ont beaucoup d'analogies avec les fibres myocardiques. Cependant elles en diffèrent par leur aspect fusiforme et leur diamètre nettement plus faible (3 à 5 μm), et apparaissent semblables aux cardiomyocytes embryonnaires. Leurs myofibrilles sont peu nombreuses.

Le noyau est volumineux et entouré d'une zone de cytoplasme claire. Les tissus conjonctifs qui enveloppent les myocytes conducteurs, sont riches en micro-vaisseaux et mêlés de nombreuses fibres parasympathiques et de cellules nerveuses ganglionnaires. Le conjonctif est moins abondant dans le nœud sinusal, mais plus abondant dans le nœud auriculoventriculaire.

Dans le tronc commun du faisceau de His, la structure des cellules conductrices est d'abord identique à celle du nœud qu'il prolonge puis se modifie : les cellules deviennent moins irrégulières, plus largement accolées les unes aux autres et leur taille augmente.

Le réseau sous-endocardique de Purkinje est formé de myofibres cylindroïdes de dimensions très supérieures à celles des fibres de myocarde. Chez les Ongulés, ces myocytes conducteurs atteignent 150 à 200 µm de long et 30 à 40 µm de large. Les myocytes conducteurs sont accolés par une partie étendue de leurs faces latérales de façon à former des bandes allongées qui s'anastomosent pour constituer le réseau. Ils possèdent un noyau double, un cytoplasme très riche en glycogène et des myofibrilles peu nombreuses. Le sarcolemme est très froncé, et pourvu d'innombrables évaginations qui en augmentent la superficie et permettent une grande intensité des échanges.

II.2. Troubles du rythme et de la conduction cardiaque

Les troubles de la conduction sont un ensemble de la maladie se manifestant typiquement par un cœur lent (bradycardie) ou un cœur rapide (tachycardie) dont la cause est une atteinte des voies de conduction cardiaque.

Sous cette dénomination on regroupe les arythmies cardiaques et les blocs cardiaques.

Le meilleur outil pour diagnostiquer une arythmie est l'électrocardiogramme (section I.2.2 et I.2.3). Dans l'analyse de l'ECG, les pathologies ou anomalies sont détectées et classées en fonction de leur déviation par rapport au rythme idéal qu'est le rythme sinusal. Chaque déviation visible sur l'ECG peut être attribuée à une anomalie physiologique

II.2.1. La pathologie du sinus

La dysfonction sinusale, dont l'origine se situe dans le nœud sinu-atrial et/ou à la jonction entre le nœud sinu-atrial et le myocarde atrial, s'exprime soit par une bradycardie sinusal. Soit par un bloc sinu-atrial de degré variable, avec au maximum, un arrêt sinusal et rythme de substitution (d'échappement) à partir d'un centre d'automaticité secondaire ou tertiaire plus

lent (en général le nœud atrio-ventriculaire dans ce cas), soit par une insuffisance chronotrope (pas d'augmentation de fréquence, fréquence maximale atteinte insuffisante, accélération insuffisante).

Le diagnostic repose sur les enregistrements électrocardiographiques de surface, tout spécialement par la méthode Holter [8] (Enregistrement de l'ECG sur 24h). Lorsque les informations fournies par ces méthodes sont insuffisantes, on peut être amené à effectuer des enregistrements endocavitaires de l'activité électrique cardiaque, avec manœuvre de provocation.

Plusieurs paramètres peuvent être étudiés dans le cadre de la pathologie du sinus [8, page 14] : le temps de conduction sinu-atrial, le temps de récupération sinusale, le substrat arythmogène de l'oreillette et l'inductibilité atriale.

II.2.2. Blocs cardiaques

Les blocs cardiaques sont dus à une rupture de conduction du myocarde qui altère la dépolarisation. Ces ruptures peuvent être plus ou moins sévères : freinantes (allongement du temps de parcours), intermittentes (le blocage de la conduction se fait aléatoirement), ou complète (aucune conduction).

II.2.2.1 Bloc Sino-Auriculaire (Bloc SA)

Le nœud sinusal peut ne pas transmettre de stimulus aux cellules des oreillettes. La conséquence est qu'au moins un cycle complet n'est pas effectué. Après la pause, due au bloc, le cycle reprend normalement si aucun autre foyer ectopique n'a déclenché la contraction (figure II.1).

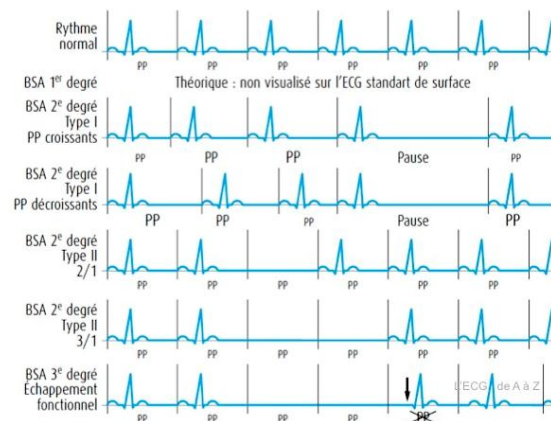


Figure II.1. Classification de blocs sino-auriculaires [13]

II.2.2.2 Blocs

Auriculo-

Ventriculaire (BAV)

On appelle bloc auriculo-ventriculaire (BAV) l'altération de la conduction du stimulus de dépolarisation entre les oreillettes et les ventricules (figure II.2). Ce trouble de conduction peut donc se situer au niveau du nœud auriculo-ventriculaire, dans le faisceau auriculo-ventriculaire et/ou dans les branches du faisceau, et présente des degrés variables.

Bloc auriculo-ventriculaire du premier degré est caractérisé par le simple allongement de l'intervalle PR sur l'électrocardiogramme.

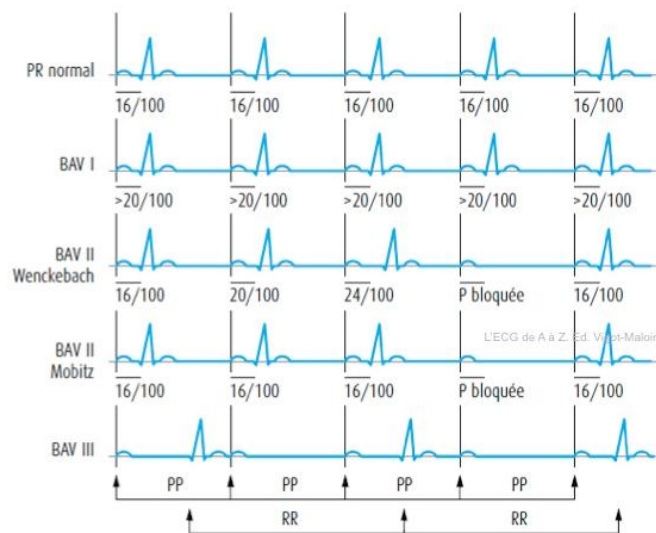


Figure II.2 Classification de blocs auriculo-ventriculaires [13]

Bloc auriculo-ventriculaire du second degré peut être de deux types différents.

- Dans le type I, appelé encore Wenckbach, ou Mobitz I, l'intervalle PR s'allonge progressivement jusqu'à ce qu'une onde P ne soit pas suivie de complexe QRS. Puis le cycle recommence.
- Dans le type II, appelé encore Mobitz II, une onde P est bloquée sans allongement préalable de l'intervalle PR, et généralement, une onde P sur deux est bloquée. Ce trouble de conduction est alors appelé BAV II Mobitz de type 2/1. Plusieurs ondes P successives peuvent être bloquées avec association AV de type 3/2, 4/3, etc. ; le bloc est alors dit de type II de haut niveau.

Dans le bloc auriculo-ventriculaire du troisième degré (bloc AV complet), la conduction entre oreillette et ventriculaire est totalement interrompue, les ventricules battant à une fréquence très basse à partir d'un centre d'automaticité très bas situé (le système de His-Purkinje), les oreillettes étant associées des ventricules et plus rapide qu'eux.

II.2.2.3 Blocs de branche

Le bloc de branche est dû au blocage de la dépolarisation dans une des branches du faisceau de His. Un bloc dans l'une ou l'autre branche provoque un retard dans la dépolarisation du ventricule auquel elle appartient. La dépolarisation des ventricules est désynchronisée et le complexe QRS est élargi par rapport à l'ECG normal (Figure II.3).

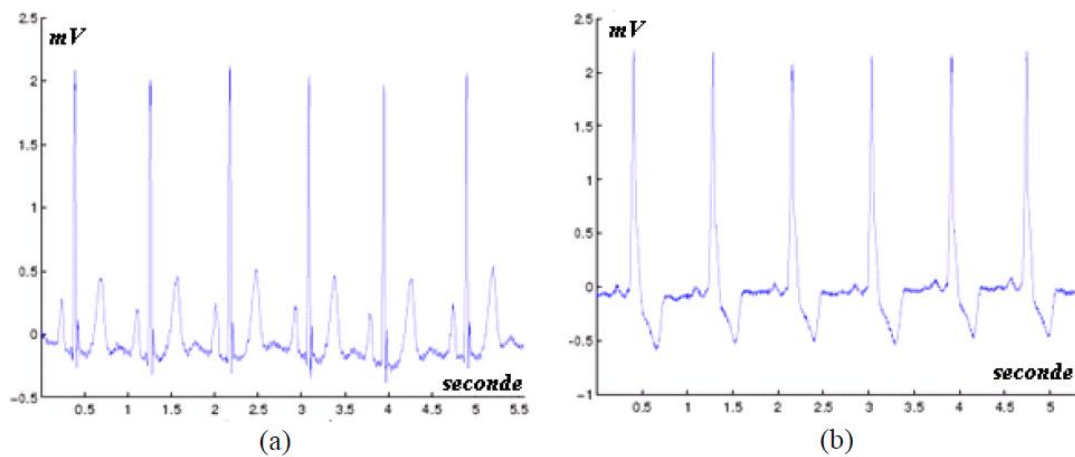
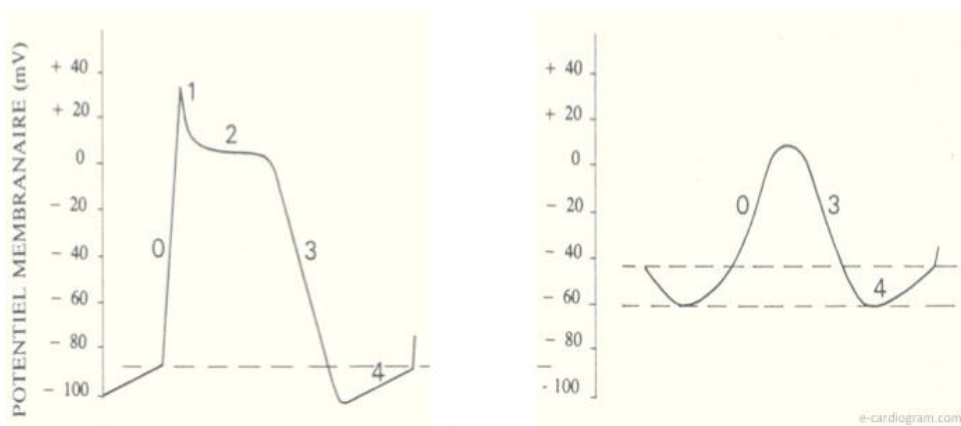


Figure II.3 Exemples d'ECG : (a) normal et (b) : bloc de branche gauche

II.3. Concepts techniques de base de la stimulation cardiaque

Rappelons d'abord que les cellules sont normalement polarisées au repos, avec une différence de potentiel transmembranaire dépendante de l'activité de pompes à ions membranaires permettant de maintenir la différence de concentration transmembranaires de ces ions. Ainsi, il y a plus d'ions sodium à l'extérieur qu'à l'intérieur des cellules ; à l'inverse, il y a plus d'ions potassium à l'intérieur qu'à l'extérieur.



(

a

Figure II.4 Potentiel d'action des cellules cardiaques (a) et celui des cellules automatiques (b)

(b)

Il en résulte que la différence de potentiel est d'environ -90mV pendant le repos cellulaire, et que cette valeur reste stable dans le tissu myocardique musculaire.

Pour les cellules du tissu nodal, capables de générer l'impulsion électrique correspondant à l'ordre de contraction, la différence de potentiel transmembranaire n'est pas stable à cause du passage progressif d'ions à travers la membrane cellulaire pendant la diastole. La différence de potentiel diminue jusqu'à atteindre le seuil de dépolarisation (figure II.4)

Dans le cadre de la stimulation cardiaque définitive, le site de stimulation est l'électrode négative, celle au contact du myocarde (voir III.3.3 Les moyens de fixation de la sonde).

L'électrode négative étant située dans l'espace extracellulaire, la stimulation ne peut modifier la différence de potentiel transmembranaire que par la modification des mouvements ioniques du milieu extracellulaire. La stimulation engendrerait un mouvement massif des ions sodium vers l'électrode avec réduction du potentiel de membrane au voisinage de l'électrode. Dès que le seuil de dépolarisation est atteint, un potentiel d'action se déclenche dans les cellules voisines de l'électrode avec, ensuite, conduction de proche en proche.

L'impulsion de stimulation est définie par sa tension (l'amplitude de stimulation) et sa largeur. La différence de potentiel ainsi générée par le stimulateur induit un courant électrique de l'électrode vers le cœur. L'énergie E (en microjoule) délivrée à chaque impulsion est déterminée par la formule suivante :

=Tension (U) x courant (I) x durée d'impulsion (T)

=Tension au carré (U²) x durée d'impulsion (T)/résistance (R)

Conclusion

Le cœur trouve en lui-même sa propre source d'activité, il ne possède ni innervation sensitive, ni motrice, son activité rythmique est automatique, assuré par un système électrique particulier : tissu nodal. Le nœud sinusal ou nœud de Keith et Flack (nodus sinuatrialis) est un ensemble de cellules situé dans la paroi supérieure de l'oreillette droite du cœur (atrium droit), dont la dépolarisation commande le rythme cardiaque normal, dit « rythme sinusal ».

Chapitre III :
EVOLUTION
TECHNOLOGIQUE DES
STIMULATEURS
CARDIAQUES

Introduction

Le cœur est composé de deux oreillettes et ventricules qui fonctionnent de la même façon de chaque côté (si l'on divise en deux le cœur). C'est un système de contraction continue, l'oreillette va se contracter et envoyer le sang vers le ventricule et inversement. Le cœur fonctionne donc comme une pompe.

Si le cœur s'affaiblit, qu'il n'est donc plus capable de réagir par lui-même, ça devient dangereux puisque le cœur n'envoie plus assez le sang pour tous les organes de l'organisme. Il y a des symptômes liés à ce ralentissement : grandes fatigues, essoufflements, vertiges ou si le rythme cardiaque s'arrête quelques secondes, perte de conscience. Il faut aussi savoir que la cause la plus fréquente est le vieillissement prématuré des tissus électriques du cœur. C'est là qu'entre en jeu le stimulateur cardiaque (pacemaker).

Le stimulateur cardiaque est avant tout un dispositif implanté dans l'organisme sous la cage thoracique (il peut être aussi externe), pour délivrer des impulsions électriques au cœur dans tous les cas de défaillance des voies de conceptions électriques naturelles du cœur. Il permet de *restaurer le rythme naturel du cœur*.

Dans ce chapitre, nous étudierons ce dispositif qui ne cesse de sauver la vie depuis son invention en 1932 par Albert Hyman (il le nomma ainsi pacemaker pour la première fois), jusqu'à nos jours où la miniaturisation l'a rendu un dispositif incontournable pour le traitement des insuffisances cardiaques telle que la bradycardie.

III.1. Conception générale d'un pacemaker

Les pacemakers sont constitués (Figure II.1) 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.

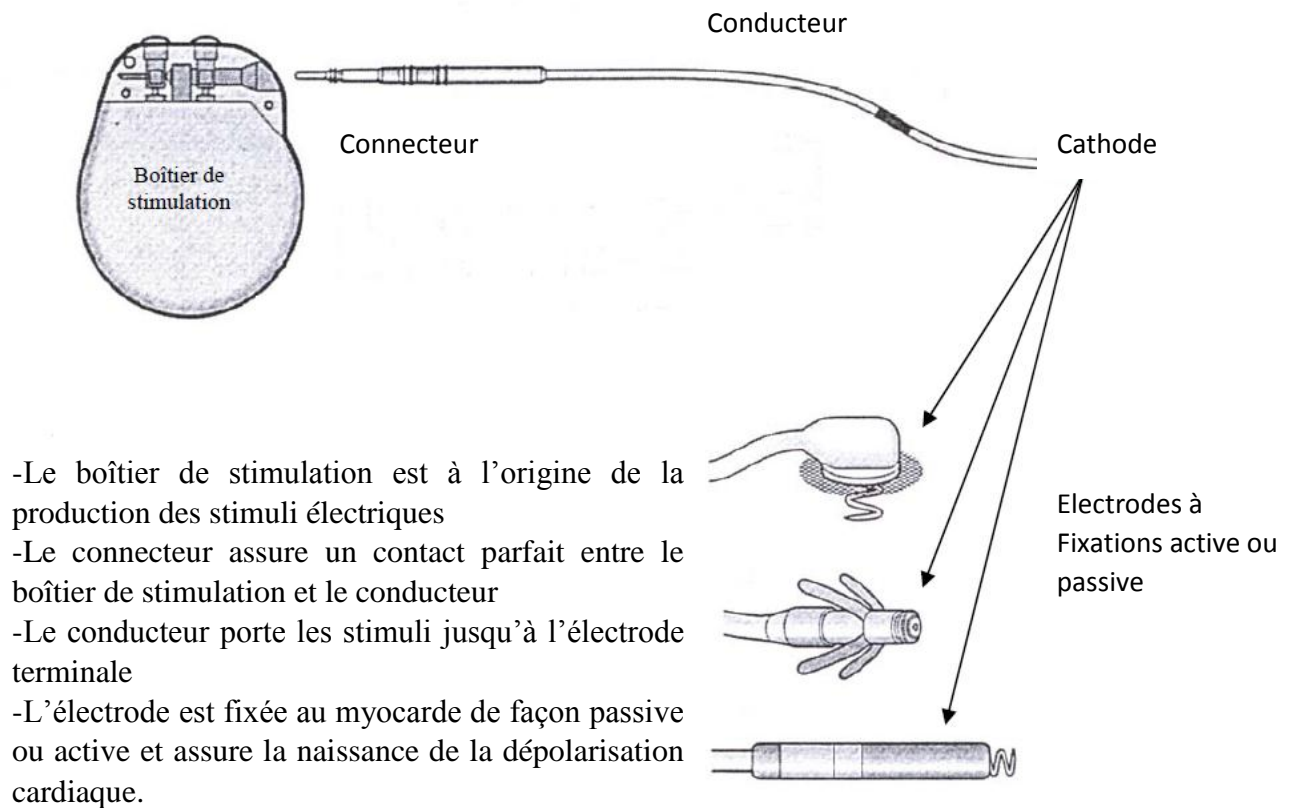
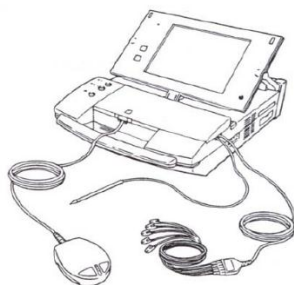


Figure III.1. Les différentes parties d'un Pacemaker [10]

Le stimulateur est programmé grâce à un programmeur externe (Figure III.2), de façon non invasive. La tête de programmation est placée en regard du stimulateur directement au contact de la peau, et échange les informations avec le boîtier de stimulation.



Tête de programmation

Figure III.2 Le programmeur externe [10]

Un stimulateur comporte donc au moins trois parts : un générateur d'impulsion électrique, une source d'énergie (batterie) et un système d'électrode (fil), comme représenté à la figure III.3.

Donc 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).

Un système de détection de l'activité électrique du cœur, permet donc au pacemaker de ne fonctionner qu'en cas de problème. La plupart des stimulateurs cardiaques peuvent être réglés en mettant un appareil de programmation spécial sur la peau au-dessus du stimulateur.

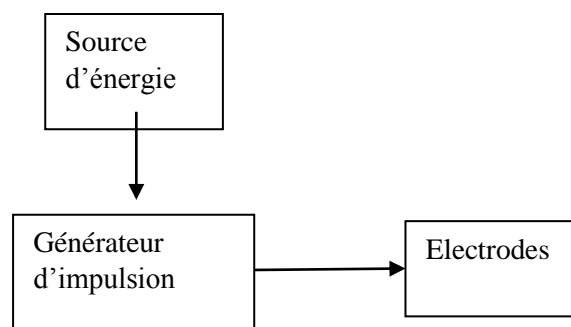


Figure III.3 Schéma fonctionnel de base d'un pacemaker [5]

III.2. Historique et développements des stimulateurs cardiaques.

III.2.1 La naissance du concept

Au début du XIXe siècle, de nombreuses expériences telles que la thérapie au moyen des médicaments et la stimulation cardiaque électrique avaient été menées pour stimuler le cœur en arrêt cardiaque. Les méthodes précédemment utilisées pour stimuler le cœur électriquement

ont été effectués en appliquant le même courant qui provoquerait la contraction des tissus myocardiques.

C'est alors qu'en 1929 Marc C. Lidwell fut le premier à sauver une vie avec un appareil portatif qui appliquait des impulsions électriques au cœur. Son dispositif se composait de deux parties : d'abord, un pôle a été enveloppé dans un tampon imbibé de solution de sel forte, tandis que l'autre extrémité se terminait par une aiguille isolée, sauf à son point, qui sombrait dans la cavité cardiaque. La fréquence de stimulation varie entre 80 et 120 battements par minute, avec une tension de 1,5 à 120 volts. Cependant Lidwell a choisi de ne pas déposer de brevet en raison de la controverse à cette époque à propos de la prolongation de la vie par un appareil artificiel.

III.2.2 Le pacemaker de Hyman

Le pacemaker externe fut conçu et construit par Albert Hyman cardiologue américain dans les années 30 qui s'est inspiré de l'idée de Lidwell (section III.2.1). Celui-ci aurait été testé efficacement sur des animaux, l'invention en aurait ravivé 14 sur 43, mais également un patient humain. Il a d'abord utilisé les médicaments, pour stimuler le cœur, sans grande réussite. Mais en 1932, Hyman construit un dispositif visant à stimuler le cœur -qui était arrêté- par l'électricité propulsé par un ressort enroulé sur une manivelle du moteur.

En 1950 le premier vrai pacemaker est mis au point par John Hopps alors que celui-ci faisait des recherches sur l'hypothermie. Il découvre qu'un cœur ayant cessé de battre à cause du froid pouvait être relancé par stimulation électrique. Cette invention faisait cependant 30 cm

de hauteur et devait rester branchée au secteur. C'était un appareil externe, peu pratique et très désagréable pour les patients.

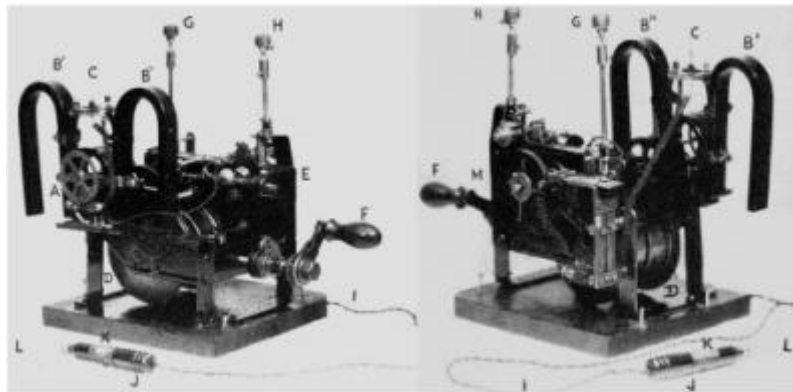


Figure III.4. Le premier stimulateur cardiaque, A. Hyman [5].

A, magnéto-générateur ; B 'et B '' , pièces magnétiques c ; lampes au néon ; D, moteur à ressort ; E, gouverneur balistique, F, poignée ; G, commande de l'impulsion ; H, régulateur de vitesse ; I, cordon électrique (flexible), J, poignée isolée, K, manche du commutateur, et L, Electrode

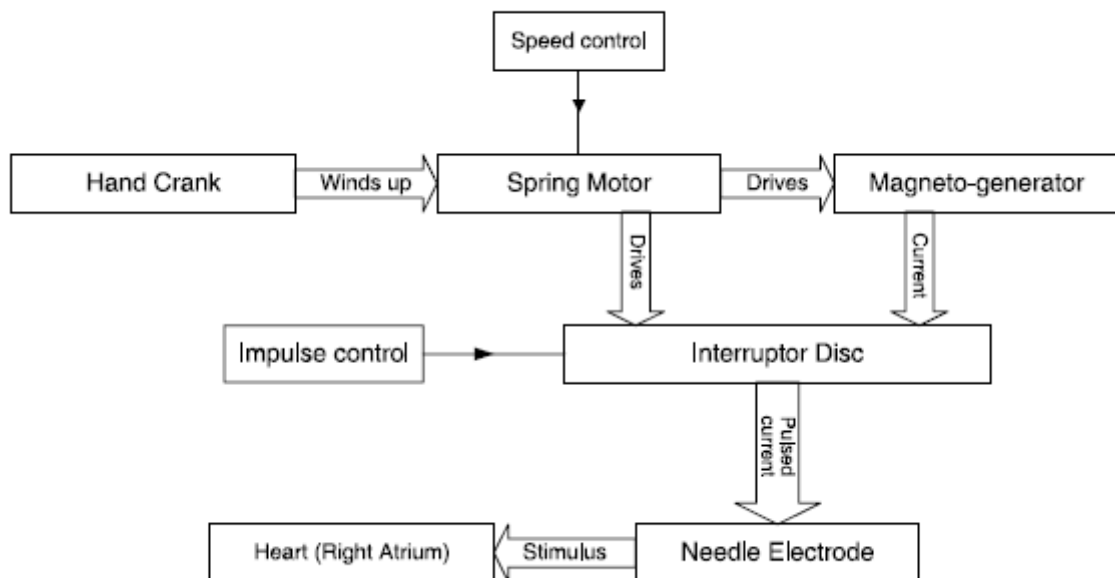
Plus tard, Albert S. Hyman a déclaré que « l'impulsion électrique appliqué ne sert que de fournir un contrôlable point irritable à partir de laquelle une vague d'excitation peut prendre naissance normalement et se transmettre le long des voies habituelles du cœur». [5]

Hyman conçut premier stimulateur cardiaque expérimentale en 1932. (FigureIII.4) Son fonctionnement est la suivante : La manivelle (F) enroule le moteur à ressort (D) qui entraîne la magnéto-générateur (A) à une vitesse commandée (F et H) et provoque la coupure du disque (non représenté sur la figure) pour tourner. Le magnéto-générateur fournit un courant

à la surface de contact sur le disque interrupteur. Les pièces magnétiques associées (B' et B'') fournit le flux magnétique nécessaire pour générer un courant dans le magnéto-générateur. Par la suite, le disque interrupteur produit un courant pulsé à 30, 60 ou 120 battements par minute, réglémentées par le contrôleur d'impulsion (G), qui représente la forme d'onde de stimulation périodique remis à l'aiguille d'électrode (L). La lampe au néon (C) est allumée lorsqu' une stimulation est interrompue.

La figure III.5 illustre le schéma bloc du pacemaker de Hyman.

Figure III.5. Diagramme bloc du stimulateur cardiaque de Hyman [5]



III.2.3 Le pacemaker à la demande

Comme cela a été montré dans la section précédente, les stimulateurs cardiaques avaient simplement le rôle de délivrer une impulsion électrique fixe à une fréquence prédéterminée, quelle que soit l'activité spontanée du cœur. Ces stimulateurs cardiaques, appelées asynchrone

ou à taux fixe, peuvent parfois provoquer des arythmies ou fibrillation ventriculaire. En ajoutant un amplificateur de détection au stimulateur asynchrone afin de détecter l'activité cardiaque intrinsèque et éviter ainsi cette compétition, on obtient un stimulateur à la demande, qui fournit impulsions de stimulation cardiaque électrique seulement en l'absence de la stimulation naturel ou en cas de la défaillance du système de conduction.

L'autre avantage du stimulateur cardiaque à la demande par rapport aux pacemakers asynchrones, c'est que maintenant la vie de la batterie du système est prolongée, car il est activé uniquement lorsque les impulsions de stimulation sont nécessaires.

Berkovits introduit le concept de la demande en Juin 1964, qui est à la base de tous les stimulateurs modernes. La figure III.6 nous montre un schéma bloc approprié d'un pacemaker à la demande.



Figure III.6 Schéma synoptique du pacemaker à la demande

Il est formé par l'association d'un pacemaker synchrone et d'une boucle de retour (feedback). Les électrodes intracardiaques d'un pacemaker à la demande conventionnel présentent deux fonctions majeures : la détection et la stimulation.

La stimulation est réalisée par la livraison d'une impulsion électrique courte et intense au myocardique où l'extrémité distale de l'électrode est attachée. Cependant, la même électrode est utilisée pour détecter l'activité intrinsèque du cœur (ex., onde R du ventricule). Le

générateur de l'impulsion électrique consiste en ces étapes suivantes : la détection et amplification, circuit de commande et de synchronisation, et le circuit de sortie (figure III.6).

III.2.3 Etude du pacemaker de Berkovits

Dans le paragraphe précédent, nous avons déjà précisé que le pacemaker de Berkovits (le premier pacemaker à la demande) constitue la base de tous les pacemakers modernes. Son schéma électrique de principe est le suivant (Figure III.7) :



Figure III.7 Schéma électrique du pacemaker à la demande de Berkovits

Principe de fonctionnement

Les signaux issus des électrodes sont couplés à la base du transistor Q1 à travers le condensateur C_{c1} . L'amplification de ces signaux est assurée par Q1 et Q2. Le gain maximal de cet étage est au-dessus de 50. Les signaux AC du collecteur de Q2 sont ensuite couplés aux bases de Q3 et Q4 à travers C_{c2} . Ceci implémente une fonction de valeur absolue, puisque les signaux de polarité positive s'appliquent à Q3 et Q5, tandis que ceux de polarité négative s'applique à Q4.

Un filtre passe bande avec une bande passante de 20-30 Hz est incorporé dans le circuit de détection. Trois différenciateurs (R_{B1} , C_{c1} , R_{E1} et C_{E2} , R_{E2} et C_{E2}) limite la réponse fréquentielle basse du filtre, permettant ainsi de discriminer l'onde P et T, ainsi que tous les signaux inférieurs à 20 Hz. Deux intégrateurs (R_{I1} et C_{I1} , R_{I2} et C_{I2}) se chargent d'éliminer les fréquences supérieures à 30 Hz. Cependant, ces filtres ne sont pas totalement efficaces pour empêcher un éventuel déclenchement de Q6 par les fréquences de 50 ou 60 Hz. C'est pourquoi le système est pourvu d'un système réjecteur constitué par R_{E5} , R_{UNI} , C_{UNI} et C_{C3} .

Le switch S n'est utilisé que pour définir le mode d'opération qui peut être soit libre (S fermé), soit à la demande (S ouvert).

En mode libre, Q6 est bloqué et la stimulation s'effectue indépendamment du circuit de détection (free-running).

En fonctionnement à la demande, Q6 conduit à chaque fois qu'une impulsion lui est transmise à sa base par l'intermédiaire du condensateur de découplage C_{c3} . Ainsi C_t se décharge à travers le circuit de son collecteur-émetteur. Dans ce cas, le circuit de timing est interrompu dans son fonctionnement et la jonction C_t - R_p n'augmente pas en potentiel jusqu'au point où Q7 et Q8 se déclenchent. Après la décharge de C_t , les transistors se bloquent. Le condensateur commence encore à se charger et un nouveau cycle recommence après l'occurrence du dernier battement cardiaque.

Lorsqu'aucun signal n'est appliqué à la base du Q6, il reste et n'affecte pas la charge de C_t . Le circuit de timing détermine la durée de l'impulsion (1ms), ainsi que le rythme cardiaque (72 impulsions/minute). Il est formé par Q7, Q8, ainsi que les résistances R_p , R_t , R_8 et R_9 . Durant ce temps, Q9 conduit permettant au courant de circuler à travers les électrodes. Le circuit de sortie comprend Q9, R_{out} , C_{c4} . Après 1ms, C_t est déchargé, Q7, Q8 et Q9 se bloquent ; l'impulsion est terminée. Finalement, pour éviter d'endommager le circuit par des hautes tensions issues des électrodes, une diode zener ($Z1$) est insérée entre ces dernières.

III.2.3 Les stimulateurs cardiaques modernes

Un stimulateur cardiaque moderne se compose d'un système de télémétrie, un système de détection analogique, des circuits de sortie analogique, et d'un microprocesseur agissant en tant que contrôleur du dispositif (la figure III.8).

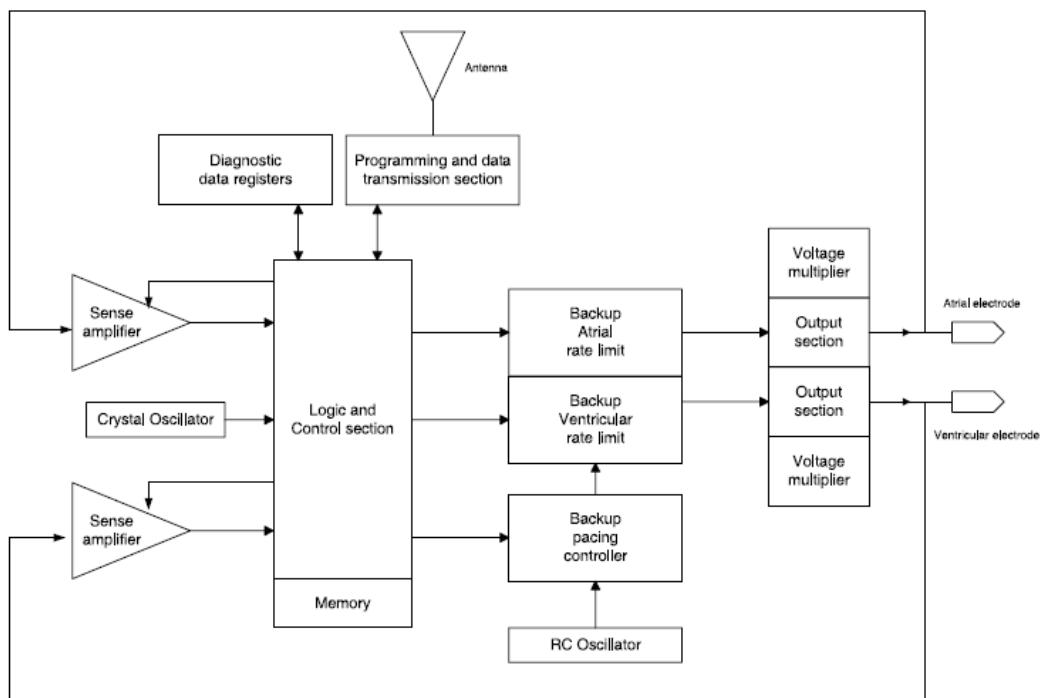


Figure III.8 Schéma synoptique d'un stimulateur cardiaque moderne

Néanmoins, la détection de l'activité cardiaque intrinsèque joue un rôle fondamental dans le système pour fournir les informations sur l'état du cœur en temps réel. C'est ainsi que les stimulateurs cardiaques modernes incluent la possibilité de surveillance intracardiaque en temps réel via un système de télémétrie.

En effet, ils peuvent transmettre des informations à partir d'une antenne radiofréquence(RF) et en recevoir d'autres grâce à un décodeur également radiofréquence. Cette communication à double sens est accomplie entre le système implanté et un programmeur externe à 300 Hz approximativement [3]. La télémétrie en temps réel est le terme utilisé pour décrire la capacité du pacemaker à fournir en temps réel des informations telles que la durée et l'amplitude des impulsions, l'impédance des fils conducteurs et de la batterie, le courant, la charge et l'énergie. En retour, le programmeur délivre des messages codés au générateur d'impulsion. Le codage réduit la probabilité des altérations inappropriées de programmation dues à l'environnement (sources radiofréquences et champs magnétiques).

III.3. La sonde de stimulation

La sonde est souple, elle relie le boîtier au cœur. Elle est constituée d'une âme conductrice et d'une gaine isolante (figure III.9). Elle peut être unipolaire (une seule électrode distale), ou bipolaire (deux électrodes distales). Afin d'assurer un meilleur contact avec le muscle cardiaque, elle peut être pourvue d'une tête reléguant un médicament luttant contre l'inflammation locale. Elle présente deux fonctions principales : la transmettre les signaux endocavitaires cardiaques au stimulateur et la transmission des impulsions au cœur pour le stimuler.

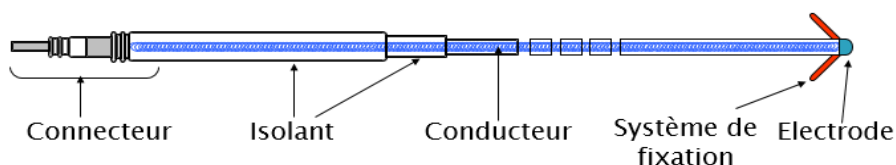


Figure III.9. Vue d'ensemble d'une sonde d'un pacemaker [7]

III.3.1. Le connecteur

Le connecteur de la sonde est en contact avec celui du stimulateur. Il est indispensable de respecter une parfaite concordance entre les deux systèmes. Sinon, l'on risque des fuites de courants avec élévation de seuil de stimulation et détection, et/ou l'altération des dits

connecteurs. Initialement, la taille des connecteurs était de 6 puis 4,75 mm. Mais la situation s'est récemment compliquée avec l'introduction de nouveaux standards de connexion dont le diamètre est de 3,2 mm. L'avantage fut la réduction notable de la taille du système tout spécialement en cas de sondes bipolaires pour lesquelles un connecteur de sonde bifurqué était nécessaire [8].

III.3.2. Le conducteur

Le conducteur de forme hélicoïdale est, pour les plus récents, de type multibrins fabriqué en platine ou en elgiloy (alliage à base de cobalt à haute limite élastique) et, comme le platine, est extrêmement résistant à la corrosion. L'isolant du conducteur (comme du connecteur) est fabriqué en silicone ou en polyuréthane.

III.3.2. L'électrode

L'électrode est l'élément en contact avec l'endocarde. L'électrode de type poreuse, peut prendre différentes formes, elle est réalisée en platine ou en carbone.

III.3.3 Les moyens de fixation de la sonde

Il existe deux modes de fixation de sonde dans les cavités cardiaques : la fixation est effectuée soit par vissage d'une vis rigide hélicoïdale montée à l'extrémité distale (figure III.10b) ou par des éléments souples, appelées barbes, situés à leur extrémité distale (figure III.10a).

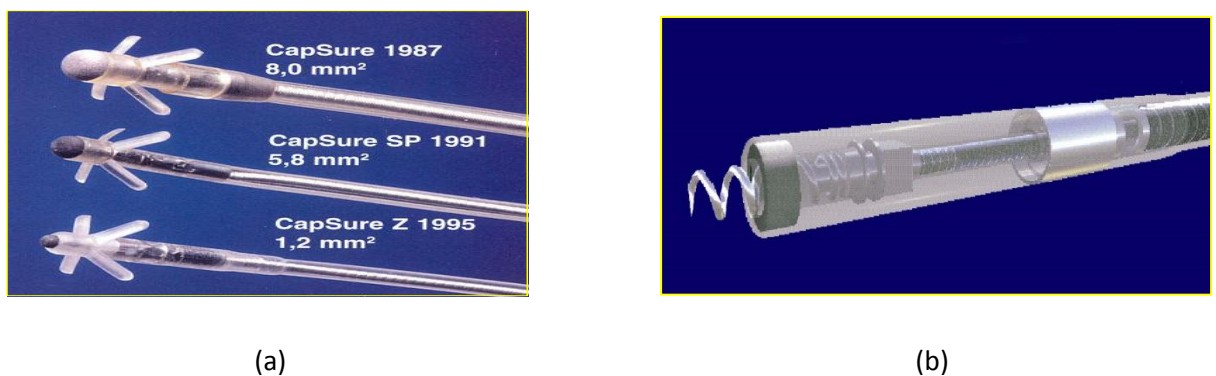


Figure III.10. Types de fixation des sondes [8] : passive à barbes(a), active à vis fixe(b)

Les sondes de stimulation sont de type unipolaire ou bipolaire (figure III.11). Dans le type unipolaire, l'électrode de la sonde agit comme un pôle négatif (cathode), tandis que le boîtier opère comme un pôle positif (anode). Le courant circule par le fil conducteur de la sonde, à travers le myocarde et revient par les tissus jusqu'au boîtier du stimulateur qui constitue la seconde électrode.

En configuration bipolaire, le pôle négatif est situé à l'extrémité de la sonde de stimulation, le pôle positif est situé entre 10 et 30 mm en amont de l'électrode distale. Dans cette configuration, le courant circule par le fil conducteur de la sonde, atteint l'électrode distale, traverse le myocarde, atteint l'électrode proximale et revient par le second fil conducteur jusqu'au boîtier du stimulateur.

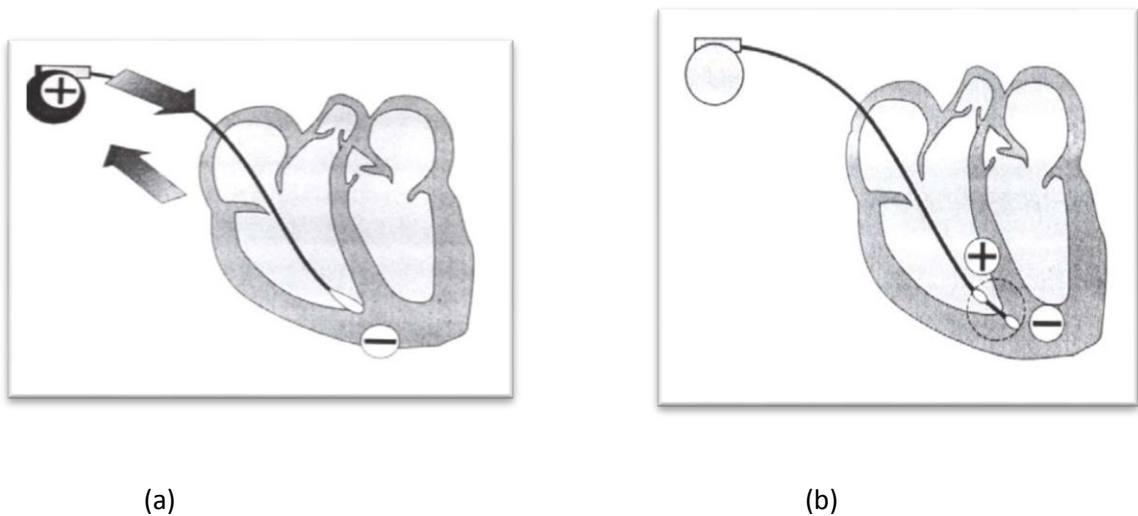


Figure III.11. Différentes configurations de sondes [7] : uni- ou monopolaire(a), bipolaire(b)

Dans le cas de la sonde munie d'une vis rigide, l'extrémité de type tirebouchon peut assurer le rôle d'électrode ou simplement de fixation passive. L'intérêt des sondes bipolaires, hormis les indications thérapeutiques, réside dans la réduction des risques d'interférences d'origines intra et extracorporelles.

III.4. La programmation et la télémetrie

Le pacemaker est programmé en plaçant la tête de programmation du programmeur externe sur la peau du patient, en regard du boîtier de stimulation et par envoi de signaux électromagnétiques ou de radiofréquence (figure III.2).

Le message codé contient un code de sécurité fonctionnant comme une clé sur le circuit de programmation. Cette sécurité évite que d'autres sources externes viennent altérer la programmation du pacemaker [8]. Après avoir reçu le message, le pacemaker décode l'information et programme ses circuits. Il faut souligner qu'une interférence électromagnétique peut être induite si un autre programmeur ou un équipement électrique à haute énergie se trouve à proximité du patient (voir section III.5.3).

La télémetrie peut être considérée comme l'équivalent de la programmation avec une communication s'établissant dans le sens inverse stimulateur-programmeur. Par la tête de programmation électromagnétique du programmeur placée en regard du boîtier de stimulation, le pacemaker est interrogé, de sorte qu'à l'inverse de la programmation, la tête de programmation est utilisée comme un récepteur, recevant les messages du pacemaker pour les envoyer au programmeur.

La télémetrie en temps réel est le terme utilisé pour décrire la capacité du pacemaker à fournir en temps réel des informations telles que la durée et l'amplitude des impulsions, l'impédance des fils conducteurs et de la batterie, le courant, la charge et l'énergie.

III.5. Les différents types de stimulateurs cardiaques

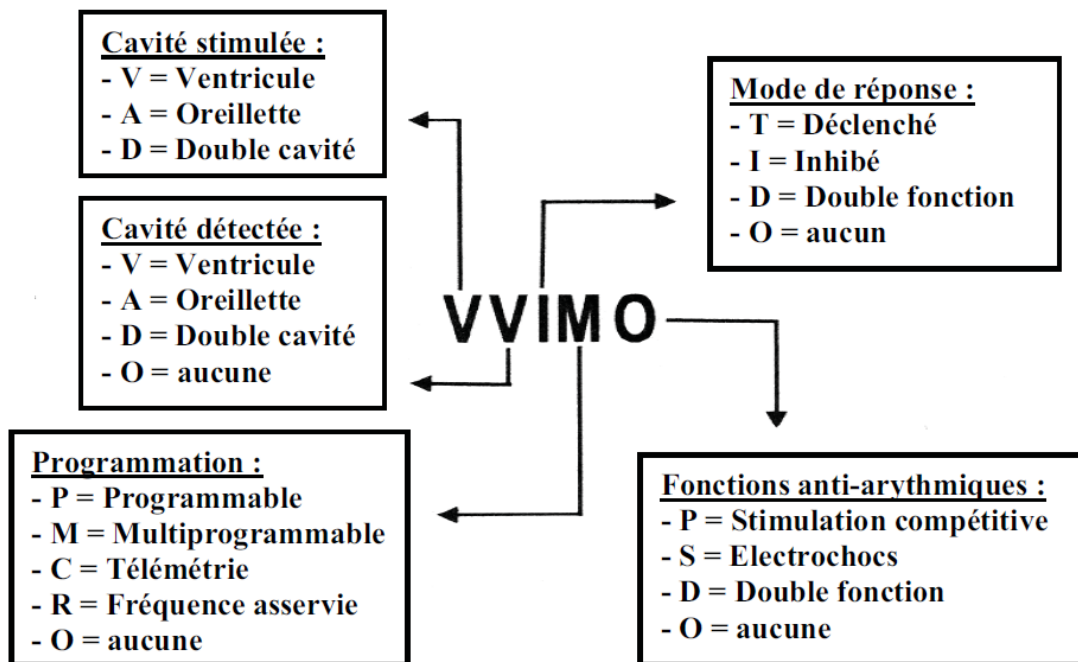
III.5.1 Le code international

La grande diversité des stimulateurs a abouti à la nécessité d'une codification internationale pour préciser leur type (NASPE/BPEG code) (figure III.12). Ce code permet de comprendre immédiatement le fonctionnement global d'un stimulateur cardiaque.

Auparavant, on utilisait un code à trois lettres. Les progrès de la technique obligent à ajouter une quatrième et une cinquième lettre.

- a. La première lettre désigne toujours le site de stimulation, c'est-à-dire soit le ventricule (V), soit l'oreillette (A), soit les deux (D), soit aucun des deux (O). [S désigne encore le ventricule ou l'oreillette : « single » (monochambre)].
- b. La deuxième lettre désigne le site de détection : selon le même code.
- c. La troisième désigne le mode de fonctionnement : inhibé(I), déclenché (T : Triggered), les deux (D), ou rien (O : ni déclenché, ni inhibé).

Figure III.12 Le code de classification international des stimulateurs [8].



d. La quatrième lettre désigne la programmabilité, la possibilité de télémétrie ou d'asservissement de fréquence :

O : non programmable ;

P : jusqu'à deux fonctions programmables, habituellement la fréquence de base et la durée ou l'amplitude d'impulsion ;

M : multiprogrammable, avec trois fonctions ou plus ;

C : communication : la possibilité de télémetrie rend le pacemaker interactif, avec échange bidirectionnel de paramètres. Il peut être interrogé.

R : asservissement de fréquence (augmentation de fréquence de stimulation à partir des informations fournies par un capteur mesurant un paramètre lié à l'effort) qui est maintenant d'une importance technologique considérable.

e. Une cinquième lettre est utilisée pour les fonctions antitachycardiques :

O : aucune ;

P: pacing (antitachyarythmie);

S: choc;

D : double (P+S).

Un exemple simple permettra de mieux comprendre la signification de ces abréviations. Le code VVI par exemple, concerne un stimulateur pour une stimulation ventriculaire, inhibition par le ventricule. Il s'agit donc d'un stimulateur opérant sur le mode sentinelle, qui se recycle dès qu'il aperçoit une activité électrique spontanée (QRS). On l'appelle également stimulateur à la demande. C'était le type de stimulateur le plus utilisé jusqu'il y a peu. La plupart de ces stimulateurs sont en outre programmables ou multiprogrammables VVIP ou VVIM et quasi toujours à fréquence asservie VVIR.

Le stimulateur classique VVI intervient donc uniquement lorsque le rythme propre du patient descend en dessous de la fréquence programmée. Dès qu'il aperçoit un complexe QRS, il est recyclé ; en d'autres termes, il attend à nouveau un cycle complet avant d'intervenir.

Il fonctionne donc comme une horloge ou une minuterie qui est chaque fois remise à zéro lorsqu'un événement électrique est détecté. Une partie du cycle du stimulateur est toutefois «aveugle». C'est la période réfractaire qui est en général de l'ordre de 300 ms et qui occupe la partie initiale du cycle, faisant immédiatement suite au «Spike» ou au QRS détecté. La période réfractaire empêche le stimulateur de se recycler sur son propre Spike, sur le QRS ou l'onde T du complexe stimulé ou détecté.

Les pacemakers AAI sont les équivalents des VVI à l'étage auriculaire. Ils sont donc sentinelles dans les oreillettes et n'interviennent pas dans le ventricule. Les pacemakers DDD sont les stimulateurs «double chambre» dits «physiologiques».

Ils stimulent séquentiellement dans les deux cavités, oreillettes et ventricules, et peuvent être inhibés par les activités spontanées, P et/ou QRS. L'activité auriculaire spontanée ou stimulée déclenche une réponse ventriculaire (synchronisation ou triggering) après un délai auriculo-

ventriculaire (AV) programmé, sauf si la conduction AV spontanée produit une dépolarisation ventriculaire avant ce délai. Ces stimulateurs sont les plus prescrits actuellement.

Une nouvelle génération de stimulateurs est celle des VDD qui permet une stimulation ventriculaire synchrone sur la détection auriculaire en utilisant une seule sonde. Chez les personnes qui ont une activité sinusale conservée, ce mode permet un fonctionnement physiologique respectant la séquence auriculo-ventriculaire sans avoir recours à une sonde auriculaire séparée.

Les pacemakers à fréquence asservie ou «RATE RESPONSE» règlent leur fréquence selon les besoins physiologiques. Ils sont particulièrement utiles pour une bonne adaptation à l'effort lorsque le rythme propre du patient est incapable de s'accélérer (insuffisance chronotrope). Des capteurs ou senseurs («sensors») spécifiques détectent différents paramètres qui traduisent un besoin accru du débit cardiaque. Ils se basent sur l'impédance thoracique, les mouvements, les vibrations thoraciques, etc... comme paramètre de régulation de fréquence. Lorsque la fonction «Rate Response» est enclenchée, la fréquence du stimulateur variera donc selon les besoins physiologiques et la programmation de la réactivité du système.

III.5.2 Evolution

Il existe actuellement une tendance de plus en plus marquée à implanter des stimulateurs double-chambre ou DDD car ils sont réellement physiologiques et ils évitent les phénomènes du «syndrome du pacemaker» qui peuvent être provoqués par la stimulation ventriculaire unique (VVI). Le syndrome du pacemaker (dont l'une des formes correspond à l'apparition d'une dyspnée, fatigabilité ou palpitations lorsque le PM en mode VVI active de façon rétrograde les oreillettes [13]) provoque des altérations hémodynamiques et/ou des symptômes cliniques inconfortables suite à la perte des contractions auriculaires synchronisées et/ou la présence d'une conduction ventriculo-auriculaire (rétrograde).

Les stimulateurs à fréquence asservie ont connu ces dernières années un engouement particulier. Ces stimulateurs sont surtout utiles lorsque la réserve chronotrope ou la capacité d'accélération du rythme sinusal à l'effort est réduite. Cette éventualité est en fin de compte relativement peu fréquente. Les constructeurs de pacemakers ont tendance actuellement à incorporer de manière plus systématique l'option d'asservissement de fréquence dans les stimulateurs. Ce mode peut donc être gardé en veilleuse ou être enclenché en fonction des besoins (par exemple lors de la perte de la fonction chronotrope au cours de l'évolution ou suite à l'utilisation de certaines médicaments).

III.5.3 Les interférences face aux stimulateurs cardiaques

a) Situations de la vie courante à faible risque

1. Les appareils électro-ménagers en bon état de marche et utilisés dans des conditions normales ne sont pas susceptibles d'interférer avec le bon fonctionnement du stimulateur car le champ électromagnétique émis est négligeable. Seule exception, les plaques électriques à induction qui sont à éviter par les porteurs de pacemaker.
2. Les appareils de radio, de télévision, les chaînes Hi-Fi, etc... sont également sans danger.
3. Les téléphones classiques, les consoles de jeux vidéo, les alarmes etc... sont exempts de risques.
4. Les dispositifs de détection des aéroports : le risque est négligeable, voire nul. De toute manière, le porteur d'un pacemaker a le droit de se soustraire à ce type de contrôle sur simple présentation de sa carte officielle de porteur de pacemaker. Rappelons à ce sujet qu'une carte européenne est distribuée systématiquement à tout patient après l'implantation.

5. Les appareils électriques de bricolage : risque négligeable moyennant certaines précautions (Éviter le contact direct sur le thorax du côté du stimulateur cardiaque).

6. Lignes de haute tension : risque nul dans la vie courante.

b) Risques modérés

L'utilisation de certains appareillages peut comporter quelque risque, facilement évitable en prenant des précautions adéquates visant à ne pas entrer en contact étroit avec l'appareil ou à garder une distance suffisante par rapport à la source d'énergie.

On peut citer :

- la soudure à l'arc : garder une distance d'au moins un mètre ;
- contact rapproché avec le système électrique de machines ou véhicules automobiles en fonctionnement ;
- radars puissants, émetteurs radio à forte puissance : rester à une distance suffisante de la source.

c) Risques potentiels

1) Les appareillages médicaux

Pour certains appareils, des précautions particulières doivent être prises si ce n'est l'abstention de telles procédures.

Citons :

- le bistouri électrique ;
- la radiothérapie ;
- la résonance magnétique nucléaire ;
- le choc électrique ;
- l'ablation par radiofréquence ;

Les séances de kinésithérapie avec utilisation de sources électriques, électromagnétiques ou magnétiques sont contre-indiquées. Il faut souligner ici le risque d'échauffement du boîtier du pacemaker lors de l'utilisation de lampes à infra-rouges.

2) Les portiques de détection anti-vol des grandes surfaces

Ici, il existe un risque théorique car ces portiques émettent un champ magnétique ou électromagnétique. Le type de signal utilisé et sa puissance déterminent le risque potentiel. Du fait qu'aucune règle de dérogation officielle n'est prévue en la matière, on peut conseiller aux patients porteurs de pacemakers d'éviter un stationnement prolongé entre les portiques en passant rapidement entre le système. Il faut faire remarquer que les responsables des grandes surfaces restent assez discrets quant aux spécifications des systèmes utilisés. On pourrait donc inviter les patients à demander le cas échéant de ne pas se soumettre à ce type de contrôle, sur présentation de leur carte de stimulateur. En pratique, cela s'avère toutefois assez difficile. D'autre part, le risque est surtout significatif si le patient est stimulo-dépendant et porteur d'un pacemaker unipolaire, réglé à une sensibilité élevée.

3) Les téléphones portables

On peut distinguer quatre types de téléphonie, la première étant le téléphone raccordé directement au réseau câble ; ce type de téléphone n'émet pas de champ électromagnétique significatif. Le deuxième type est le téléphone sans fil, domestique ; celui-ci est constitué d'un émetteur, un combiné téléphonique et d'un récepteur connecté au réseau câble. En raison de la portée limitée de ces systèmes (± 200 mètres), la puissance de sortie est relativement faible, ce qui ne provoque pratiquement aucun champ électromagnétique.

En troisième lieu, nous avons les téléphones portables de la première génération de forte puissance, émettant un signal analogique ; ces téléphones n'occasionnent pratiquement pas d'interférences au niveau du pacemaker ; étant donné que la plupart sont utilisés dans la voiture, l'antenne se trouve dans ce cas à l'extérieur. En cas d'utilisation en dehors de la voiture, le combiné est raccordé par câble à un module disposant d'une antenne ; de ce fait, l'antenne n'est généralement pas à proximité du pacemaker. Notons que ce type de téléphone n'est guère plus commercialisé et en raison de ses performances médiocres, a pratiquement disparu du marché. Enfin, nous avons les téléphones cellulaires ou GSM (Global System for Mobile Communications), composés d'une unité émettant vers un réseau de plus en plus dense de sites relais. Dans le cadre des interférences, il est intéressant de noter que le GSM émet en permanence un signal périodique vers les antennes relais afin de localiser le site de réception le plus proche et de signaler sa position au réseau cellulaire. Le GSM module de manière échelonnée la puissance de sortie en fonction de son éloignement par rapport au site de réception. En mode communication, le GSM émet périodiquement une pulsation de

signaux de haute fréquence ; ces signaux peuvent ainsi traverser la bande passante d'un amplificateur de pacemaker. Etant donné le type de population porteur de pacemaker (patients âgés, peu actifs pour la majorité) l'association pacemaker et GSM est actuellement encore relativement limitée mais augmentera certainement rapidement dans les années qui viennent. Les stimulateurs cardiaques sont, comme nous l'avons vu, pourvus de différents moyens de protection contre les interférences qui rendent leur fonctionnement extrêmement sûr dans la très grande majorité des activités quotidiennes. En revanche, les téléphones GSM constituent un élément nouveau dans notre environnement et des études in vitro et in vivo récentes nous apprennent que l'emploi de ces appareils pourrait dans certaines circonstances avoir des conséquences sur le fonctionnement du stimulateur cardiaque.

L'influence du GSM sur le pacemaker implanté est toutefois réduite car le corps humain atténue le signal émis et la peau réfléchit une grande partie de l'énergie.

Les probabilités d'interférence des GSM dépendent :

- Du type de pacemaker : selon une étude allemande du ministère de la santé (réalisée in vitro) portant sur 231 modèles de stimulateurs cardiaques de 19 firmes différentes, certains modèles sont nettement plus sensibles que d'autres qui ne le sont que peu ou pas du tout. Un système unipolaire sera plus susceptible d'être influencé qu'un système bipolaire.
- Du réglage de la sensibilité du pacemaker : si la sensibilité est trop grande, une source extérieure aura plus de chances de provoquer des interférences.
- Du type de GSM utilisé : la puissance varie de 2 à 8 watts, les gammes de fréquences également (en Belgique : 900 MHz, aux USA : 800 MHz).
- De la distance du téléphone par rapport au pacemaker : même avec les stimulateurs cardiaques les plus sensibles il faut une distance minimale (de l'ordre de 10 cm au moins) pour provoquer une interaction sur le fonctionnement du pacemaker.

Rappelons que les pacemakers modernes avec des filtres spécifiques contre les interférences électromagnétiques et programmés en détection bipolaire sont peu susceptibles d'être influencés par les appareils de la vie courante lorsque ceux-ci sont utilisés de manière correcte et lorsqu'ils sont en état de fonctionnement normal.

Un certain risque d'inhibition persiste néanmoins dans des circonstances particulières mais cela essentiellement chez les patients qui sont stimulo-dépendants. Les GSM sont de nouvelles sources d'interférences dont on commence à mesurer l'impact potentiel sur les stimulateurs. Toutefois, il est probable qu'on évolue vers une diminution significative des puissances d'émission des GSM grâce à l'augmentation des sites de relais et à la sophistication des techniques de télécommunications. D'autre part, la protection des

pacemakers progressera certainement car l'apparition de ces nouvelles sources d'interférences constitue un nouveau défi pour les constructeurs.

Conclusion

Le stimulateur est en fait un générateur d'impulsions qui va forcer le muscle cardiaque à battre régulièrement en lui envoyant de petites impulsions électriques par l'intermédiaire de sondes. Un stimulateur comporte donc au moins trois parts : un générateur d'impulsion électrique, une source d'énergie (batterie) et un système d'électrodes.

Ainsi, la mise au point du pacemaker a été une grande invention scientifique car elle a permis l'amélioration de la qualité de vie de nombreux malades cardiaques mais aussi l'augmentation de leur espérance de vie. Cette invention a joué un grand rôle dans l'histoire de la cardiologie. Grâce aux avancées technologiques permanentes dans ce domaine, au fil des années, le pacemaker a beaucoup évolué, une fois encore dans le but d'améliorer les conditions de vie des patients.

La bonne connaissance des caractéristiques et du mode de fonctionnement du stimulateur est indispensable pour l'interprétation et la prise en charge des anomalies de fonctionnement. Le port d'un stimulateur requiert, actuellement, quelques précautions pour éviter les interférences électromagnétiques.

Chapitre IV
DEVELOPPEMENT DU
PROTOTYPE DU
STIMULATEUR
CARDIAQUE

Introduction

Dans ce chapitre, nous allons aborder la mise en œuvre d'un stimulateur cardiaque à l'aide du microcontrôleur 16F84 de Microchip. L'idée est de réaliser un système comportant un Electrocardiographe et un générateur d'impulsions électriques de même caractéristiques que le nœud sinusal (Pacemaker physiologique) en cas de dysfonctionnement de ce dernier ou en présence de tout trouble de conduction myocardique.

Après avoir détaillé le fonctionnement des microcontrôleurs (car stimulateur microcontrôlé) en particulier le Pic 16F84 de microchip, une modélisation d'un pacemaker est étudié. Cela nous permettra d'appréhender les informations nécessaires sur le signal électrique attendu sur le prototype à réaliser. Il ne reste alors que la partie amusante de notre projet, la réalisation pratique du système sur une plaque. Retenons que le circuit électronique de notre dispositif est constitué essentiellement de deux parties : un module de détection et un circuit de stimulation.

Le schéma bloc du prototype réalisé

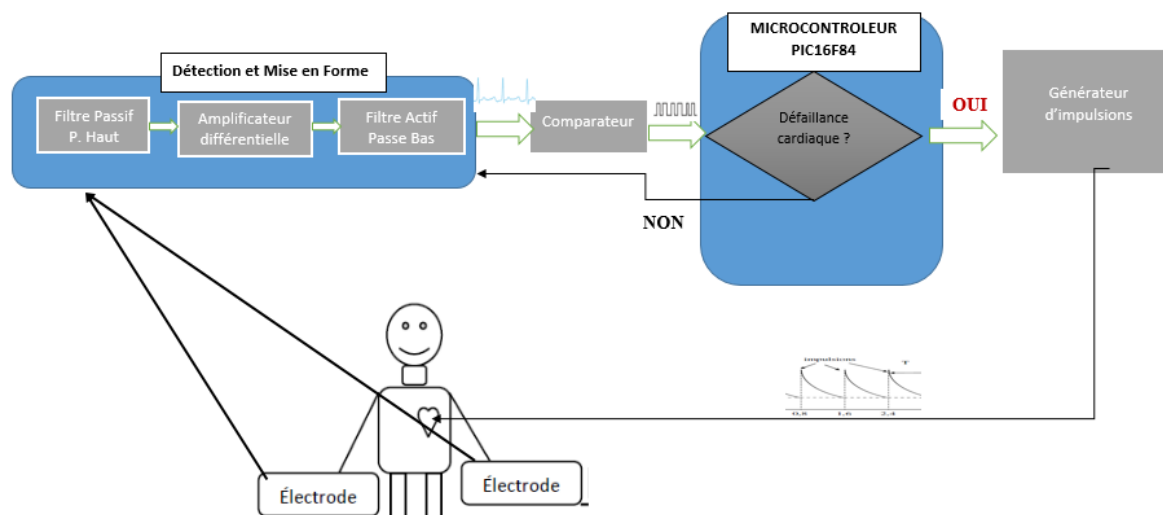


Schéma bloc du Prototype réalisé

IV.1. Le microcontrôleur 16F84

IV. 1.1 Généralités

Un microcontrôleur est une unité de traitement de l'information de type microprocesseur à laquelle on a ajouté des périphériques internes permettant de réaliser des montages sans nécessiter l'ajout d'un composant annexe. Un microcontrôleur peut fonctionner de façon autonome après programmation.

Les microcontrôleurs sont aujourd'hui implantés dans la plupart des applications grand public ou professionnelles, il en existe plusieurs familles.

La société Américaine Microchip Technology a mis au point dans les années 90 un microcontrôleur CMOS : le PIC (Peripheral Interface contrôler). Ce composant encore très utilisé à l'heure actuelle, est un compromis entre simplicité d'emploi, rapidité et prix de revient.

Les PIC existent dans plusieurs versions :

- * les UVROM qui sont effaçable par une source de rayonnements ultraviolets
- * les OTPROM programmable une seule fois
- * les EEPROM et flash EPROM qui sont effaçables électriquement.

Classification des PICs de microchip :

Actuellement les modèles microchip (Figure IV.1) sont classés en trois grandes familles, comportant chacune plusieurs références. Ces familles sont :

- *Base –line : les instructions sont codées sur 12 bits.
- *Mid –range : les instructions sont codées sur 14 bits.
- *High –end : les instructions sont codées sur 16 bits.

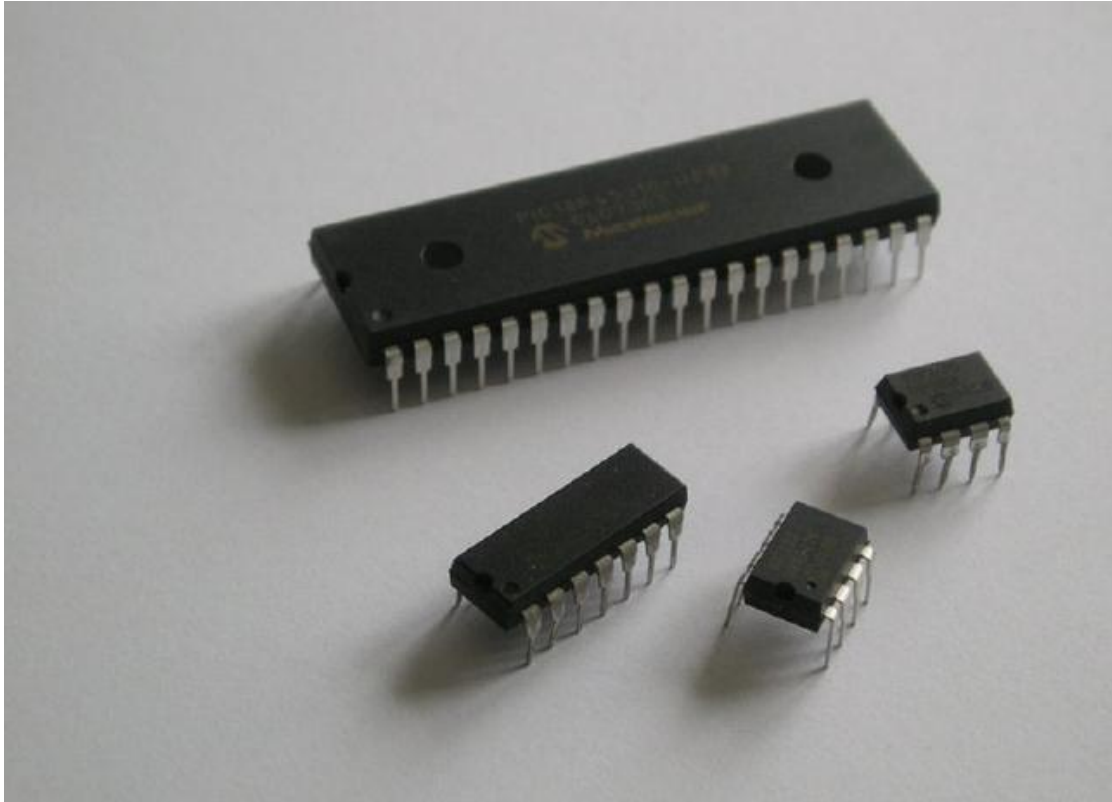


Figure IV.1. Quatre microcontrôleurs PIC de familles différentes : 18F, 16F, 12F et 10F

Identification des PICs:

Un PIC est généralement identifié par une référence de la forme suivante : xx(L) XXyy-zz

xx : famille du composant, actuellement « 12, 14, 16,17 et 18 ».

L : tolérance plus importante de la plage de tension.

XX : type de programme

C : EPROM ou EEPROM

F : flash

yy : identificateur

zz : vitesse maximale du quartz de pilotage

IV.1.2 Choix du PIC 16F84

En premier lieu, ce modèle possédant une mémoire EEPROM effaçable électriquement, s'impose comme la solution idéale pour ceux qui veulent apprendre à utiliser un microcontrôleur PIC, du fait qu'il est reprogrammable jusqu'à plus de 1.000 fois (selon les spécifications du fabricant). Associé à de simples organes périphériques, il représente l'outil

d'apprentissage par excellence, car le lecteur peut tester tous les programmes avec le même microcontrôleur et revenir sur les erreurs, les corriger et rapidement re-tester l'application.

Ce microcontrôleur possède un fusible interne, accessible par programmation, qu'il faudra se garder de laisser intact. Car lorsque ce fusible a été brûlé, le microcontrôleur, s'il peut encore être effacé et reprogrammé, ne peut plus être lu correctement, car sa mémoire est restituée, complètement désorganisée.

Bien utile pour ceux qui mettent au point une application commerciale qu'ils veulent protéger et mettre à l'abri de copies sauvages, ce fusible doit être ignoré pendant la durée de l'étude. Cette accessibilité permanente de la mémoire représente l'aspect le plus original de tous les microcontrôleurs à mémoire flash, parmi lesquels trône le 16F84.

De plus, la capacité mémoire de ce modèle (ni trop petite ni trop grande) le prédestine comme le compromis idéal non seulement pour l'auto-apprentissage, mais aussi pour les premières applications personnelles que chacun aura envie d'inventer.

IV. 1.3 Présentation du PIC 16F84

Ce modèle de PIC (Programmable Interface Controller) est un circuit de petite taille, fabriqué par la Société américaine Arizona Microchip Technology.

En le regardant pour la première fois, il fait davantage penser à un banal circuit intégré logique TTL ou MOS, plutôt qu'à un microcontrôleur. Son boîtier est un DIL (Dual In Line) de 2x9 pattes. En dépit de sa petite taille, il est caractérisé par une architecture interne qui lui confère souplesse et vitesse incomparables.

Ses principales caractéristiques sont :

- 13 lignes d'entrées/sorties, réparties en un port de 5 lignes (Port A) et un port de 8 lignes (Port B) ;
- Une alimentation sous 5 Volts ;
- Une architecture interne révolutionnaire lui conférant une extraordinaire rapidité ;
- une mémoire de programme pouvant contenir 1.019 instructions de 14 bits chacune (allant de l'adresse 005 à l'adresse 3FF) ;
- une mémoire RAM utilisateur de 68 emplacements à 8 bits (de l'adresse 0C à l'adresse 4F) ;
- une mémoire RAM de 2x12 emplacements réservée aux registres spéciaux ;
- une mémoire EEPROM de 64 emplacements ;

- une horloge interne, avec prédiviseur et chien de garde, possibilité d'être programmé *in-circuit*, c'est à dire sans qu'il soit nécessaire de le retirer du support de l'application – vecteur de Reset situé à l'adresse 000 ;
- un vecteur d'interruption, situé à l'adresse 004 ;
- bus d'adresses de 13 lignes ;
- présence d'un code de protection permettant d'en empêcher la duplication ;
- facilité de programmation- simplicité ;
- faible prix ;

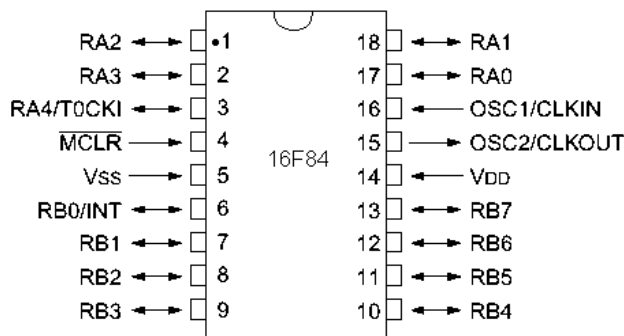


Figure IV.2. Brochage du 16F84

Les ports d'entrées / sorties : Permettent de dialoguer avec l'extérieur du microcontrôleur, le PIC 16F84 possède 13 lignes d'entrées / sorties : RB0 à RB7 et RA0 à RA4.

RA0 à RA4 : Constituent le (PORTA) du microcontrôleur, ce port est bidirectionnel.

La ligne RA4 de type drain ouvert en sortie peut aussi être utilisée comme entrée d'horloge du compteur (Timer), TMR0.

RB0 et RB7 : Constituent le PORTB du microcontrôleur, ce port est bidirectionnel. La ligne RB0 peut servir d'entrée de demande d'interruption externe.

VDD et VSS : Ce sont les connexions d'alimentation du circuit .Il est alimenté avec une tension de 5 volts VSS = 0 v, VDD = +5 v.

MCLR : Cette connexion active au niveau 0, est l'entrée de Reset (Master Clear Reset), elle permet aussi le branchement de la haute tension VPP nécessaire à la programmation du composant. Le pin MCLR peut être simplement relié à **VDD** si on n'a pas besoin de **RESET** externe. Par contre si on souhaite implanter un bouton de remise à zéro, on pourra câbler un simple réseau **RC** sur la broche **MCLR**.

OSC1 et OSC2 : Ces connexions permettent l'entrée des signaux nécessaires au fonctionnement de l'horloge. L'horloge est un système qui peut être réalisée soit avec un QUARTZ(a), soit avec un circuit RC(b), soit avec une horloge extérieure (c), la fréquence

maximale d'utilisation va dépendre de Microcontrôleur utilisé. Le suffixe indiqué sur le boîtier donne la nature de l'horloge à utiliser et sa fréquence maximale.

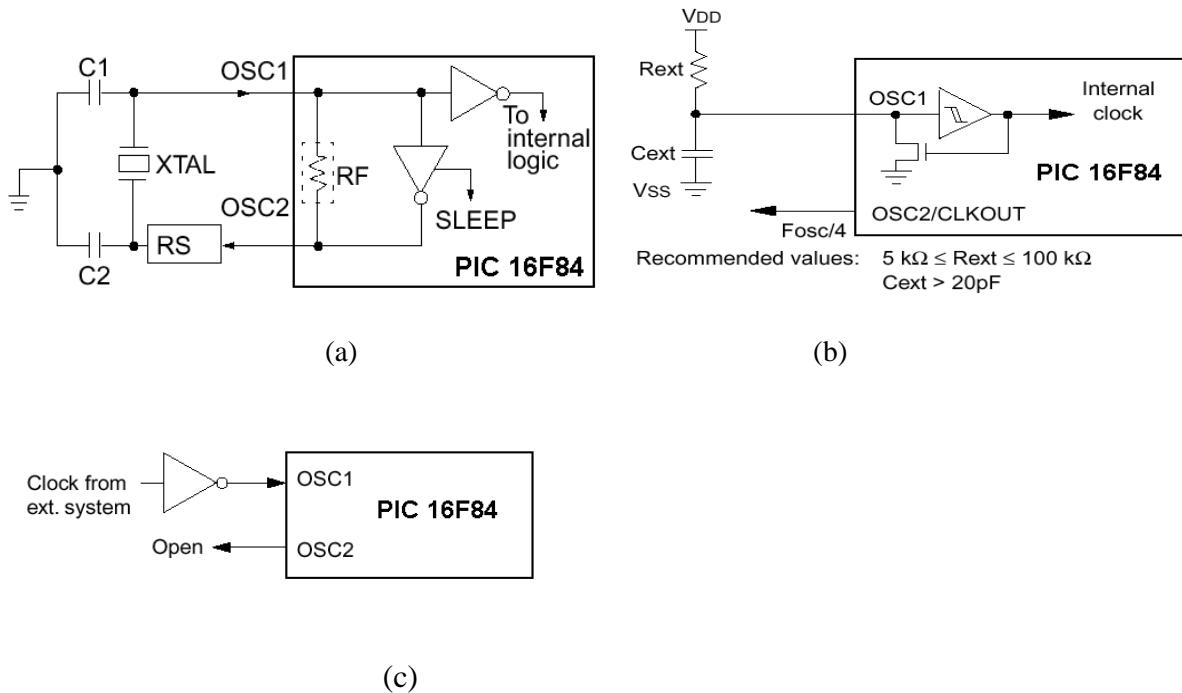


Figure IV.3. Les différentes configurations de l'oscillateur du 16F84

Architecture interne du 16F84

Un microcontrôleur, c'est avant tout un microprocesseur : une unité de traitement logique qui effectue l'une après l'autre les opérations contenues dans un programme stocké en mémoire (la mémoire FLASH). Il est essentiellement composé de :

- L'ALU (Unité Arithmétique et Logique) : Exécute les opérations sur les données.
- Le registre de travail « W reg. ».
- Le registre de statut « status reg ».
- Le registre « FSR reg » utilisé pour l'adressage direct et indirect.
- La pile à 8 niveaux « 8 level Stack ».

Les mémoires du PIC 16F84

Les mémoires sont de trois types différents :

Mémoire FLASH :

C'est dans celle-ci qu'est stocké le programme du PIC. Après compilation du fichier source, le compilateur génère un fichier « *.hex* », Celui-ci est transféré ensuite dans la mémoire programme du PIC à l'aide du programmeur de PIC. La capacité de cette mémoire est variable selon les Pics. Le PIC 16F84 possède une mémoire de programme de 1024×14 bits. Rappelons que l'avantage de cette mémoire est qu'on peut l'effacer et la réécrire facilement.

Mémoire RAM :

Le PIC 16F84 possède une mémoire RAM de 68 octets et elle est volatile (les données seront perdus lorsque elle n'est plus sous tensions). Elle fait partie de la zone d'adressage des données. Elle comprend tous les registres spéciaux permettant de contrôler le cœur du PIC ainsi que ses périphériques. Les variables des programmes pourront être stockées dans des cases mémoires à usage commun.

Mémoire EEPROM :

La mémoire EEPROM (Electrical Erasable Programmable Read Only Memory), est constituée de 64 octets que vous pouvez lire et écrire depuis votre programme. Ces octets sont conservés après une coupure de courant et sont très utiles pour conserver des paramètres semi permanents.

IV.2. Programmation

IV.2.2 Différentes façon de programmer

Il existe plus d'un chemin possible pour programmer les PIC.

Nous en examinerons deux -bien que la programmation de PIC peut s'établir par le langage C+- : la programmation en langage **ASSEMBLEUR** et la programmation en langage **BASIC**.

IV.2.2.1 Avantages et inconvénients de la programmation en langage ASSEMBLEUR

Avantages :

La programmation en langage ASSEMBLEUR se fait à l'aide d'un outil de programmation entièrement gratuit et que l'on peut diffuser librement. Cet outil (qui est un magnifique environnement de programmation complet) s'appelle MPLAB. Il est disponible en téléchargement gratuit sur le site de Microchip.

Inconvénients :

Pour programmer en langage ASSEMBLEUR, il faut non seulement connaître le fonctionnement de chaque instruction, mais aussi l'architecture interne du microcontrôleur, la structure de sa mémoire, les adresses des registres spéciaux, le fonctionnement de chacune de ses ressources internes, etc...

La programmation en langage ASSEMBLEUR s'appuie sur des organigrammes plus travaillés, et requiert plus de rigueur et de minutie. Le programmeur doit plus faire attention aux impératifs machines qu'à la finalité de son programme. Distract par les impératifs machines, le programmeur commet souvent des erreurs. Ces erreurs sont souvent difficiles à déceler et à corriger.

IV.2.2.2 Avantages et inconvénients de la programmation en langage BASIC

Avantages :

La programmation en BASIC se fait à l'aide d'un langage facile et direct qui, bien qu'étant de l'anglais, comprend des mots puissants, si bien qu'un programme écrit en BASIC comporte peu de mots. Les erreurs de programmation sont plus rares, et se décèlent facilement. L'écriture des programmes prend peu de temps.

Inconvénients :

La programmation en BASIC nécessite un COMPILATEUR expressément conçu pour la programmation des PIC.

Il s'agit d'un produit commercial, fruit d'un travail d'équipe, et donc payant.

Les programmes en langage BASIC, bien que très courts pour le programmeur qui les écrit, demandent plus de place EEPROM car, vus côté PIC, ils demandent plus d'instructions élémentaires. A tel point que parfois un microcontrôleur pouvant contenir à l'aise un programme écrit en langage assembleur, s'avère posséder une mémoire insuffisante s'il était programmé en langage BASIC, pour faire la même chose.

IV.2.3 Les outils nécessaires pour programmer en langage ASSEMBLEUR

Pour programmer en langage ASSEMBLEUR il faut :

- 1) un ordinateur pour écrire les instructions permettant de confectionner le fichier à extension *.asm*
- 2) un **ASSEMBLEUR** fourni gratuitement par Microchip (disponible et téléchargeable sur le site de Microchip) permettant de confectionner le fichier à extension *.hex*. Cet ASSEMBLEUR s'appelle **MPLAB**.
- 3) un **PROGRAMMATEUR** de PIC, relativement simple à réaliser.

Il existe des modèles pour port série et des modèles pour port parallèle.

- 4) un **LOGICIEL** adapté à votre programmeur de PIC.

Si on achète un kit Programmeur, il sera fourni avec le kit. Si on copie le schéma dans un magazine, on doit pouvoir télécharger le logiciel à l'adresse citée dans l'article.

IV.2.4. Structure d'un programme

L'écriture d'un programme implique l'élaboration d'une véritable structure. Tout programme doit comporter un titre : une sorte de définition succincte de ce que fait le programme. L'étape suivante consiste à mettre ce programme sur papier (*listing*).

Nous y ajouterons des commentaires, ligne par ligne, pour chaque opération effectuée pour la clarté du programme. Ils doivent être tels que si vous repreniez votre feuille plusieurs mois après, vous devriez facilement savoir vous relire et comprendre.

Mieux encore : si vous travaillez en équipe, n'importe qui de votre équipe devrait être en mesure de comprendre de quoi il s'agit.

IV.2.5. La Conception Assistée par Ordinateur

Pendant ce travail de réalisation pratique, notre attention était d'abord portée sur la Conception Assistée par Ordinateur. Cette étape nous a permis de simuler le fonctionnement du circuit électrique avant l'implantation des composants que ce soit sur la plaque d'essai ou sur la carte imprimé.

Nous avons utilisé Proteus Professionnel, version 7.7, qui est une suite logicielle permettant la Conception Assisté par Ordinateur (CAO) électronique éditée par la société Labcenter Electronics. Proteus est composé de deux logiciels principaux : ISIS, permettant entre autres la création de schémas et la simulation électrique, et ARES, dédié à la création de circuits imprimés.

Grâce à des modules additionnels, ISIS est également capable de simuler le comportement des dispositifs programmables : les microcontrôleurs (PIC, Atmel, 8051, ARM, HC11...) et son interaction avec les composants qui l'entourent. Proteus Isis est un éditeur de schémas qui intègre un simulateur analogique, logique ou mixte. Toutes les opérations se passent dans cet environnement, aussi bien la configuration des différentes sources que le placement des sondes et le tracé des courbes. Le paquet est un système de simulation du circuit, basé sur des modèles de composants électroniques réalisés dans PSpice. La bibliothèque contient les composants de données de référence.

IV.3. Description du prototype réalisé

Comme l'objectif principal de ce travail consiste à l'étude et la réalisation d'un stimulateur cardiaque, nous réalisons d'abord un module de détection de l'activité électrique cardiaque (Electrocardiographe) et une étude plus approfondie est consacré à la réalisation proprement dite du stimulateur cardiaque microcontrôlé.

Partie A : Etude d'un Electrocardiographe et de l'étage de comparaison

A.1. Réalisation d'un électrocardiographe

L'électrocardiographie (ECG) consiste à recueillir les variations du potentiel électrique du myocarde, à les amplifier puis les enregistrer. Les signaux captés étant particulièrement faibles, des amplificateurs de hautes performances (gain, linéarité, différentialité, minimum de bruit de fond) sont souvent nécessaires.

A.1.1. Rappel : Rythme sinusal, Dérivation frontale

Les contractions/relâchements du cœur sont liés à des phénomènes électriques de polarisation/dépolarisation qui produisent la tension que l'on observe sur l'électrocardiogramme, ECG (Figure I.5).

- L'influx part du "nœud sinusal" et provoque la contraction des oreillettes droite et gauche. Cela se traduit sur l'ECG par "l'onde P" de durée 0,08 à 0,10 seconde.

- L'influx atteint ensuite le nœud auriculo-ventriculaire qui va déclencher la contraction simultanée des deux ventricules gauche et droit par l'intermédiaire des 2 branches du faisceau de His.

Sur l'ECG, la contraction ventriculaire se traduit par le "complexe QRS". La durée totale du complexe QRS doit être inférieure à 0,10 s. L'intervalle de temps entre le début de l'onde P et le début du complexe QRS (intervalle PR) peut varier de 0,12 à 0,20 seconde selon les individus et la fréquence cardiaque.

- L'onde T correspond au relâchement du cœur (dépolarisation électrique)

L'intervalle QT normal est inférieur à 0,44 s

Pour mieux diagnostiquer d'éventuels problèmes, l'observation de l'activité électrique du cœur se fait habituellement sous 12 angles différents (ou 12 "dérivations" différentes) que

l'on détermine par la position des sondes de mesure. On a donc six (6) dérivations de frontales et six(6) dites précordiales (V1, V2, V3, V4, V5 et V6).

Dans ce travail, nous nous intéresserons aux dérivations frontales.

- **Les dérivations D I, D II, D III** (Figure IV.4) : Ce sont les 3 manières brancher les sondes entre deux points de la cage thoracique

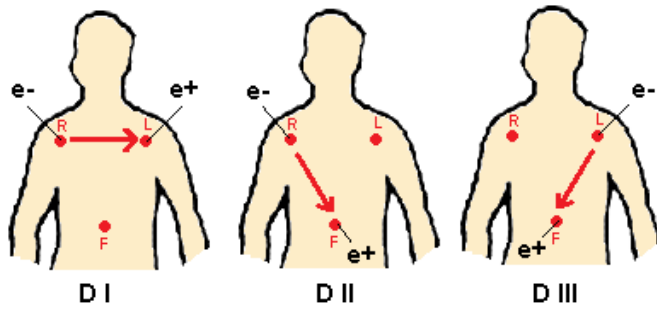


Figure. IV.4. Les points de mesures des dérivations de membres DI, DII et D3

- **Les dérivations aVR, aVL, aVF** : On réalise un “point milieu” W (borne de Wilson) à l'aide de trois résistances identiques reliées aux points R, L et F (Figure IV.5)

La tension mesurée entre la borne W et R sera appelée “VR” (Voltage Right). En pratique, on supprime la résistance entre W et R. La tension ainsi mesurée garde la même direction, mais son amplitude est 1,5 fois plus grande. On appelle cette tension “aVR” (augmented Voltage Right). On mesurera selon le même principe la tension appelée “aVL” (augmented Voltage Left) et “aVF” (augmented Voltage Foot).

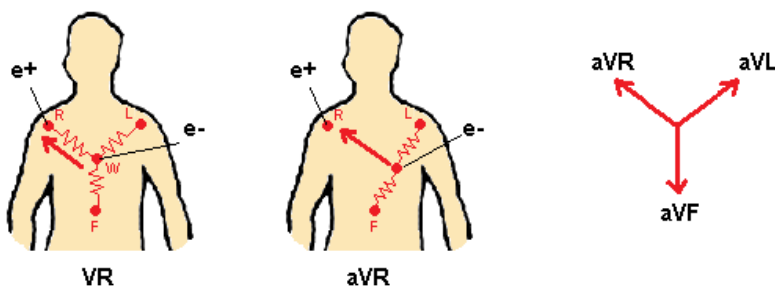


Figure IV.5. Les points de mesures des dérivations de membres aVR, aVL, aVF

A.1.2. Schéma bloc de l'ECG

L'Electrocardiographe est formé principalement des électrodes reliées aux patients et d'un amplificateur différentiel (Figure IV.6).

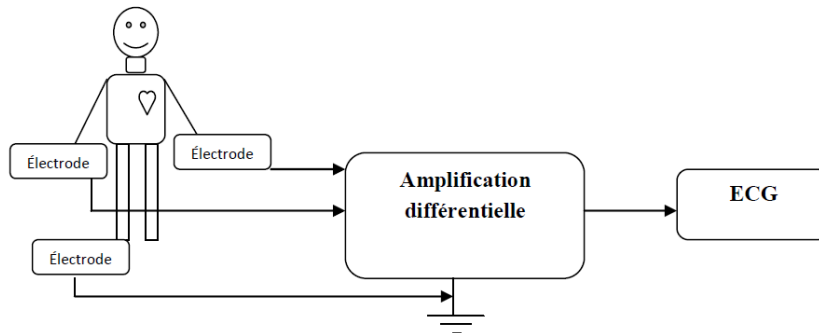


Figure IV.6 Schéma bloc d'un électrocardiographe

A.1.3. Réalisation d'un amplificateur ECG

Les tensions à mesurer sont très faibles (de l'ordre de 1 mV) et la fréquence du cycle cardiaque très basse. On doit réaliser un amplificateur différentiel avec un gain important et fonctionnant aux très basses fréquences (bande passante à partir de 0,1 Hz ou moins). Les entrées "BD" et "BG" de l'amplificateur sont reliées aux sondes des poignets ou de la cheville gauche. La masse du montage est reliée à la cheville droite.

Le schéma électrique de l'amplificateur différentiel (Figure IV.7) est constitué principalement des entrées de protection contre les surtensions éventuelles, d'un étage de filtrage passe haut, d'un amplificateur d'instrumentation à trois amplificateurs, d'un filtre passe bas, une alimentation symétrique à partir d'une pile de 9 volts.

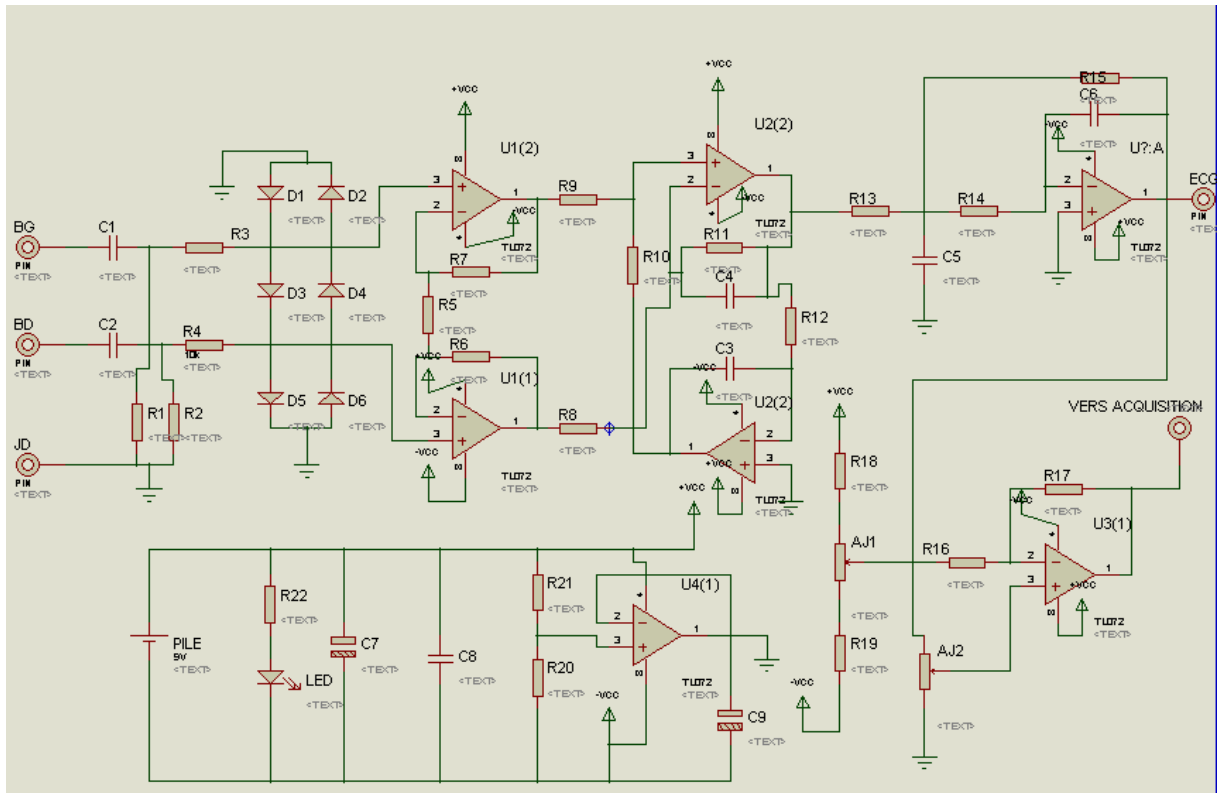


Figure IV.7 Schéma électrique de l'Electrocardiographe réalisé

Les résistances R3, R4 et les 6 diodes D1 à D6 protègent les entrées contre d'éventuelles surtensions appliquées aux sondes de mesure.

Les valeurs des composants et la nomenclature spécifique est donné dans l'annexe 4

Les composants C1 et R1 d'une part, C2 et R2 d'autre part sont montés en filtre passe haut dont la fréquence de coupure est donné par :

$$F_{c1} = \frac{1}{2\pi RC}, \text{ donc } F_{c1} = 1/2\pi \times 10^{-6} \times 2,2 \cdot 10^6 \text{ soit une fréquence de coupure de } 0,072\text{HZ}$$

Le montage comporte quatre circuits intégrés très classiques TL072 (voir annexe 3). Les amplificateurs U1(1), U1(2) et U2(2) forment un amplificateur différentiel symétrique de gain élevé, et donné par :

$$A_d = (A_{dU1}) \times (A_{dU2})$$

$$A_d = \left(1 + \frac{2R7}{R5}\right) \left(\frac{R11}{R8}\right)$$

$$A_d = \left(1 + \frac{2 \times 33}{2,7}\right) \left(\frac{150}{33}\right)$$

Donc $A_d = 25,4 \times 4,5$; Soit un gain différentiel A_d de 115 environ

Le circuit U(1) asservi la tension de sortie de l'amplificateur différentiel à zéro avec une très forte constante de temps $R12.C3$ (2,2 secondes). Ce réglage automatique du zéro neutralise

les tensions de décalage (offset) qui ne sont pas négligeables en raison du gain important de l'amplificateur.

U3(2) est monté en filtre passe-bas du second ordre (la topologie Sallen-Key) : avec une fréquence de coupure de 157 Hz.

Le gain est donné par : $A = \frac{R15}{R13} = \frac{1.2M\Omega}{39K\Omega} = 5,45$

Donc ce filtre apporte un complément de gain (x 6 environ) aux très basses fréquences.

La fréquence de coupure est donnée par : $f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{(R15XR14XC5XC6)}} = 157\text{Hz}$

Avec $R14=39k\Omega$ et $R15= 1,2M\Omega$
 $C5= 22nF$ et $C6= 1nF$

Avec ces valeurs, le coefficient de qualité est de 4 (Annexe 2)

Donc la bande passante de ce circuit réalisé se situe entre : 0,072HZ et 157Hz (Annexe 6)

On doit limiter la bande passante du côté des fréquences élevées pour atténuer les “bruits musculaires” et les autres signaux parasites. La tension à la sortie de cet étage, peut être appliquée directement à un oscilloscope numérique.

U3(1) sert uniquement **si** on utilise un module d'acquisition 0 / 5 Volts pour l'ordinateur. Les deux résistances ajustables servent à régler le gain et à décaler la tension pour centrer la courbe dans la plage d'acquisition.

Le dernier amplificateur U4(1) est utilisé dans l'alimentation, en “suiveur”, pour diviser la tension de la pile 9 Volts en 2 tensions symétriques : + Vcc = +4,5 Volts et -Vcc = - 4,5 Volts.

Le circuit imprimé de ce système est présenté à la figure IV.8

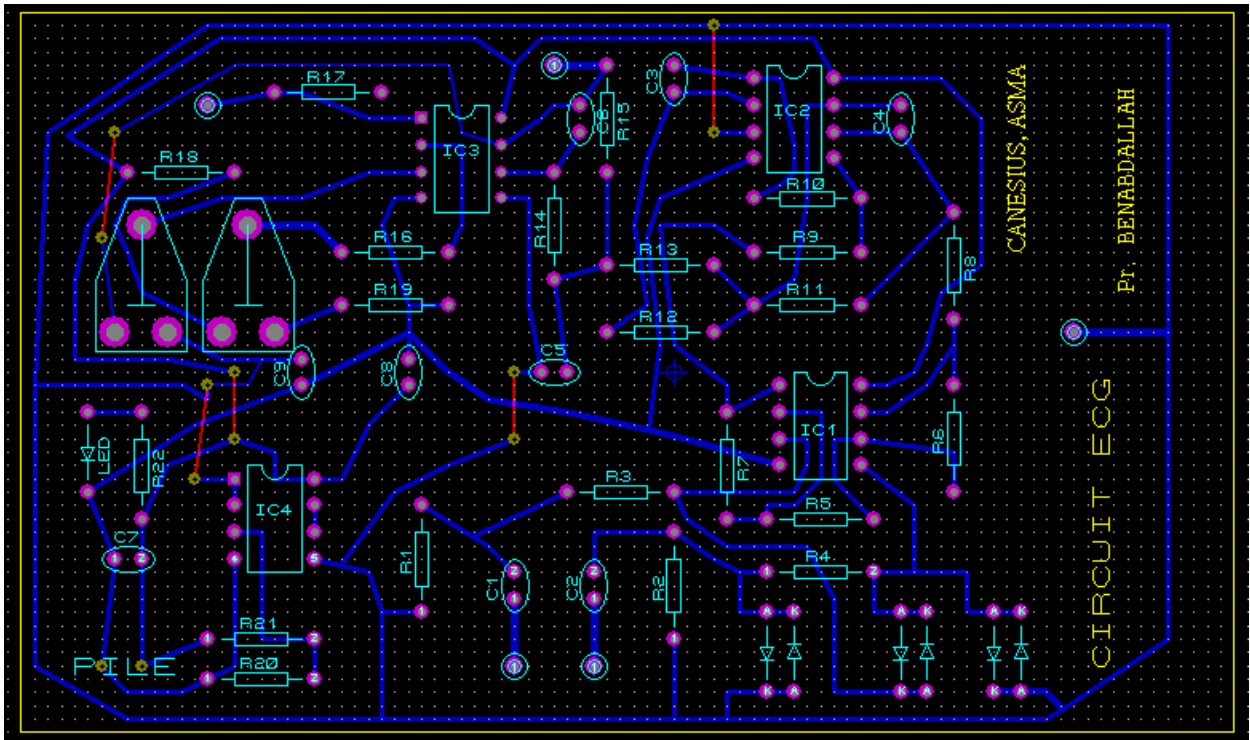


Figure IV.8 Circuit imprimé et implantation des composants de l'ECG

A.2. Etage de comparaison

La détection d'un signal électrocardiographique est nécessaire pour en déduire le comportement du cœur dans ses voies de conductions électriques. Le rôle du comparateur LM339 (Figure IV.9) est de fournir une sortie TTL du signal ECG.

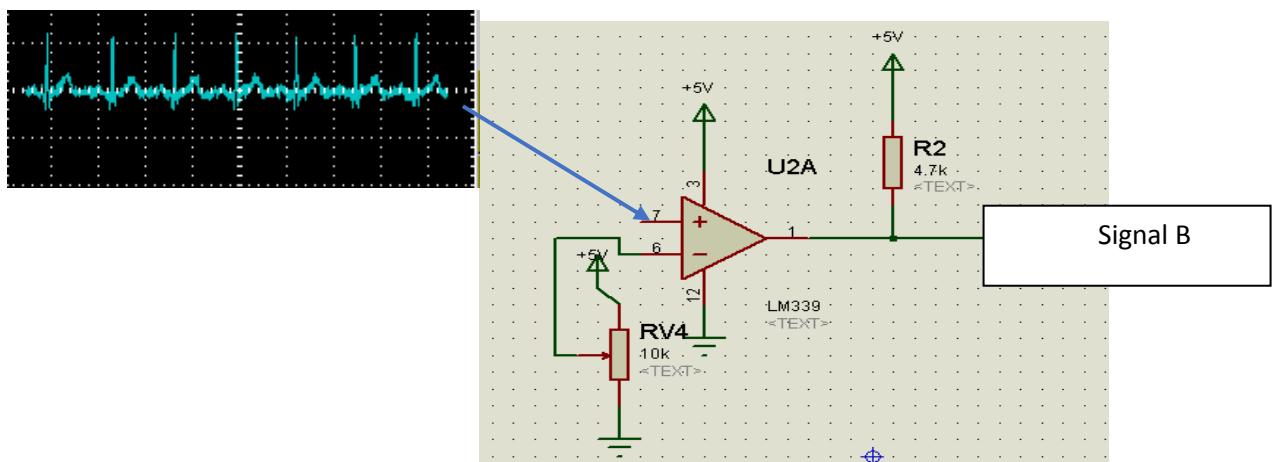


Figure IV.9 Etage de comparaison

Dans ce montage à base d'amplificateur opérationnel monté en comparateur, nous appliquons deux tensions U_1 et U_2 (U_1 représente la tension en rapport avec l'ECG, et U_2 la tension de référence réglable) directement aux bornes des entrées inverseuses et non inverseuses. Lorsque la tension U_1 est supérieure à U_2 la tension en sortie de l'amplificateur opérationnel, la tension de sortie U_s est alors à son maximum. Au contraire, lorsque U_1 est inférieure à U_2 , la tension de sortie de l'AOP est à son minimum.

Partie B. Réalisation d'un stimulateur cardiaque à base de 16F84

B.1. Modélisation d'un stimulateur cardiaque

Un stimulateur cardiaque est un dispositif hautement perfectionné, très miniaturisé, relié au cœur humain par des électrodes (appelées sondes). Le stimulateur est actionné grâce à une pile intégrée, généralement au lithium.

Il génère des impulsions électriques de basse tension qui forcent le cœur à battre à un rythme régulier et suffisamment rapide. Il comporte trois parties :

Le boîtier, source des impulsions électriques, et les sondes qui conduisent le courant jusqu'au territoire cardiaque où l'on désire appliquer ces impulsions.

Le générateur d'impulsion cardiaque peut être modélisé par le circuit suivant :

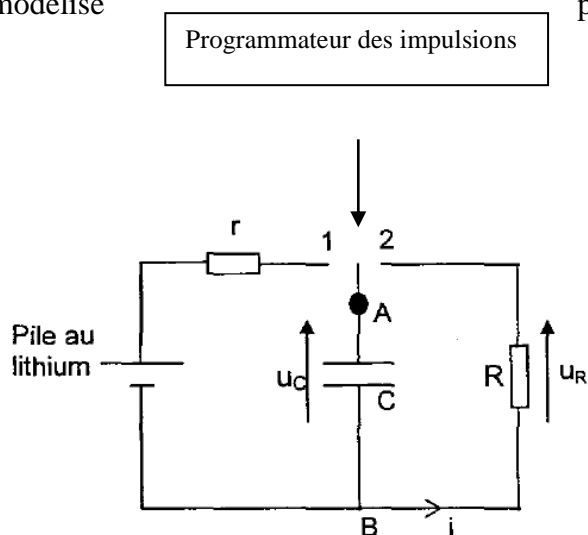
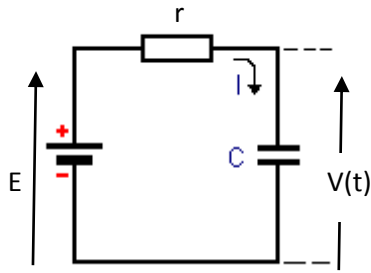


Figure IV.10 Schéma simplifié d'un stimulateur

La valeur de r est très faible de sorte que le condensateur C se charge très rapidement lorsque l'interrupteur commandé par un dispositif électronique programmable (le microcontrôleur) est en position 1. Lorsque la charge est terminée, l'interrupteur bascule en position 2. Le condensateur se décharge lentement dans la résistance R , de valeur élevée. Lorsque la tension aux bornes de R atteint une valeur donnée, le boîtier envoie une impulsion électrique par l'intermédiaire des sondes. L'interrupteur bascule simultanément en position 1 et la recharge des condensateurs se fait quasiment instantanément à travers r . Le processus recommence.

A l'instant $t=0s$, on ferme l'interrupteur. Le condensateur étant initialement déchargé.



Soit $I(t)$ le courant circulant dans le circuit à l'instant t . Les électrons circulent en sens inverse, ils quittent l'armature supérieure qui se charge alors positivement pour aller sur l'armature inférieure qui se charge négativement. Soit $q(t)$ et $v(t)$ respectivement la charge du condensateur et la tension à ses bornes :

La loi d'ohm s'écrit :

$$E = rI + V$$

Or $q = CV$ et $I = \frac{dq}{dt}$ ce qui donne

$$E = r \frac{dq}{dt} + \frac{q}{C} \quad \Longrightarrow \quad EC = rC \frac{dq}{dt} + q$$

$$EC - q = rC \frac{dq}{dt} \quad \Longrightarrow \quad \frac{dq}{EC - q} = \frac{dq}{rC}$$

$$\log(EC - q) = -\frac{t}{RC} + \log A \quad \Longrightarrow \quad \log \frac{EC - q}{A} = -\frac{t}{RC}$$

$$EC - q = Ae^{-t/RC}; \quad t=0 \text{ et } q=0 \quad \Longrightarrow \quad EC = A$$

$$\text{Donc, } EC - q = ECe^{-t/RC} \quad \Longrightarrow \quad q = EC - ECe^{-t/RC}$$

$$q(t) = EC(1 - e^{-t/RC}) \text{ et } \begin{cases} v(t) = E(1 - e^{-t/RC}) \\ I(t) = \frac{E}{R} e^{-t/RC} \end{cases}$$

Pour déterminer la valeur de R, on se place à la place de décharge du condensateur avec une valeur C de 0.40μF

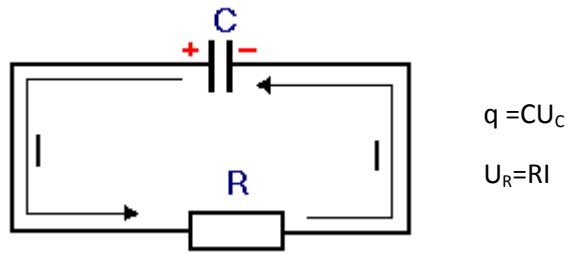


Figure IV.11 charge d'un condensateur

$$U_C = U_R \text{ et } I = -\frac{dq}{dt} \implies \frac{q}{C} = -R \frac{dq}{dt}$$

$$\frac{dq}{dt} = \frac{q}{C} = -\frac{dt}{RC} \implies q = B e^{-t/RC}$$

$$\text{Pour } t=0 \text{ et } q=q_0 \implies B = CE \implies q = CE e^{-t/RC} \text{ et } I = \frac{dq}{dt} = \frac{E}{R} e^{-t/RC}$$

Finalement :

$U_C = \frac{q}{C} = E e^{-t/RC}$
$I = -\frac{dq}{dt} = \frac{E}{R} e^{-t/RC}$

On enregistre alors l'évolution de la tension U_C aux bornes du condensateur. On obtient la courbe suivante (figure IV.12) :

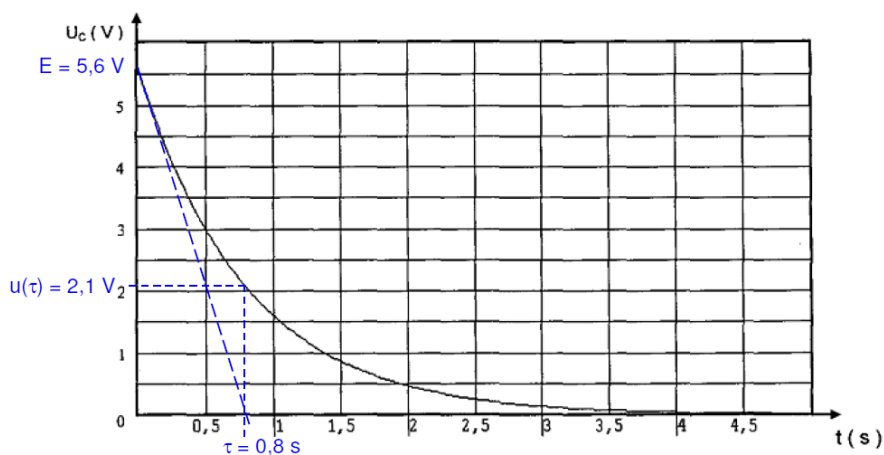


Figure IV.12 Evolution de la tension U_C aux bornes du condensateur

Exploitation de la courbe :

$$U_C(0)=E=5,6V$$

Pour $t=\tau$, $U_C(\tau)= 37\%$ de la valeur initiale $E=5,6$

$$\text{Donc } U_C(\tau)= 0,37 \times 5,6 = 2,1V$$

On trace la droite $U_C= 2,1v$ qui coupe la courbe en un point d'abscisse = τ . Graphiquement $\tau=0,8s$.

On peut aussi utiliser la tangente à l'origine qui coupe l'axe des abscisses en $t= \tau$ (Méthode moins précise)

Les impulsions :

Une impulsion électrique est envoyée au cœur lorsque la tension aux bornes de R atteint e^{-1} fois sa valeur initiale, donc $U_R (t_{\text{impulsion}}) = e^{-1} \cdot U_R(0)$

$$U_R (t_{\text{impulsion}}) = e^{-1} \cdot 5,6 = 2,1 V.$$

$$U_R (t_{\text{impulsion}}) = e^{-1} \cdot U_R(0) = 5,6 e^{-t_{\text{impulsion}}/0,80}$$

$$e^{-1} = e^{-t_{\text{impulsion}}/0,80}$$

$t_{\text{impulsion}}/0,80=1$, ce qui donne $t_{\text{impulsion}}=0,8s$

Après cet instant, l'interrupteur bascule en position 1 et le condensateur se recharge quasiment instantanément. L'allure de $U_R (t)$ est :

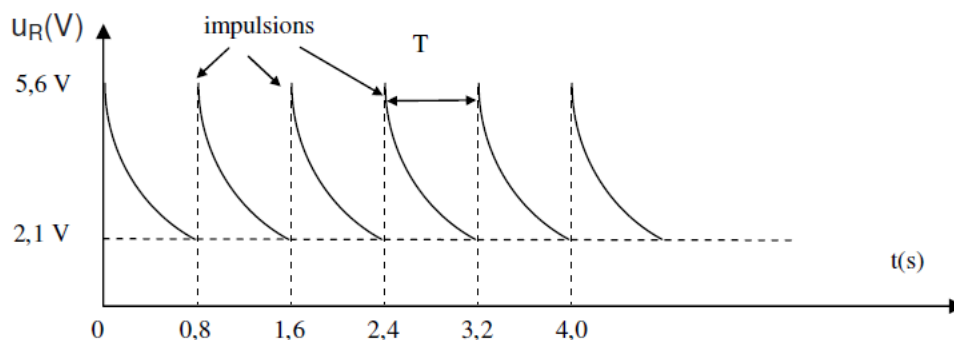


Figure IV.13 L'allure de $U_R (t)$ et impulsions électriques

Lien entre la décharge du condensateur et les battements du cœur

La période des impulsions est $T=0,8s$. Donc la fréquence est donnée par $f=1/T$

$$f=1/0,8 \text{ Hz} = 1,25\text{Hz}$$

soit $1,25 \times 60 = 75$ impulsions par minute.

Cette fréquence cardiaque de 75 battements par minute (bpm) est bien compatible avec les valeurs habituelles.

B.2. Implémentation d'un stimulateur cardiaque : utilisation du PIC 16F84

Le comportement parfait d'un stimulateur cardiaque est schématisé à la figure IV.14. La valeur de r est très faible de sorte que le condensateur C se charge très rapidement lorsque l'interrupteur commandé par un dispositif électronique programmable, le microcontrôleur.

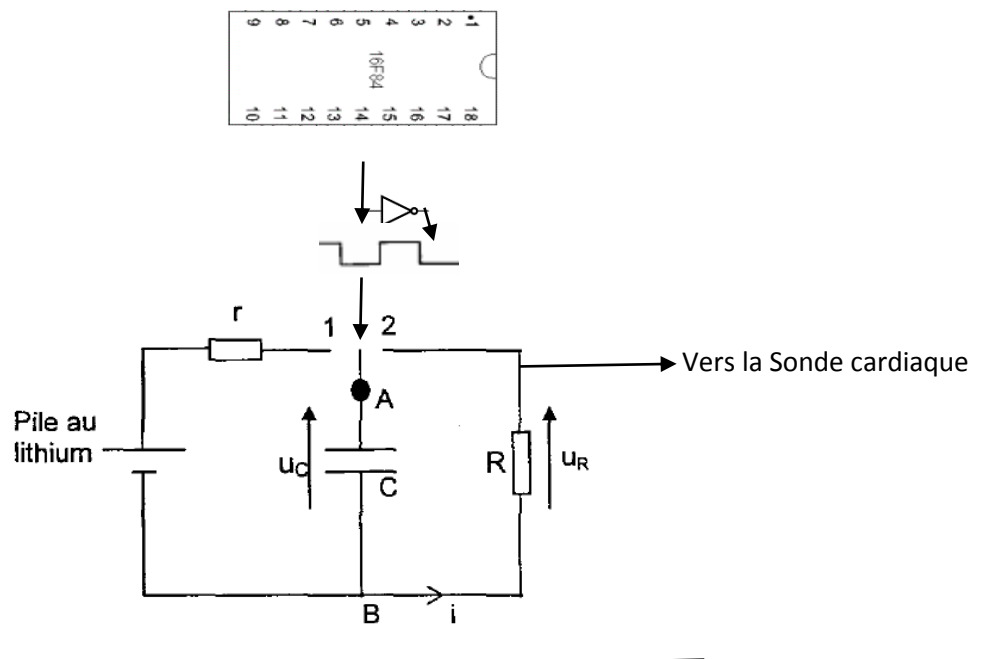


Figure IV.14. Schéma synoptique d'un stimulateur cardiaque microcontrôlé

Le programme chargé dans le PIC (16F84) génère des impulsions électriques permettant la charge quasiment instantanée et la décharge du condensateur lente dans la résistance R de valeur élevée. Lorsque la tension aux bornes de R atteint une valeur donnée, le boîtier envoie une impulsion électrique par l'intermédiaire des sondes, et le processus recommence.

Réalisation du programme embarqué

On désigne généralement sous la dénomination « logiciel embarqué » un programme destiné à tourner localement sur une carte disposant d'un microcontrôleur. Dans notre cas, nous utiliserons un PIC 16F84.

Indépendamment de ce qu'on veut faire de ses 13 lignes (que l'on définit par lignes d'entrée/sortie) et quelle que soit l'application à laquelle on le destine, un microcontrôleur PIC 16F84, pour pouvoir fonctionner, a nécessairement besoin de :

- une alimentation de 5 Volts ;
- un quartz de 4MHz et deux condensateurs de 27pF chacun (si un pilotage précis par base de temps à quartz est nécessaire), ou une résistance et un condensateur (pour une base de temps de type RC, économique, utilisable dans les cas ne demandant pas une extrême précision de cadencement) ;

Ces éléments - qu'il convient de considérer comme des invariants devant nécessairement figurer dans tout montage - représentent le cortège obligatoire de tout microcontrôleur PIC 16F84.

Si on ne dispose pas d'une alimentation de 5V, on peut, soit utiliser une pile plate de 4.5V, soit réaliser une petite alimentation de secours à partir de la ligne 220V/50Hz dont schéma électrique est donné à l'annexe1.

Compte tenu des descriptions ci hautes –les éléments devant nécessairement figurer dans tout montage- discutées, le pilotage et les connexions du PIC sont représentés sur la figure IV.15.



Figure IV.15. Pilotage et connexion du PIC 16F84

Le programme embarqué pour le déclenchement des impulsions microcontrôlées est le suivant :

```

LIST    p=16F84A      ; Définition de processeur
#include <p16F84A.inc> ; Définitions de variables

__CONFIG _CP_OFF & _WDT_OFF & _PWRTE_ON & _HS_OSC

; '_CONFIG' précise les paramètres encodés dans le processeur au moment de
; la programmation. Les définitions sont dans le fichier include.
; Voici les valeurs et leurs définitions :
;
;   _CP_ON           Code protection ON : impossible de relire
;   _CP_OFF          Code protection OFF
;   _PWRTE_ON        Timer reset sur power on en service
;   _PWRTE_OFF       Timer reset hors-service
;   _WDT_ON           Watch-dog en service
;   _WDT_OFF         Watch-dog hors service
;   _LP_OSC           Oscillateur quartz basse vitesse
;   _XT_OSC           Oscillateur quartz moyenne vitesse
;   _HS_OSC           Oscillateur quartz grande vitesse
;   _RC_OSC           Oscillateur à réseau RC

;*****
;
;               ASSIGNATIONS                *
;*****

CBLOCK 0x00C      ; début de la zone variables
cmpt1 : 1          ; compteur de boucles 1
cmpt2 : 1          ; compteur de boucles 2
cmpt3 : 1          ; compteur de boucles 3

```

```

        ; ENDC                                     ; Fin de la zone
bank1 macro
    bsf STATUS,RP0
    bcf STATUS,RP1
    ENDM
bank0 macro
    bcf STATUS,RP0
    bcf STATUS,RP1
    ENDM
    org 0x0000

bank1
    movlw B'00000000'
    movwf TRISB      ;config du port B en sortie, en particulier RB2
    movlw B'11011000'
    movwf OPTION_REG
init
    ;programme
bank0
    clrf PORTB
    bsf PORTB,2
    movlw .10
    movwf TMRO
    bcf INTCON,T0IF
attente
    btfss INTCON,T0IF
    goto attente
    bcf PORTB,2
        tempo
    movlw .3          ; pour 3 boucles
    movwf cmpt3      ; initialiser compteur3
boucle3
    clrf cmpt2      ; effacer compteur2
boucle2
    clrf cmpt1      ; effacer compteur1
boucle1
    nop
        ; perdre 1 cycle
        ; si pas 0, boucler
    decfsz cmpt1,f      ; décrémente compteur1
    goto boucle1      ; si pas 0, boucler
    decfsz cmpt2,f      ; si 0, décrémente compteur 2
    goto boucle2      ; si cmpt2 pas 0, recommencer boucle1
    decfsz cmpt3,f      ; si 0, décrémente compteur 3
    goto boucle3
goto init
end

```

Compte tenu de ce programme embarqué et des spécifications ci-haut citées, le schéma électronique du générateur et le circuit imprimé correspondants sont respectivement donnés à la figure IV.16 et à la figure IV.17

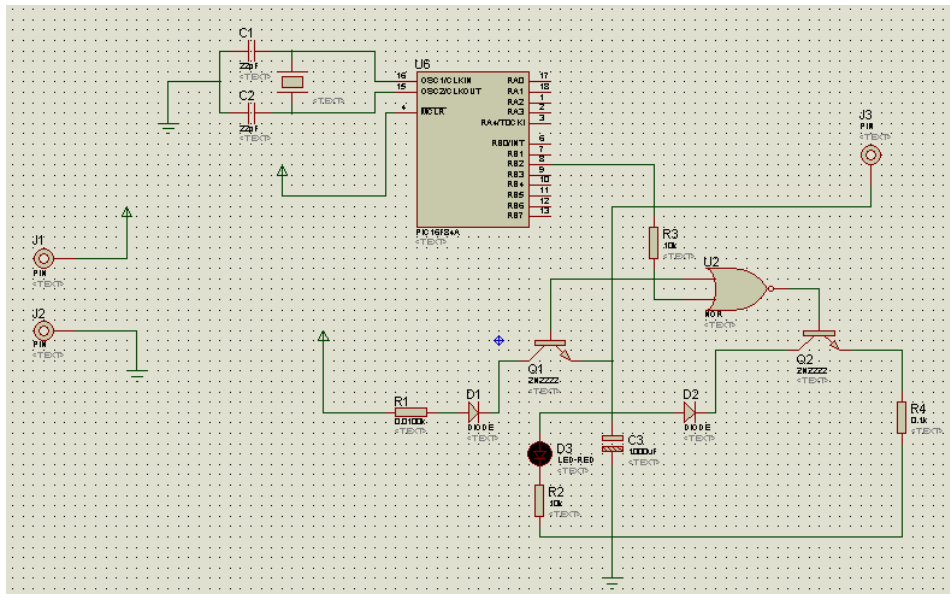


Figure IV.16 Schéma Electrique du Générateur d'impulsion électrique

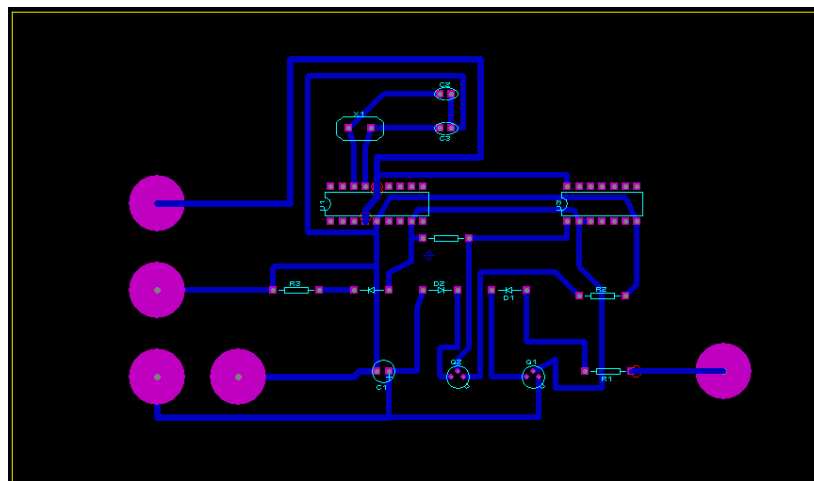


Figure IV.16 Schéma du circuit imprimé du générateur d'impulsion électrique

Nous implémentons au niveau du microcontrôleur 16F84 de Microchip un programme en langage assembleur sous un environnement MPLab qui permet de délivrer des impulsions avec possibilité de temporisation selon une sous-routine que nous avons appelé *tempo*.

La durée de ces impulsions est fixée grâce à la sous-routine *tempo* pratiquement de manière instantanée pour la charge du condensateur et de 800ms pour sa décharge.

Ces impulsions délivrées par le microcontrôleur permettent de faire fonctionner les transistors en régime de commutation, et grâce à la porte NOR lorsqu'un transistor est bloqué, l'autre est

passant de façon à générer les impulsions microcontrôlées pour être envoyé dans les territoires auriculo-ventriculaires selon la pathologie du patient.

IV.4. Automatisation

Dans cette section, nous allons réaliser le processus d'automatisation du Pacemaker à la demande, mettre un lien (figure IV.18) entre le comportement électrophysiologique du cœur et le générateur d'impulsion. Cette tâche est effectuée par le microcontrôleur Pic 16F84 de Microchip. Le schéma d'implémentation est le suivant :

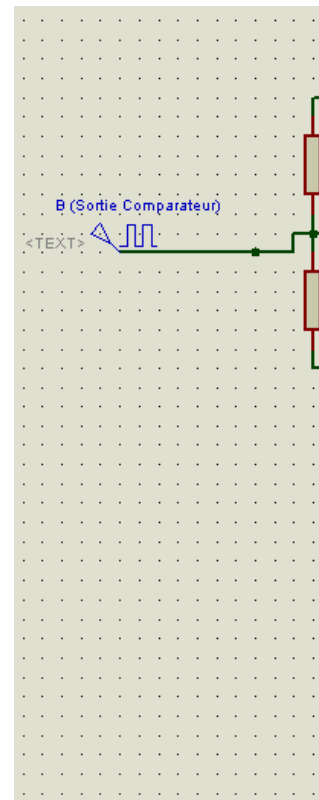


Figure IV. 18 Circuit Electrique d'automatisation du stimulateur cardiaque

Le programme embarqué dans le PIC (Figure IV. 18) permettant cette automatisation est le suivant :

```
;Automatisation  
list p=16f84A  
#include p16F84A.inc  
  
;definition des constantes  
a equ 0x01  
e equ 0x02  
rs equ 0x03  
;definition des registres  
retard1 equ 0x0C
```

```

retard2 equ 0x0D
rythme equ 0x0E
p0 equ 0x20
p1 equ 0x21
p2 equ 0x22
reg_timer1 equ 0x12
reg_timer equ 0x14
test_reg EQU 0x15
DEFAUT1 EQU 0x16
DEFAUT2 EQU 0x17
DEFAUT3 EQU 0x18
DEFAUT1_ EQU 0x19
DEFAUT2_ EQU 0x1A
DEFAUT3_ EQU 0x1B
    __config H'3FF9'
    org h'2100'
    de "stimulateur"
;programme principal
    org 0
    GOTO init_
    org 0x04
    bcf INTCON,2
    decfsz reg_timer1,1
    RETFIE
    movlw 41h
    movwf reg_timer1
    incf rythme,1
    RETFIE
    BSF PORTA,2
    RETFIE
init_    bsf STATUS,5
    movlw b'00000000'
    movwf TRISB
    movlw b'11100001'
    movwf TRISA
    movlw b'00011000'
    movwf OPTION_REG
    bcf STATUS,5
    bsf INTCON,5
    movlw 41h
    movwf reg_timer1
    clrf PORTA
    clrf PORTB
;decodage de rythme
decod
IF0a_    btfss PORTA,0
    goto IF0a_
IF1a_    btfsc PORTA,0
    goto IF1a_
    bsf INTCON,GIE
IF0b_    btfss PORTA,0
    goto IF0b_
IF1b_    btfsc PORTA,0
    goto IF1b_
    bcf INTCON,GIE

```



```

        movlw 50h
IF_LOWa  subwf rythme,0
        clrf rythme
        btfss STATUS,0
        goto decod
        goto alar_low
        goto decod

alar_low  clrf rythme
        BSF PORTA,1
tempo    movlw 0xff
        movwf retard1
        movwf retard2
attente  decfsz retard1,1
        goto attente
        movlw 0xff
        movwf retard1
        decfsz retard2,1
        goto attente
        BCF PORTA,1
        clrf rythme
        goto decod
        end

```

Maintenant, le stimulateur cardiaque fonctionne en mode sentinelle c'est-à-dire qu'il n'intervient qu'en cas de troubles cardiaque. Heureusement pour nous que nous n'avons pas pu tester pratiquement le comportement de l'ensemble de notre système réalisé lors des différentes manipulations car les sujets présents sur le champ étaient normaux du point de vue de leur relevé électrocardiogramme.

Par des simulations sous Proteus Isis (Annexe 7), nous avons quand même remarqué que lorsque nous faisons varier la fréquence du signal impulsionnel (signal B à la sortie du comparateur, *section IV A.2*), les résultats obtenus coïncident avec ceux escomptés.

IV.5. Tests et mesures

IV.4.1. Les tests

L'objectif de cette opération est de vérifier soigneusement d'éventuels court-circuit ou des circuits ouverts visuellement ou à l'aide d'un multimètre ; et ceci une fois le prototype réalisé. Notre maquette du prototype est regroupée en deux modules principaux à savoir l'Electrocardiographe et le stimulateur proprement dit.

Cette opération de test consiste également à vérifier l'alimentation du circuit et la masse. Du premier coup, des erreurs de soudures, de pistes interrompues ont été répertoriées et vite corrigées. Ces erreurs sont principalement accidentelles ou encore dues à la qualité du matériel utilisé lors de la réalisation de la maquette (à titre d'exemple, la qualité de l'étain et du fer à souder).

IV.4.2. Les mesures et conclusion

La méthode de mesure classique est l'utilisation d'un oscilloscope. Un oscilloscope est un instrument de mesure destiné à visualiser un signal électrique, le plus souvent variable au cours du temps. Il est utilisé par de nombreux scientifiques afin de visualiser soit des tensions électriques, soit diverses autres grandeurs physiques préalablement transformées en tension au moyen d'un convertisseur adapté.

Ainsi, l'oscilloscope a permis de visualiser les signaux au niveau de différents points de test, prévus à cet effet.

Voici quelques résultats du module ECG au niveau des points de test :

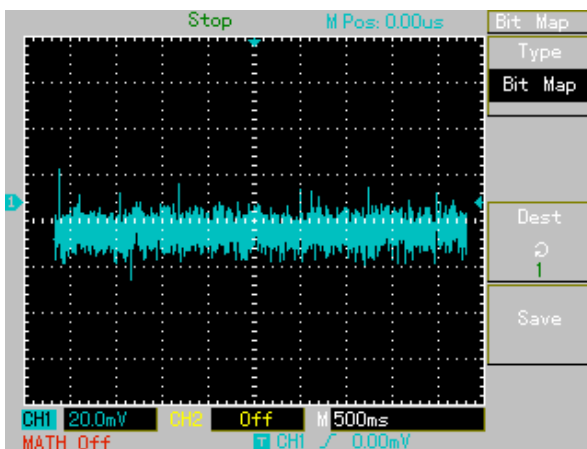


Figure IV.19 : sortie U1(2) du module ECG

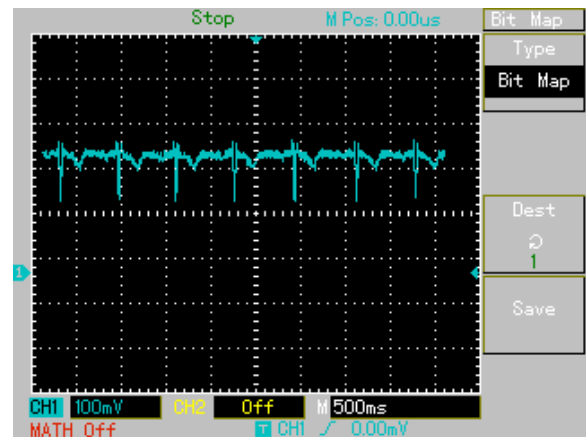


Figure IV.20 : sortie U3(2) du module ECG

relevés oscillographiques de l'Electrocardiogramme montrent une amplitude normalisée de celui-ci égale à pratiquement 1V.

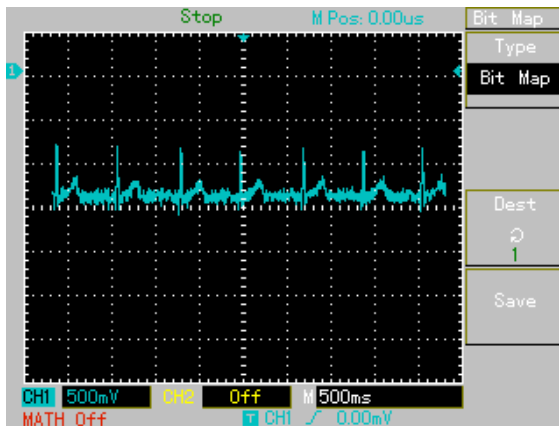


Figure IV.21 ECG de l'Etudiant 1

Figure IV.22 ECG de l'Etudiant 2

Nous avons implémenté un électrocardiographe en prévision d'une automatisation du pacemaker permettant son déclenchement en fonction de la fréquence cardiaque si elle atteint un niveau bradycardique de seuil.

Et à propos du générateur d'impulsions :

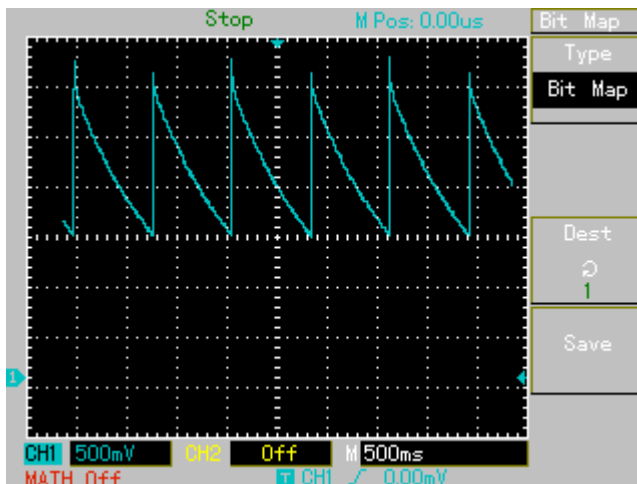


Figure IV.23 Impulsions générées à l'aide du 16F84

La figure IV. 23 ci-contre montre les impulsions générées de manière microcontrôlée et nous remarquons la charge quasi instantanée du condensateur et un temps de décharge égal à 800 ms et une amplitude de 1,5 volts répondant aux normes médicaux de la stimulation cardiaque.

Tous les fichiers **.asm** et **.HEX** des programmes en langage Assembleur sont inclus dans le CD d'accompagnement de ce mémoire, et sont disponibles à la bibliothèque de la Faculté de Technologie, pôle Chetouane de l'Université Abou Bakr Belkaid Tlemcen.

**CONCLUSION GENERALE
ET
PERSPECTIVES**

Conclusion et Perspectives

Notre projet de fin d'Etude « Etude et Réalisation d'un Stimulateur cardiaque » s'inscrit dans le cadre de l'Instrumentation Biomédicale de thérapie. Nous nous sommes forcés à réaliser un prototype de stimulateur cardiaque comportant essentiellement deux modules principaux :

- Un système de détection de l'activité cardiaque, ECG ;
- Et un générateur d'impulsions électriques sous les mêmes caractéristiques du nœud sinusal (pacemaker physiologique)

Si le nœud sinusal et/ou le système de conduction cardiaque présentent l'une des troubles de conceptions (chapitre II), des impulsions électriques sont automatiquement délivrées pour suppléer efficacement la fonction du nœud sinusal. Un système à la sentinelle facilité par le microcontrôleur 16F84 de Microchip permet d'établir une synchronisation entre le module ECG et le générateur d'impulsions électriques pour que ces derniers ne soient délivrés qu'en cas de défaillances du pacemaker physiologique (ou du système de conduction).

Ce projet était un challenge pour nous, de pouvoir appréhender le processus de prototypage d'un dispositif médical aussi complexe que le stimulateur cardiaque qui ne cesse de révolutionner la médecine en sauvant des vies des personnes qui étaient initialement condamnées à la mort. Bien sûr, on aurait pu rêver d'avoir de composants selon le besoin escompté mais malgré tout, avec les moyens du bord, la recherche a été passionnante.

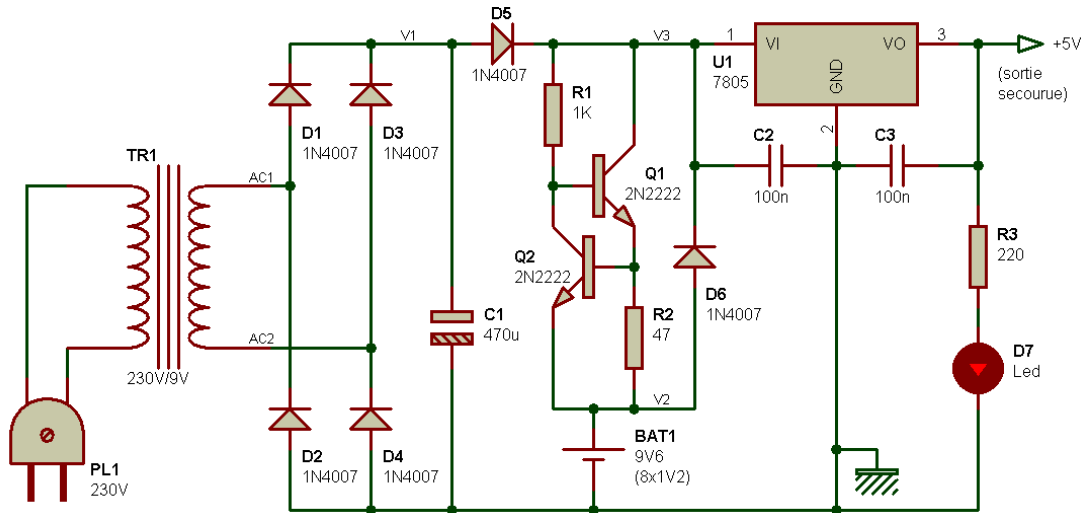
Des améliorations peuvent être opérées librement sur le prototypage réalisé. Il s'agit entre autre d'une miniaturisation du système global et un ajout indispensable de moyen de transmission à distance des paramètres du dit stimulateur cardiaque. Et ce, pour le contrôle et la bonne gestion de l'ensemble. Ce sera peut-être l'objet de recherches de futurs candidats dans les prochaines années, dans le cadre de nouveaux projets de fin d'Etudes ou autres de l'Instrumentation Biomédicale.

Références

- [1] David Prutchi, Michael Norris. Design and Development of Medical Electronic Instrumentation. A John Wiley & Sons, Inc., Publication.
- [2] James Moore, George Zouridakis. Biomedical technology and Devices Handbook. CRC press.
- [3] Bronzio, JD. The Biomedical Engineering HandBook. Second Edition. CRC press LLC. New York. 3189p
- [4] L. DE ROY. LOUVAIN MED. 118: S100-S108, 1999. Les Pacemakers: Applications pratiques.
- [5] The Springer. The Evolution of Pacemakers an Electronics Perspective.
- [6] L'Evolution du Pacemaker, article disponible sur <http://tpe-evolution-pacemaker.e-monsite.com/pages/developpement.html>.
- [7] ANDRE AUDREY, CLAUDEPIERRE ANNE CATHERINE. Soins infirmiers, Pacemaker et Défibrillateur implantable
- [8] Philippe Ritter, Wilhelm Fischer. Pratique de la stimulation cardiaque. Springer
- [9] PFE Hamed M.Hezam et Belmekfi M. Etude et réalisation d'un cardio-tachymètre à base du microcontrôleur 16F84
- [10] Laurent, Michel FRANÇOIS. Les différents types de Pacemakers : Utilisation en Médecine Vétérinaire
- [11] F. Netter. Atlas d'anatomie humaine
- [12] Thèse Mohamed Lamine TALBI, 2011. Analyse et traitement du signal électrocardiographique.
- [13] Dr Pierre Taboulet. L'ECG de A à Z, ISBN : 978-2-224-03101-5. Disponible également sur <http://www.e-cardiogram.com>
- [14] Thèse Didier, Marc, GAUVERT. Le pacemaker chez le chien
- [15] PFE, 2010. BADIR BENKRELIFA Lahouaria, GORINE Sihem. Etude et Réalisation d'un Stimulateur neuromusculaire.

ANNEXE

Annexe 1 : Alimentation de secours



Petite alimentation stabilisé typique

Cette alimentation permet de disposer d'une tension de +5 V ininterrompue, en cas de présence tension secteur, c'est cette énergie qui est mise à profit, et qui sert en même temps à recharger un ou plusieurs accumulateurs. En cas d'absence tension secteur, la pile de 9V prend relève pour fournir les 5V nécessaire pour le stimulateur cardiaque et pour l'alimentation de notre ECG.

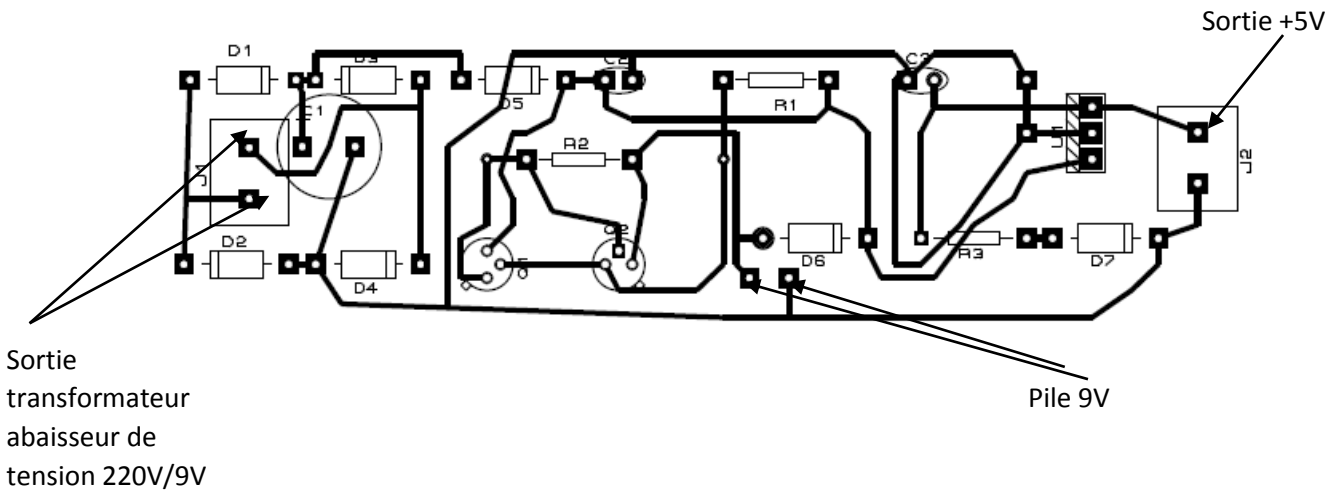
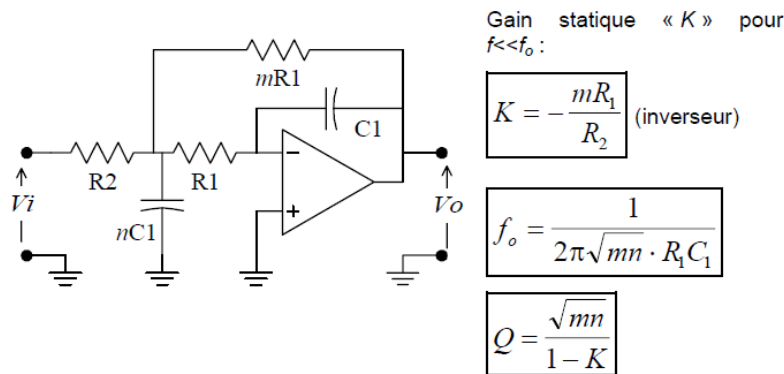


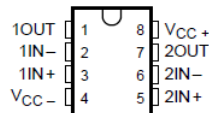
Schéma du Circuit imprimé et implantation des composants de l'alimentation stabilisée et secourue (Noter que D7 représente la LED rouge)

Annexe 2 : Filtre du second ordre de Sallen-Key



Annexe 3 : TL072

TL072, TL072A, TL072B
D, JG, P, OR PW PACKAGE
(TOP VIEW)



TL071, TL071A, TL071B, TL072
TL072A, TL072B, TL074, TL074A, TL074B
LOW-NOISE JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS
SLOS080D – SEPTEMBER 1978 – REVISED AUGUST 1996

15 DEVICES COVER COMMERCIAL, INDUSTRIAL, AND MILITARY TEMPERATURE RANGES

- Low Power Consumption
- Wide Common-Mode and Differential Voltage Ranges
- Low Input Bias and Offset Currents
- Output Short-Circuit Protection
- Low Total Harmonic Distortion
0.003% Typ
- Low Noise
 $V_n = 18 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ Typ at $f = 1 \text{ kHz}$
- High Input Impedance . . . JFET Input Stage
- Internal Frequency Compensation
- Latch-Up-Free Operation
- High Slew Rate . . . 13 V/ μs Typ
- Common-Mode Input Voltage Range
Includes VCC+

description

The JFET-input operational amplifiers in the TL07_ series are designed as low-noise versions of the TL08_ series amplifiers with low input bias and offset currents and fast slew rate. The low harmonic distortion and low noise make the TL07_ series ideally suited for high-fidelity and audio preamplifier applications. Each amplifier features JFET inputs (for high input impedance) coupled with bipolar output stages integrated on a single monolithic chip.

The C-suffix devices are characterized for operation from 0°C to 70°C. The I-suffix devices are characterized for operation from -40°C to 85°C. The M-suffix devices are characterized for operation over the full military temperature range of -55°C to 125°C.

absolute maximum ratings over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)†

Supply voltage, V_{CC+} (see Note 1)	18 V
Supply voltage, V_{CC-} (see Note 1)	-18 V
Differential input voltage, V_{ID} (see Note 2)	± 30 V
Input voltage, V_I (see Notes 1 and 3)	± 15 V
Duration of output short circuit (see Note 4)	unlimited
Continuous total power dissipation	See Dissipation Rating Table
Operating free-air temperature range, T_A : C suffix	0°C to 70°C
I suffix	-40°C to 85°C
M suffix	-55°C to 125°C
Storage temperature range	-65°C to 150°C
Case temperature for 60 seconds: FK package	260°C
Lead temperature 1,6 mm (1/16 inch) from case for 10 seconds: J, JG, or W package	300°C
Lead temperature 1,6 mm (1/16 inch) from case for 10 seconds: D, N, P, or PW package	260°C

† Stresses beyond those listed under "absolute maximum ratings" may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under "recommended operating conditions" is not implied. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.

- NOTES:
1. All voltage values, except differential voltages, are with respect to the midpoint between V_{CC+} and V_{CC-} .
 2. Differential voltages are at $IN+$ with respect to $IN-$.
 3. The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 V, whichever is less.
 4. The output may be shorted to ground or to either supply. Temperature and/or supply voltages must be limited to ensure that the dissipation rating is not exceeded.

DISSIPATION RATING TABLE

PACKAGE	$T_A \leq 25^\circ\text{C}$ POWER RATING	DERATING FACTOR	DERATE ABOVE T_A	$T_A = 70^\circ\text{C}$ POWER RATING	$T_A = 85^\circ\text{C}$ POWER RATING	$T_A = 125^\circ\text{C}$ POWER RATING
D (8 pin)	680 mW	5.8 mW/°C	33°C	465 mW	378 mW	N/A
D (14 pin)	680 mW	7.6 mW/°C	60°C	604 mW	490 mW	N/A
FK	680 mW	11.0 mW/°C	88°C	680 mW	680 mW	273 mW
J	680 mW	11.0 mW/°C	88°C	680 mW	680 mW	273 mW
JG	680 mW	8.4 mW/°C	69°C	672 mW	546 mW	210 mW
N	680 mW	9.2 mW/°C	76°C	680 mW	597 mW	N/A
P	680 mW	8.0 mW/°C	65°C	640 mW	520 mW	N/A
PW (8 pin)	525 mW	4.2 mW/°C	70°C	525 mW	N/A	N/A
PW (14 pin)	700 mW	5.6 mW/°C	70°C	700 mW	N/A	N/A
W	680 mW	8.0 mW/°C	65°C	640 mW	520 mW	200 mW



POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

Annexe 4 : Nomenclature du circuit d'amplificateur ECG

Circuits intégrés

4 TL072

LED

1 DEL rouge 3mm

Diode

4 diodes 1N4148

Condensateurs

3 condensateurs de 1 μF : C1, C2, C3

1 condensateur de 1 nF : C6

1 condensateur de 4,7 nF : C4

1 condensateur de 22 nF : C5

1 condensateur de 220 nF : C8

2 condensateurs électrochimiques de 470 μF : C7, C9

Résistances

3 Résistances de 2,2M Ω : R1, R2, R12

1 résistance de 1,2 M Ω : R15

1 résistance de 220 k Ω : R13

2 résistances de 150 k Ω : R10, R11

1 résistance de 100 k Ω : R17

1 résistance de 47 k Ω : R18

1 résistance de 39 k Ω : R14

6 résistances de 33k Ω : R6, R7, R8, R9,R20, R21

1 résistance de 27 k Ω : R19

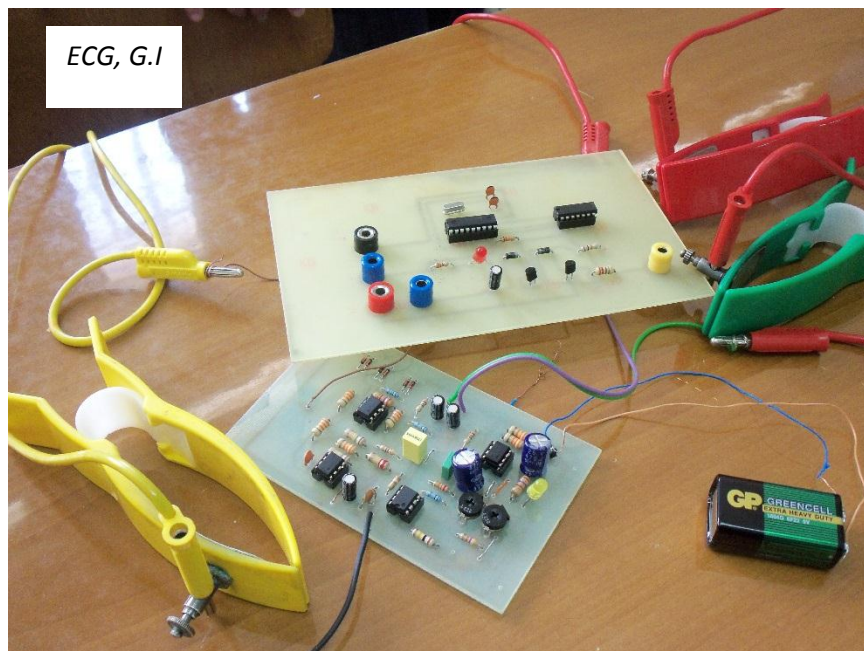
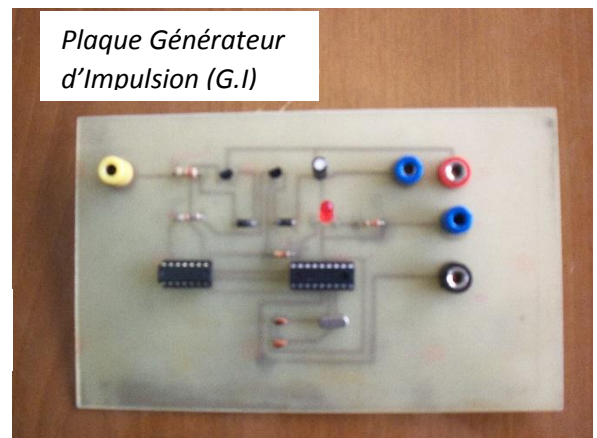
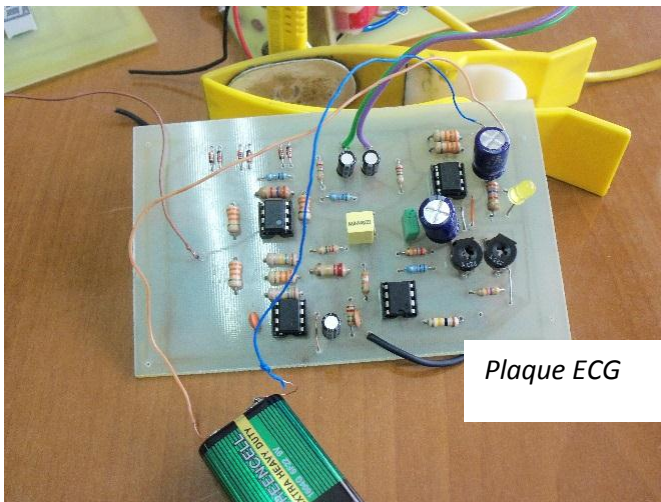
3 résistances de 10 k Ω : R3, R4, R16

2 résistances de 2,7 k Ω : R5, R22

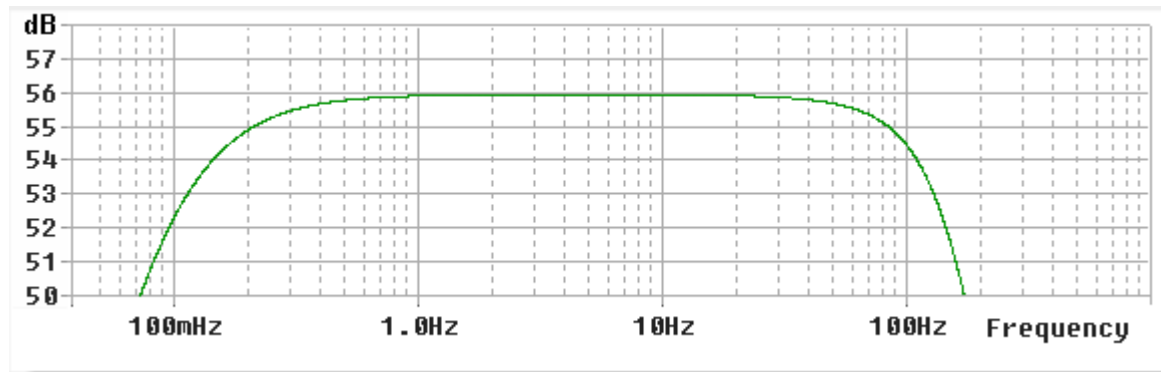
Résistances ajustables

2 AJ de 22 k Ω : AJ1, AJ2

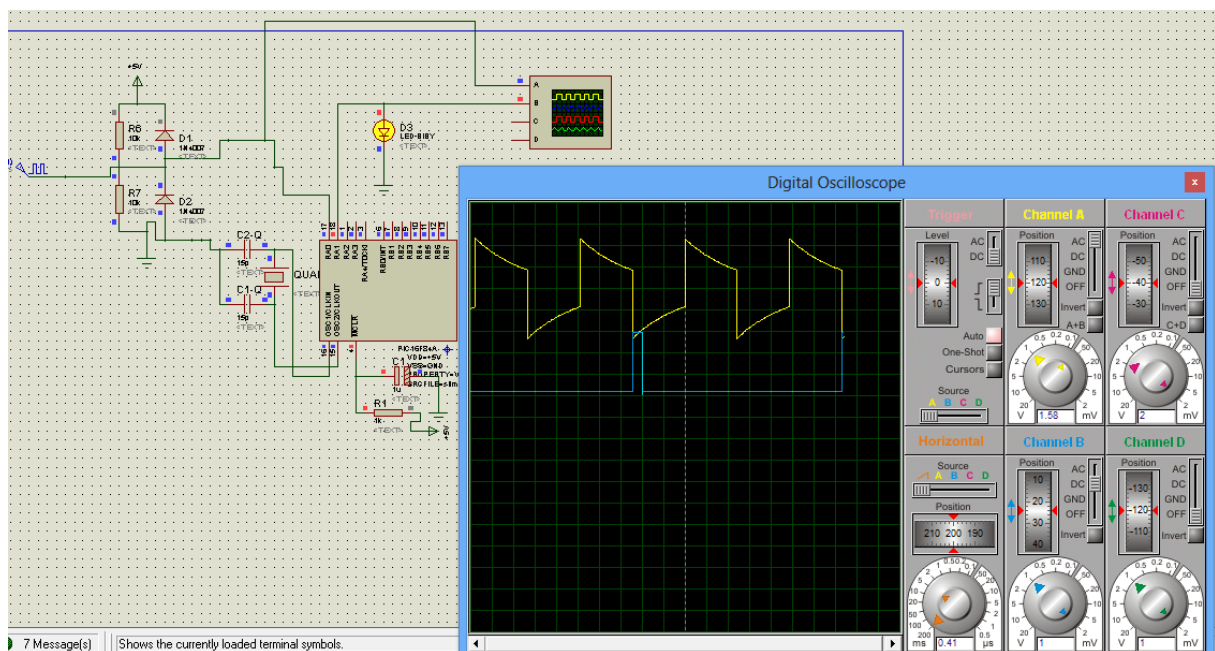
Annexe 5 : Photographies de plaques réalisées



Annexe 6 : Gain et bande passante de l'amplificateur ECG (simulation PSpice)



Annexe 7 : Simulation du Stimulateur cardiaque Sous Proteus Isis



Comportement du stimulateur cardiaque

On remarque que la LED jaune est allumée à chaque front montant de l'impulsion générée à l'aide du PIC 16F84 de Microchip. L'objectif de cette simulation est de vérifier les fonctionnalités du programme assembleur (page 71).

Tous les fichiers **.asm** et **.HEX** des programmes en langage Assembleur sont inclus dans le CD d'accompagnement de ce mémoire, disponible à la bibliothèque de la Faculté de Technologie, pôle Chetouane de l'Université Abou Bakr Belkaid Tlemcen.

RESUME

Le cœur est une pompe qui bat normalement approximativement 72 fois chaque minute. Ceci donne un nombre impressionnant de 38 million de battements chaque année. La membrane des cellules myocardiques peut être considérée comme un condensateur électrique. Si un stimulus électrique y est appliqué, un potentiel d'action est déclenché. Si la quantité de courant est suffisante, supérieure au seuil de dépolarisation, cette dépolarisation locale se propage de proche en proche pour envahir l'ensemble du muscle et engendrer la contraction. Pour stimuler un cœur, il faut donc créer un champ électrique localisé et temporaire pour dépolariser quelques cellules cardiaques au voisinage de l'électrode. Ce rôle est dévolu au système de stimulation comportant une pile couplée à un ensemble électronique délivrant du courant transmis au myocarde par une sonde munie à son extrémité d'une électrode en contact avec l'endocarde ou l'épicarde. Le stimulateur cardiaque délivre le stimulus nécessaire à l'activation myocardique et détecte l'activité intrinsèque. Les circuits électroniques vont moduler le comportement du stimulateur en fonction des programmes inscrits dans ses mémoires et de l'activité électrique spontanée.

Mots clés : *Cœur, Nœud sinusal, stimulation cardiaque, Pacemaker, Pic 16F84*

ABSTRACT

The heart is pump which normally beats about 72 times per minute. This record yields an impressive number of 38 million beats per year. The myocardic cells membrane can be assimilated to an electrical capacitor. Whether an electric stimulus is applied on it, an action potential is triggered. When there is enough amount of current, greater than the threshold depolarization, the local depolarization spreads closer and closer to fill up the whole muscles and generate contraction. For a heart to be stimulated, a temporary and localized electric field must be created to depolarize some heart cells in the electrode neighbouring. This task is devoted to a stimulation system made up of a battery coupled to an electronic unit supplying current to the myocardium by a probe provided at its end with an electrode in touch with the endocardial or epicardial. The pacemaker issues the necessary stimulus for the myocardial activation and detects intrinsic activity. Electronic circuits in terms of the programs enrolled in its memory and spontaneous electrical activity modulate the pacemaker's behaviour.

Key words: *Heart, Sino-atrial node, cardiac pacing, pacemaker, Pic 16F84*