

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université Mouloud MAMMARI, Tizi-Ouzou



Faculté de Génie Electrique et d'Informatique
Département d'Electronique

MEMOIRE DE FIN D'ETUDES

En vue de l'obtention du diplôme

De MASTER ACADEMIQUE
OPTION : INSTRUMENTATION BIOMEDICALE

Thème

Conception et réalisation d'un Holter

Proposé par : Mr. DJIOUA Smail

Dirigé par : Mr. ACHOUR Hakim

Soutenu le : 23/06/2014

Présenté par :

- Melle AHMED ZAID Soraya

Devant le Jury :

Président :

Mr. HADDAB .S

Examination:

Mme AMIROU Z.

Mr OUALLOUCHE F.

Promotion 2014

Remerciements

Je tiens à exprimer mes vifs remerciements à mon promoteur Mr H. ACHOUR pour ses précieux conseils tout au long de mon travail.

Je remercie tout particulièrement Monsieur DJIOUA Smail de m'avoir proposé ce sujet, et de m'avoir encadré durant ces années de Master en étant toujours disponible et encourageant, pour son aide et conseils et pour ses grandes valeurs humaines.

Madame Z.AMIROU, qu'elle trouve ici mes remerciements pour son soutien scientifique, son aide et sa disponibilité.

Je tien aussi a remercier Monsieur F.OUALLOUCHE, d'avoir été disponible à toute mes sollicitations.

Je remercie également les membres du jury qui m'ont fait l'honneur d'examiner mon travail.

J'aimerais adresser du fond du cœur mes plus fervents remerciements à mes parents, car nul autres qu'eux se sont plus sacrifiés pour mon bien et l'accomplissement de mon projets. Ils ont fait de moi ce que je suis aujourd'hui.

Dédicaces

Je dédie cet humble travail à :

- Mon très cher oncle Farid,

- Ma très chère mère,

- Ma très chère grand- mère,

- A mes tendres frère et sœurs,

- A tous mes oncles, tantes, cousins et cousines,

- A tout mes ami(e)s et camarades,

- A ceux que j'aime et qui m'aiment,

SOMMAIRE

Liste des figures	
Liste des tableaux	
Introduction	
Chapitre I : Le système cardiovasculaire et l'électrocardiographie	
I.1 Introduction	2
I.2 Le système cardio-vasculaire	2
I.2.1 Le cœur	2
I.2.2 Forme et localisation du cœur	2
I.2.3 Anatomie du cœur	3
I.2.4 Le réseau vasculaire	4
I.2.5 Activité mécanique cardiaque	6
I.2.6 Activité électrique du cœur	6
I.2.7 Automatisme cardiaque	9
I.3 Electrocardiographie	10
I.3.1 Principe de l'électrocardiographie	10
I.3.2 Electrocardiogramme	10
I.3.3 Les systèmes de dérivations	12
A. Loi d'Einthoven	12
B. Dérivation bipolaire	13
C. Dérivations unipolaires	15
I.4 Artéfacts visibles sur l'ECG	16
I.4.1 Bruits techniques	16
I.4.2 Artefacts physiques	17
I.5 Le Rythme et la fréquence cardiaque	19
I.5.1 Le rythme cardiaque	19
I.5.2 La fréquence cardiaque	19
I.6 Conclusion	20
Chapitre II : Appareils de l'électrocardiographie	
II.1 Introduction	22
II.2 Développement d'appareils d'enregistrement	22
II.2.1 Siphon enregistreur	22
II.2.2 L'Electromètre capillaire	22
II.2.3 Le galvanomètre à corde	22
II.2.4 L'Electrocardiographe	24
II.2.5 le Holter	26
II.2.6 Le moniteur cardiaque	26
II.2.6.1 Types des moniteurs	27
II.2.7 R-Test	28
II.2.8 Le holter implantable	29
II.3 Conclusion	30
Chapitre III : Conception d'un Holter	
III.1 Introduction	31
III.2 Les électrodes	31
Le choix des électrodes	32
III.3 Conception de la chaîne d'acquisition	33
III.3.1 Pré-amplification	33

III.3.2 Le filtrage	34
A. Analyse du circuit DRL	34
B. Filtre passe haut	35
C. Amplification	36
D. Filtre passe bas	37
III.4 Numérisation	37
III.4.1 L'échantillonnage	38
III.4.2 La quantification	38
III.4.3 Convertisseur analogique/numérique	38
□ Le choix du CAN	38
III.5. Le Microcontrôleur	39
III.5.1 Le dsPic	40
III.6 L'horloge RTC	41
III.7 Bus I2C	42
III.8 Mémoire de stockage	43
□ Le bus SPI	45
III.9 Transmission de données	46
III.9.1 La télémédecine	47
□ Définition	47
III.9.2 Transmission sans fil du signal ECG	49
A. EDGE TELIT GC864	50
III.10 Réception et affichage des données	51
III.11 L'alimentation autonome	51
III.12 Fonctionnement de notre système	52
III.12.1 Calcul du pouls	53
III.12 .2 Organigramme de la sauvegarde	54
III.12 .3 Organigramme de la transmission des données	55
III.13 Conclusion	56

Chapitre IV : Réalisation de notre système Holter

IV. Introduction	57
IV.1 Outils utilisés	57
IV.1.1 Logiciels utilisés	57
A. Un logiciel de simulation : National Instruments / Multisim 12	57
B. Un logiciel de conception électronique	58
C. Logiciel de programmation	58
IV.1.2 Appareillages utilisés	59
A. Oscilloscope	59
B. Multimètre digital	60
C. Lab d'essai	60
D. Système de développement	61
E. Alimentation stabilisé	61
IV.2 Réalisation électronique	62
IV.2.1 Réalisation des schémas électronique	62
1- Partie analogique	62
A. Alimentation autonome	62
B. Acquisition du signal	64
2- Partie numérique	71
A – L'horloge RTC	72
B- Carte SD	73

C- CPU dsPIC 30F4013	73
D- Reset système	73
E- Oscillateur	74
Le coût de la réalisation	76
IV.3 Logiciel de gestion	77
1- Routine d'initialisation du dsPIC	77
2- Routine d'initialisation du bus I2C	77
3- Routine d'initialisation du bus SPI	78
4- Routine d'initialisation de l'UART	78
5- Routine Horloge RTC	78
Conclusion	
Référence bibliographiques	
Annexes	

Liste des figures

Figure I.1	Localisation du cœur dans la cage thoracique	3
Figure I.2	Anatomie du cœur et des vaisseaux associés	3
Figure I.3	Schéma du circuit sanguin	5
Figure I.4	Les phases du potentiel d'action d'une cellule du muscle cardiaque	7
Figure I.5	L'activité électrique du cœur	9
Figure I.6	Les différentes déflexion et intervalles de l'ECG normal	10
Figure I.7	Triangle d'Einthoven	11
Figure I.8	Système de Wilson	14
Figure I.9	Dérivations unipolaires	14
Figure I.10	Dérivations thoraciques	15
Figure I.11	Interférence secteur 50 Hz	16
Figure I.12	Bruit dû aux mouvements des électrodes	17
Figure I.13	Dérive de la ligne de base	18
Figure I.14	Bruit myoélectrique ou tremblement somatique	18
Figure I.15	Densité spectrale de puissance du complexe QRS, des ondes P et T, du bruit d'origine musculaire ou dû aux mouvements respiratoires ou autres.	20
Figure II.1	Galvanomètre à corde	23
Figure II.2	Electrocardiographe	24
Figure II.3	Holter	26
Figure II.4	Moniteur cardiaque.	28
Figure II.5	R-Test	28
Figure II.6	Holter implantable	30
Figure III.1	Les différentes électrodes existantes	32
Figure III.2	Electrode finalement utilisée de 50mm de diamètre	33
Figure III.3	L'amplificateur d'instrumentation	33
Figure III.4	Schéma d'un DRL	34
Figure III.5	Schéma de l'amplificateur	36
Figure III.6	Gabarit du filtre passe bas actif.	36
Figure III.7	Schéma du filtre Sallen Key passe bas Butterworth	37
Figure III.8	dsPic 30F4013	41
Figure III.9	L'horloge temps réel	42
Figure III.10	Représentation de différentes broches d'une carte SD	44
Figure III.11	Bus SPI 1 maître 1 esclave	46
Figure III.12	Structure générale du système.	49
Figure III.13	Telit GC864.	50
Figure III.14	Communication avec la base de données	51
Figure III.15	Organigramme de fonctionnement du système	52
Figure III.16	Organigramme du pouls.	53
Figure III.17	Organigramme de la sauvegarde des données	54
Figure III.18	Organigramme de la transmission des données	55
Figure IV.1	Logiciel de simulation Multisim 12	57
Figure IV.2	Logiciel de conception électronique Altium designer version 2014	58
Figure IV.3	Logiciel MikroC Pro pour dsPic	59
Figure IV.4	UNI-T UTD2052CL	59
Figure IV.5	Multimètre Digital UT60D	60
Figure IV.6	Lab d'essai	60
Figure IV.7	EASYdsPC 4A	61

Figure IV.8	Alimentation stabilisée et régulée	61
Figure IV.9	Tension de +5V régulée	62
Figure IV.10	Tension de -5V régulée	62
Figure IV.11	Tension de +3.3V régulée	63
Figure IV.12	Vue 3D de la carte d'alimentation autonome	63
Figure IV.13	Typon de la carte d'alimentation autonome	64
Figure IV.14	Etage d'amplification	65
Figure IV.15	Signal à la sortie de l'AD620	66
Figure IV.16	Etage de la DRL	66
Figure IV.17	Etage du filtre passe haut passif	67
Figure IV.18	Etage de l'amplification AOP	67
Figure IV.19	Etage de filtre passe bas Butterworth	68
Figure IV.20	Signal acquis après filtrage et amplification	68
Figure IV.21	Vue 3D de la carte d'acquisition	69
Figure IV.22	Typon de la face soudure de la carte d'acquisition	69
Figure IV.23	Typon de la face composant de la carte d'acquisition	70
Figure IV.24	Schéma de la carte numérique	71
Figure IV.25	Typon de la carte numérique	72
Figure IV.26	Horloge RTC	72
Figure IV.27	Interface carte microSD	73
Figure IV.28	CPU dsPIC 30F4013	73
Figure IV.29	Bouton reset Système	74
Figure IV.30	Oscillateur	74
Figure IV.31	Module GSM/GPRS	75

Liste des tableaux

Tableau 1	Le format de stockage des données.....	43
Tableau 2	Calcul de la capacité du signal ECG.....	44
Tableau 3	Description des broches d'une carte mémoire SD.....	45
Tableau 4	Nomenclature de la carte d'alimentation.....	64
Tableau 5	Nomenclature de la carte de numérisation.....	70
Tableau 6	Nomenclature de la carte numérique.....	76

Introduction

Introduction

Les maladies cardiovasculaires représentent la cause la plus fréquente de décès dans le monde selon les études statistiques annuelles faites au niveau de l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS).

Par conséquent, le diagnostic de ces maladies dangereuses semble une tâche vitale. Dans les services de cardiologie au niveau des hôpitaux, le signal électrocardiogramme (ECG) reste encore l'un des outils prédominants et les plus largement utilisés pour le diagnostic et l'analyse des arythmies cardiaques.

En réalité, l'examen ECG est un outil non invasif effectué par le médecin en vue d'explorer le fonctionnement du cœur par l'emploi des électrodes externes mises en contact de la peau. Il s'agit d'un signal qui reflète l'activité électrique du cœur.

Actuellement le domaine médical exige de nouvelles techniques et technologies, afin d'évaluer l'information d'une manière objective. Cela est dû aux développements récents dans l'électronique qui a poussé l'informatique à un stade de plus en plus avancé. Ceci a permis d'avoir des appareils de plus en plus performants permettant d'exécuter des algorithmes complexes et de tester de nouvelles approches.

La télémédecine regroupe les pratiques médicales permises ou facilitées par les télécommunications. Ces derniers, et les technologies qui sont associées, permettent la prestation de soins de santé à distance et l'échange de l'information médicale s'y rapportant.

Dans ce cadre, de nombreuses études ont porté sur la conception d'un système qui transmet le signal ECG vers les centres de santé, en utilisant les différents réseaux.

C'est dans ce contexte que s'inscrit ce mémoire, l'objectif donc est de proposer un système permettant l'acquisition du signal ECG puis, sa transmission à distance, en utilisant le réseau GPRS/EDGE vers le centre de santé au niveau duquel s'effectue le traitement tout en restant autonome, ce qu'on appelle la télésurveillance.

Dans ce cadre, nous avons partagé notre travail comme suit :

Le premier chapitre présentera, sommairement le fonctionnement du système cardiovasculaire et permet de comprendre l'origine des signaux électriques enregistrés par l'électrocardiogramme. Dans le deuxième chapitre nous allons présenter les différents appareils ECG existant. Dans le troisième chapitre nous allons présenter une description des différentes

étapes qui permettent l'acquisition, la numérisation et la transmission du signal ECG, l'ensemble de ces opérations est regroupé dans deux cartes, l'une analogique et l'autre numérique.

Dans le chapitre quatre, nous présenterons notre réalisations avec les différents outils et logiciels utilisées ainsi le résultat obtenu.

Nous terminerons notre travail par une conclusion général et les perspectives envisagées pour améliorer notre système.

Chapitre I

I.1 Introduction

Ce chapitre présente le fonctionnement général du système cardiovasculaire puis, de manière plus détaillée, le principe de l'ElectroCardioGramme (ECG). Cette présentation se limitera aux données nécessaires pour bien mener le reste du mémoire. Le lecteur intéressé par une approche médicale plus approfondie pourra se reporter aux différentes références bibliographiques.

I.2 Le système cardio-vasculaire

Le système cardio-vasculaire appelé aussi système circulatoire assure la circulation du sang dans l'organisme. Il permet d'alimenter les tissus cellulaires en oxygène et en nutriments et d'évacuer les déchets vers les reins et le dioxyde de carbone vers les poumons. Ce système est composé d'un organe pompe, le cœur, et d'un réseau fermé de conduits qui permettent le transport du sang, le système vasculaire (les veines et les artères).

I.2.1 Le cœur

Le cœur est l'élément central du système cardiovasculaire. Nous décrivons dans la suite du chapitre l'anatomie et le fonctionnement électrique d'un cœur sain.

I.2.2 Forme et localisation du cœur

Le cœur est un petit organe de 10 cm de long, son poids est variable : 270g chez l'homme et 250g chez la femme. Il a grossièrement la forme d'un cône dont la base est orientée vers la clavicule droite et l'apex¹ vers la hanche gauche. Le cœur est localisé dans la région centrale de la cavité thoracique nommée le médiastin² ; il s'étend de la 2^e côte au 5^e espace intercostale (figure. I.1). En conséquence, il est situé sous le sternum, il est bordé latéralement par les deux poumons et il repose, dans sa partie inférieure, sur le diaphragme. [1].

¹ L'apex : il s'agit du nom que l'on donne au sommet d'un organe.

² Le médiastin: ce terme désigne la région centrale de la cavité thoracique.

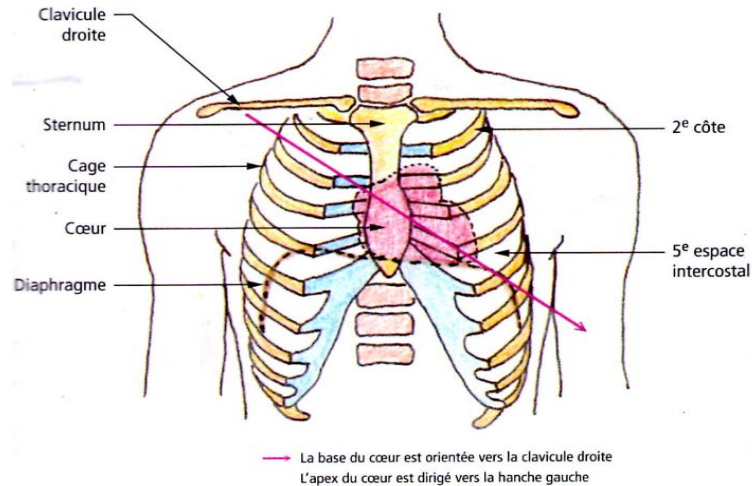


Figure. I.1. Localisation du cœur dans la cage thoracique. [1]

I.2.3 Anatomie du cœur

Le cœur est un organe creux et contractile dont le rôle principal est d'assurer la fonction de pompage. Il est connecté au reste de l'organisme par le biais de vaisseaux associés : les deux veines caves (inférieure et supérieure), les artères pulmonaires, et l'aorte, comme l'illustre la figure I.2. [2]

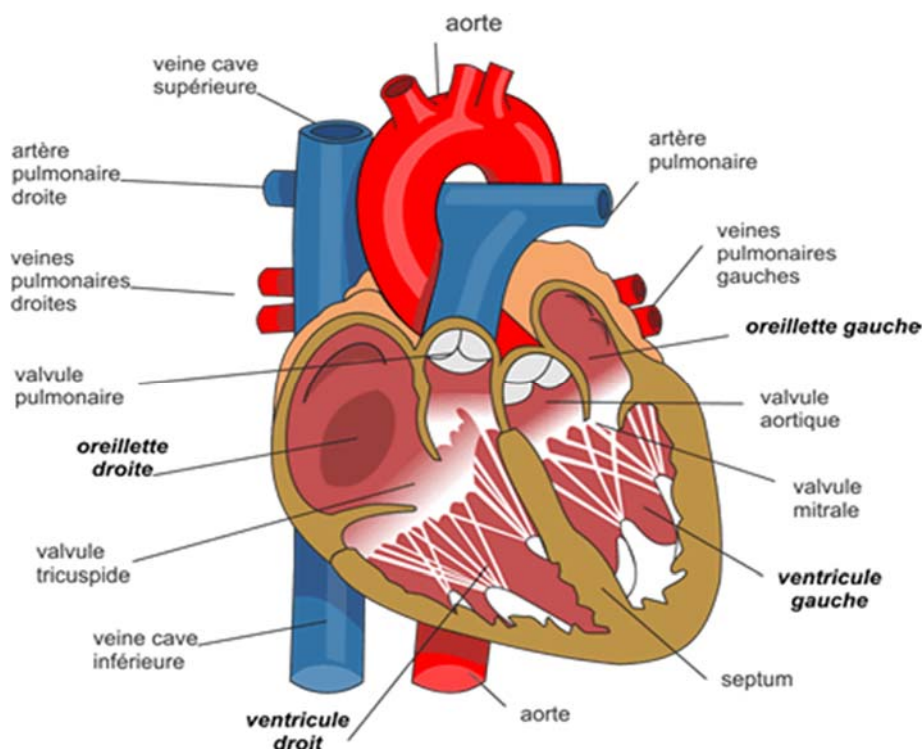


Figure. I.2. Anatomie du cœur et des vaisseaux associés. [3]

Le cœur comprend deux parties indépendantes, le cœur droit et le cœur gauche qui fonctionnent de façon synchrone. Le cœur droit envoie le sang chargé de déchets de

l'organisme, principalement le CO₂, vers les poumons (circulation pulmonaire). Le sang est ainsi oxygéné et décharge du CO₂, il revient au cœur gauche qui l'envoie à tous les organes du corps (circulation systémique). Chacune des parties comporte deux cavités : une oreillette et un ventricule, reliés entre eux par une valve qui assure un passage unidirectionnel du sang. Pour la cavité droite, cette valve d'admission est la valve tricuspide; pour la cavité gauche c'est la valve mitrale. Il existe aussi des valves d'échappement qui assurent la communication entre le ventricule droit et l'artère pulmonaire (valve pulmonaire), ainsi qu'entre le ventricule gauche et l'artère aorte (valve aortique). Ces deux valves se trouvent à l'entrée de l'aorte et de l'artère pulmonaire respectivement [2].

A l'état normal, ces valves d'admission et d'échappement empêchent le sang de refluer et ne peuvent être ouvertes en même temps.

La paroi du cœur est formée d'un tissu musculaire appelée le myocarde qui est composé de cellules musculaires cardiaques spécialisées, les cardiomyocytes, qui ne ressemblent à aucun autre tissu musculaire du corps. Ces cellules sont intétanisables, ce qui signifie qu'elles sont incapables de contraction prolongée. De plus, elles sont spontanément excitables, leurs dépolarisation et repolarisation rythmique est indépendant du système nerveux [4]. Les tissus annexes du myocarde sont l'endocarde, qui le tapisse à l'intérieur, et le péricarde, qui l'entoure de l'extérieur [5].

I.2.4 Le réseau vasculaire

Le circuit sanguin est présenté par la figure I.3. Le cœur est une double pompe qui dessert deux circulations. Le côté droit du cœur est la pompe de la circulation pulmonaire (petite circulation) qui va aux poumons, puis revient au côté gauche du cœur. Le côté gauche emprunte la circulation systématique (grande circulation) pour transporter le sang vers les tissus de l'organisme et le rapporter ensuite au cœur. Le sang qui passe dans la circulation pulmonaire absorbe de l'oxygène et se débarrasse de son gaz carbonique (ce phénomène est représenté par le passage du bleu au rouge). Quant au sang de la circulation systématique il abandonne son oxygène et absorbe du gaz carbonique (passage du rouge au bleu). Les deux artères pulmonaires transportent le sang vers les poumons. Dans les poumons, le sang se débarrasse du gaz carbonique et absorbe de l'oxygène. Il emprunte ensuite les veines pulmonaires pour retourner au cœur dans l'oreillette gauche. Cette circulation est unique en son genre, car habituellement les veines transportent un sang relativement pauvre en oxygène

vers le cœur et les artères convoient un sang riche en oxygène du cœur vers l'ensemble de l'organisme. Dans la circulation pulmonaire, la situation est inversée [2].

Le côté gauche du cœur est la pompe de la circulation systématique. A sa sortie des poumons, le sang fraîchement oxygéné entre dans l'oreillette gauche puis dans le ventricule gauche, qui l'expulse dans l'aorte. De là, les petites artères systématique transportent le sang jusqu'aux tissus, où gaz et nutriments sont échangés à travers les parois des capillaires. Le sang, encore une fois chargé de gaz carbonique et délesté de son oxygène, retourne au côté droit du cœur par les veines systématiques : il entre dans l'oreillette droite par les veines cave supérieure et inférieure. Ce cycle se répète continuellement. [3]

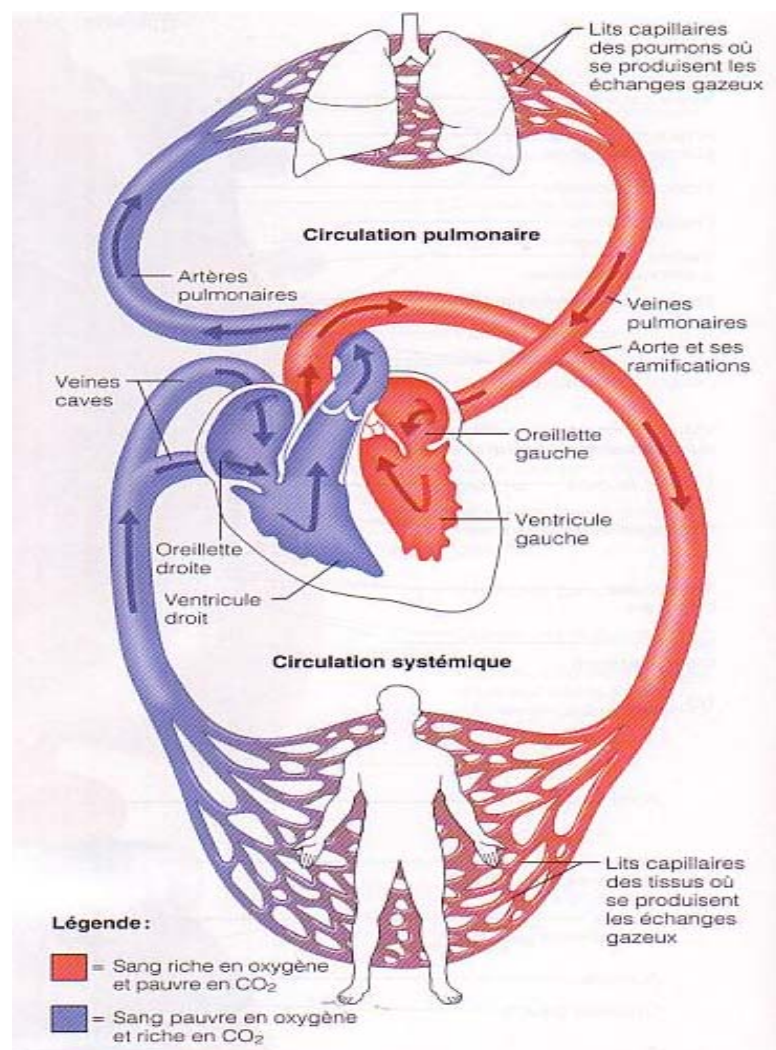


Figure.I.3. Schéma du circuit sanguin. [3]

I.2.5 Activité mécanique cardiaque

Le cœur se contracte rythmiquement de façon automatique et indépendante de la volonté, Cette contraction est contrôlée par le système nerveux central : du bulbe rachidien partent des nerfs qui peuvent accélérer (effort, émotion) ou ralentir (repos) le rythme cardiaque. Mais même isolé un cœur continue à battre seul car il possède un tissu spécial qui au sein du muscle, assure la contraction autonome du cœur [2,9].

Le travail du cœur se divise en deux périodes : la systole et la diastole.

- La systole est la période correspondant à l'éjection du sang dans la grande et petite circulation. Elle se décompose en trois phases: la systole auriculaire, la contraction ventriculaire isovolumique et la systole ventriculaire [9].
 - La systole auriculaire est la contraction des oreillettes lorsque celles-ci sont remplies de sang.
 - La contraction ventriculaire isovolumique commence lorsque les cellules musculaires du myocarde ventriculaire se contractent.
 - La systole ventriculaire commence lorsque les pressions dans les ventricules dépassent les pressions dans l'artère pulmonaire et l'aorte.
- La diastole est la phase de relaxation du cœur pendant laquelle il se remplit de sang. Cette période est composée de deux phases: la relaxation ventriculaire isométrique et la phase de repos.
 - La relaxation ventriculaire fait suite à la systole. Les ventricules se relâchent, la Pression chute jusqu'à être inférieure à celle exercée dans l'aorte et l'artère pulmonaire.
 - La phase de repos est celle pendant laquelle le sang des veines caves et pulmonaires s'écoule librement dans les ventricules via les oreillettes [6].

I.2.6 Activité électrique du cœur

Le mécanisme cardiaque, qui comprend l'expulsion du sang et l'ouverture-fermeture des valves, fonctionne uniquement grâce aux contractions du myocarde. Ces contractions sont déclenchées par la propagation de proche en proche du potentiel d'action à travers les cellules myocardiques. Chaque cellule myocardique réagit à un stimulus électrique grâce à une membrane semi-perméable aux ions. Au repos, l'intérieur de la membrane cellulaire est chargé négativement par rapport à l'extérieur qui est pris comme référence. Dans cet état électrique stable on dit que la cellule est polarisée [2,10].

Lorsque la cellule est stimulée électriquement, les propriétés de la membrane se modifient et sa perméabilité aux ions augmente. Les échanges ioniques à travers la membrane des cellules myocardiques donnent naissance au potentiel d'action [2,10].

La figure I.4 montre l'effet des échanges ioniques transmembranaires sur le potentiel d'action.

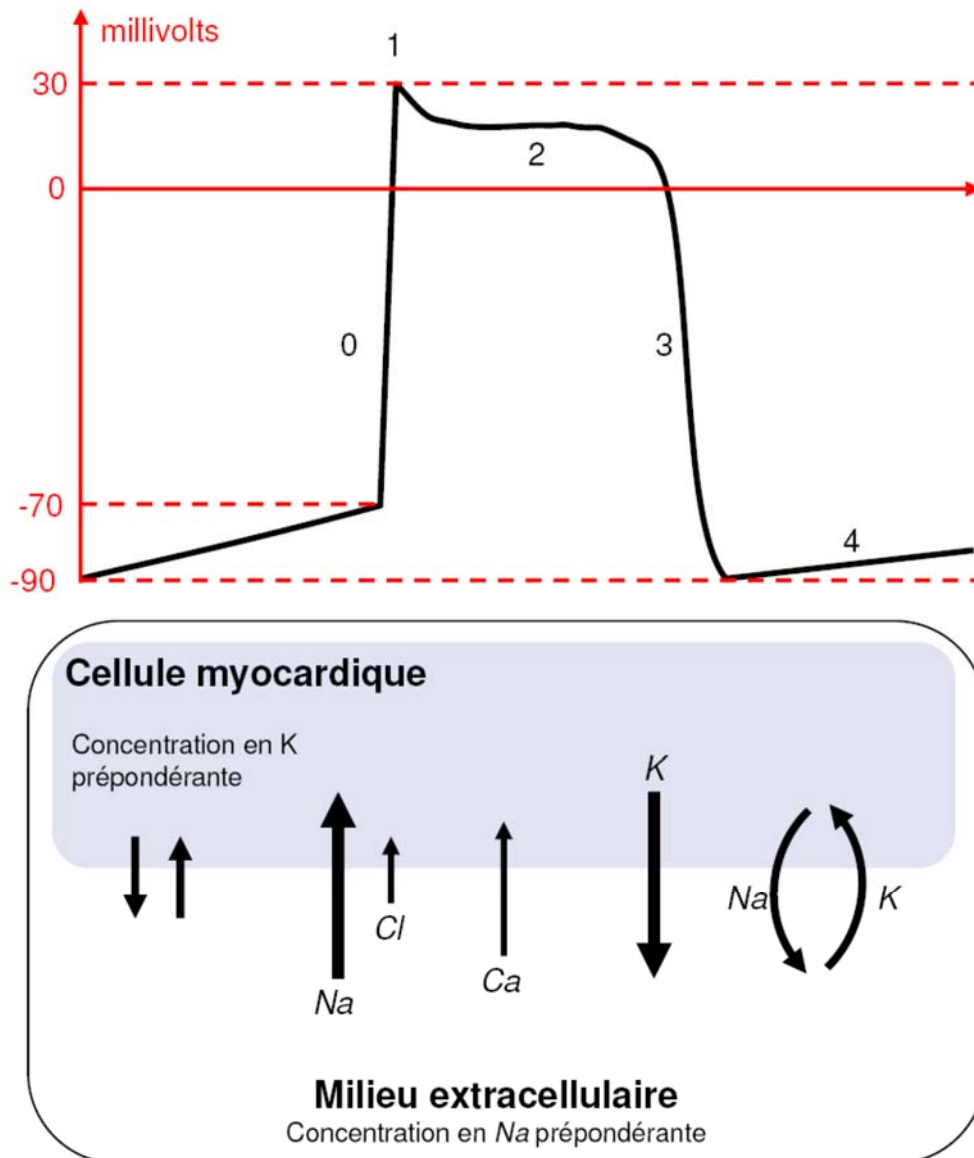


Figure.I.4. Les phases du potentiel d'action d'une cellule du muscle cardiaque.[2]

La phase 0 : c'est la phase de dépolarisation rapide, elle est caractérisée par l'irruption des ions de sodium Na^+ à l'intérieur de la cellule et concourent à l'établissement d'un déséquilibre électrique entre l'intérieur et l'extérieur [8].

La phase 1 : c'est la phase de repolarisation précoce. Elle correspond à la fermeture des canaux sodium et l'ouverture des canaux potassium K^+ . cette ouverture permet aux ions K^+ de suivre le gradient électrostatique [8].

La phase 2 : la fuite de potassium se poursuit mais l'entrée des ions de calcium Ca^{++} à l'intérieur de la membrane permet le maintien de la dépolarisation en plateau car il y'a un équilibre entre charges entrantes Ca^{++} et sortantes K^+ [8].

La phase 3 : l'accroissement de conductance au potassium est responsable des charges négatives intracellulaires, et donc de la repolarisation finales [8].

La phase 4 : elle correspond à la phase de repos. On obtient l'équilibre avec une différence de potentiel négative [8].

L'excitabilité de la cellule, qui est la capacité d'une cellule myocardique à conduire un potentiel d'action, c'est-à-dire à générer un potentiel d'action en réponse à une stimulation, peut être décomposée en trois phases spécifiques.

- La période réfractaire absolue (P.R.A.) : période pendant laquelle tout stimulus externe n'a aucun effet sur la cellule (aucune excitation possible).
- La période réfractaire effective (P.R.E.) : période incluant la P.R.A., on y ajoute une phase pendant laquelle la cellule peut être stimulée mais ne conduit pas.
- La période réfractaire relative (P.R.R.) : période pendant laquelle seul un stimulus puissant peut générer un potentiel d'action.

De plus, le stimulus originel doit être supérieur au seuil d'excitabilité pour pouvoir déclencher le processus et doit être bien plus puissant encore en période réfractaire relative. On voit donc que la commande de contraction des cellules myocardiques est temporisée par les périodes réfractaires. La période globale du cycle cardiaque est ainsi soumise aux périodes réfractaires de chaque cellule. L'activation de proche en proche des cellules ne se fait que dans un certain sens (des cellules nodales jusqu'aux cellules myocardiques les plus éloignées) établissant un front directionnel de la dépolarisation du myocarde. La période réfractaire, jouant le rôle tampon d'empêcher un retour de stimulation dans le sens inverse, contribue à stabiliser l'activité électrique myocardique [8].

Séquence normale d'activation cardiaque : Dans une séquence normale d'activation cardiaque telle que décrite par Tawara, le stimulus de départ du cycle cardiaque est généré par les cellules nodales du nœud sinusal. En suivant le parcours de cette onde électrique, on peut faire le lien avec le cycle mécanique [7]. Tout d'abord les cellules des oreillettes sont

dépolarisées, ce qui provoque leur contraction (systole auriculaire), l'onde traverse le nœud auriculo-ventriculaire et le septum inter-ventriculaire, puis les deux ventricules se dépolarisent (systole ventriculaire). Enfin, les cellules du myocarde entrent en repolarisation (relaxation ventriculaire) puis stabilisation (phase de repos) [7].

I.2.7 Automatisation cardiaque

Il existe un automatisme cardiaque, c'est-à-dire, le cœur génère sa propre activité. Différents centres au niveau du cœur permettent d'avoir cet automatisme :

- Le nœud Sino-Atrial(SA)
- Le nœud Atrio-Ventriculaire(AV)
- Le faisceau de Purkinje.

Ces différentes structures permettent un automatisme avec des fréquences allant de 60 à 80 battements par minute. La progression de cette activité se produit le long de l'oreillette pour se propager au faisceau de His, aux branches de division de ce faisceau puis à l'ensemble du myocarde. Les parties du cœur participant à la propagation de cette activité sont visibles sur la coupe longitudinale du cœur présentée sur la figure I.5 [8].

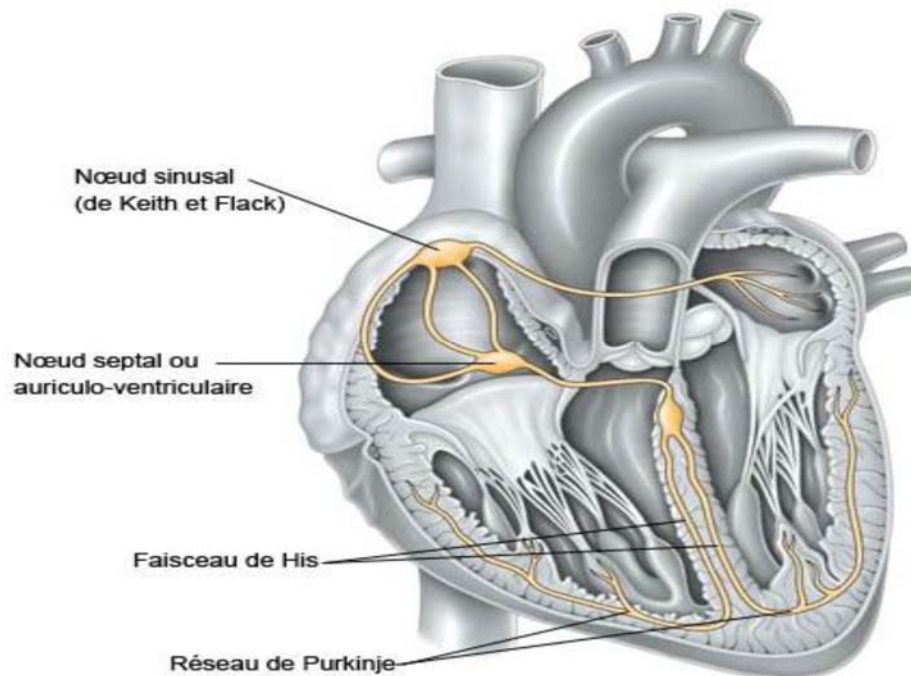


Figure I.5.L'activité électrique du cœur. [11]

I.3 Electrocardiographie

Le corps humain étant électriquement conducteur, les potentiels d'action générés de l'activité cardiaque du cœur se fait sur un plan frontal ou sur un plan horizontal selon l'emplacement des électrodes. La représentation graphique d'une telle activité est appelée : EléctroCardioGramme (ECG) [12].

I.3.1 Principe de l'électrocardiographie

L'électrocardiogramme (ECG) repose sur un certain nombre de conventions et de postulats [12,13] :

- On admet que le corps humain constitue un milieu conducteur homogène.
- Le cœur dans sa totalité est constitué d'une infinité de cellules myocardiques élémentaires. On assimile le cœur dans sa globalité à une fibre musculaire unique, à condition que les électrodes d'enregistrement soient suffisamment éloignées.
- Les effets du processus d'action du cœur sur le champ électrique corporel peuvent être assimilés à ceux d'un dipôle électrique
- Les électrodes de l'enregistrement sont placées loin du cœur. les variations du champ électrique produit à la surface du corps.

I.3.2 Electrocardiogramme

L'ECG se présente comme une suite de déflexion (ondes électrique) séparées par des intervalles, correspondant, chacune, à une phase de fonctionnement du cœur comme montré sur la Figure I.6 [14]

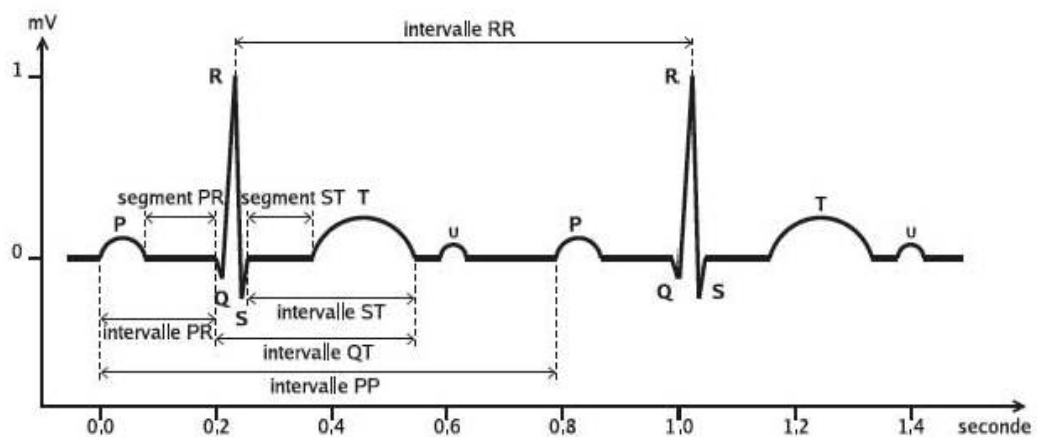


Figure.I.6. Les différentes déflexion et intervalles de l'ECG normal.[15]

- **Onde P** : normale, d'origine sinusale, a une forme arrondie. Sa durée est inférieure à 120ms, son amplitude est inférieure à 0.2 mV, le début de l'onde P correspond à la dépolarisation de l'oreillette droite, la fin de l'onde P correspond à la dépolarisation de l'oreillette gauche. Sa forme ne varie pas tout au long de l'enregistrement. Une onde P de forme variable peut révéler la présence d'un ou de plusieurs foyers ectopiques auriculaires [16]. Les ondes P anormalement larges ou amples traduisent une dilatation d'une des oreillettes, symptôme qui ne nécessite pas en soi un traitement particulier, mais qui est souvent révélateur d'un problème sous-jacent d'hypertension artérielle pulmonaire, d'insuffisance cardiaque ou d'une valvuloplastie (mitrale, tricuspide ou aortique), par exemple [16].
- **Intervalle P-R** : (durée de conduction auriculo-ventriculaire), c'est le temps séparant le début de l'onde P (dépolarisation oreillettes) du début du QRS (début de la dépolarisation ventriculaire) sa durée reflète la conduction entre le nœud sinusal et le nœud auriculo-ventriculaire qui doit être comprise entre 0.12s et 0.2s [16].
- **Le complexe QRS**: de morphologie normale est formé de trois déflexions successives : l'onde Q, petite déflexion négative, suivi de l'onde R, grande déflexion positive et enfin l'onde S, petite déflexion négative. Ce complexe correspond à la dépolarisation de l'ensemble des ventricules ; son amplitude variable est comprise entre 5 et 20 mV et sa durée normale est comprise entre 85 et 95 ms [16].
- **Segment ST** : il correspond au début de la repolarisation ventriculaire. Il est généralement isoélectrique et suit horizontalement la ligne de base [8].
- **Intervalle QT** : cet intervalle va de début du complexe QRS à la fin de l'onde T, il représente la durée de l'activation ventriculaire. Sa durée est inversement proportionnelle à la rapidité du rythme cardiaque soit, plus le rythme est rapide, plus QT est court [8].
- **Intervalle ST ou RST** : il sépare la fin de dépolarisation (fin du complexe QRS) et le début de la repolarisation ventriculaire (début de l'onde T).sa durée est comprise entre 50 et 150ms [8,17].
- **Onde T** : elle correspond à la repolarisation des ventricules. L'onde T normale à une amplitude plus faible que le complexe QRS [16,17].
- **Onde U** : est une onde positive qui suit l'onde T. Elle traduirait la repolarisation ventriculaire lente. L'onde U est caractérisée par :
 - Une amplitude (hauteur) inférieure ou égale à 2 mV
 - De largeur de 200ms.

- **Intervalle R-R** : (fréquence des battements cardiaques). cet intervalle représente l'espace entre deux ondes R consécutives qui correspond au délai entre deux dépolarisations des ventricules et dont la durée détermine la fréquence cardiaque instantanée FC [8,17].
- **Intervalle PP** : l'intervalle PP correspond au délai entre deux dépolarisations des oreillettes [8,17].

I.3.3 Les systèmes de dérivations

L'acquisition du signal électrocardiographie est assurée par des électrodes de surface, dont leur emplacement sur le thorax du patient définit un type de dérivation. Les emplacements des électrodes sur le thorax du patient sont choisis de manière à explorer la quasi-totalité du champ électrique cardiaque [6].

A. Loi d'Einthoven

Einthoven a imaginé les dérivations périphériques en disposant les électrodes loin du cœur c'est-à-dire aux extrémités du bras droit **R**, du bras gauche **L** et de la jambe gauche **F** formant ainsi un triangle équilatéral dont le cœur occupe le centre géométrique comme montré sur la Figure.I.7. Les côtés du triangle représentent les d.d.p entre ses sommets [13]:

- **DI** (première dérivation) = $V_L - V_R$: enregistre les différences de potentiel électrique entre le poignet droit et le poignet gauche.
- **DII** (deuxième dérivation) = $V_F - V_R$: enregistre les différences de potentiel électrique entre le poignet droit et la jambe gauche.
- **DIII** (troisième dérivation) = $V_F - V_L$: enregistre les différences de potentiel électrique entre le poignet gauche et la jambe gauche.

Théoriquement, on a la relation : $DI + DIII = DII$ [18].



Figure.I.7. Triangle d'Einthoven. [19]

B. Dérivation bipolaire

Les trois dérivations bipolaires périphériques DI, DII, DIII ont été déterminées par Einthoven en 1906. Elles sont constituées par deux électrodes identiques ; standardisées parfaitement car elles présentent une résistance propre, appliquées en deux endroits différents, symétriques par rapport au cœur, c'est à dire en pratique équidistantes du cœur. Elles explorent l'activité cardiaque dans le plan frontal [2,20].

C. Dérivations unipolaires

La dérivation unipolaire est constituée par deux électrodes différentes dont :

- **L'électrode active** est seule exploratrice, car elle est placée plus ou moins près du cœur, à l'endroit où l'on veut enregistrer les variations de potentiel. Elle est alors seule responsable du graphique final [21].
- **L'électrode dispersive ou indifférente** est placée à un endroit éloigné du cœur, où les variations de potentiel peuvent être considérées comme nulles ou du moins négligeables. A cet effet, Wilson a imaginé un endroit : **la borne centrale V** est le point de réunion, par l'intermédiaire de résistances de 5 k Ω , des trois électrodes périphériques d'Einthoven comme montré sur la figure. I.8. [21,22]. Il existe ainsi deux variétés de dérivations unipolaires :

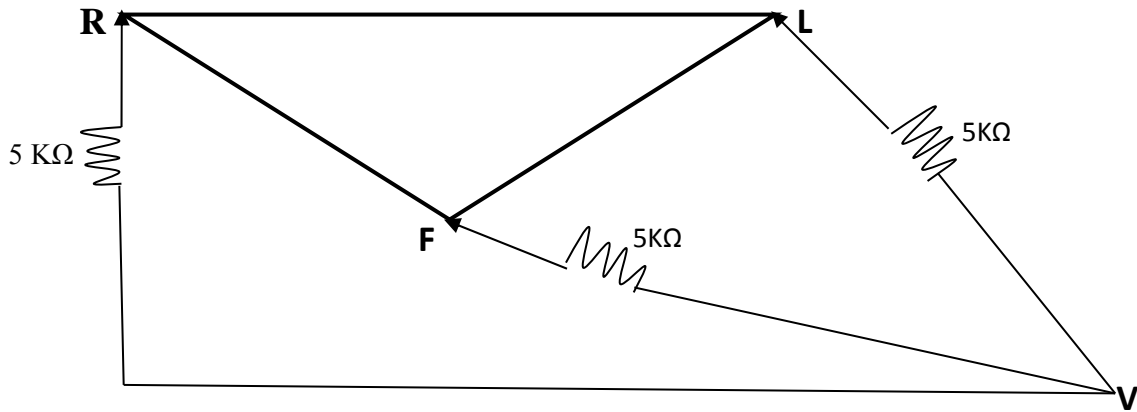


Figure. I.8. Système de Wilson.

- **Dérivations unipolaires périphériques** : En 1934, Wilson mesure la différence de potentiel entre la borne centrale et chacun des points R, L et F, pour introduire les dérivations périphériques unipolaires, Goldberg propose, en 1942, les dérivations unipolaires augmentées des membres désignées par **aVL**, **aVR** et **aVF** données dans la figure. I.9 et qui permettent d'obtenir des signaux de grande amplitude que ceux fournis par le système de Wilson. Ces dérivations mesurent la différence de potentiel entre chacun des trois points et le potentiel moyen des deux autres [23,24].
 - aVR (augmented Voltage Right arm) entre le bras droit et la borne centrale.
 - aVL (augmented Voltage Left arm) entre le bras gauche et la borne centrale.
 - aVF (augmented Voltage Foot) entre la jambe gauche et la borne centrale [24].

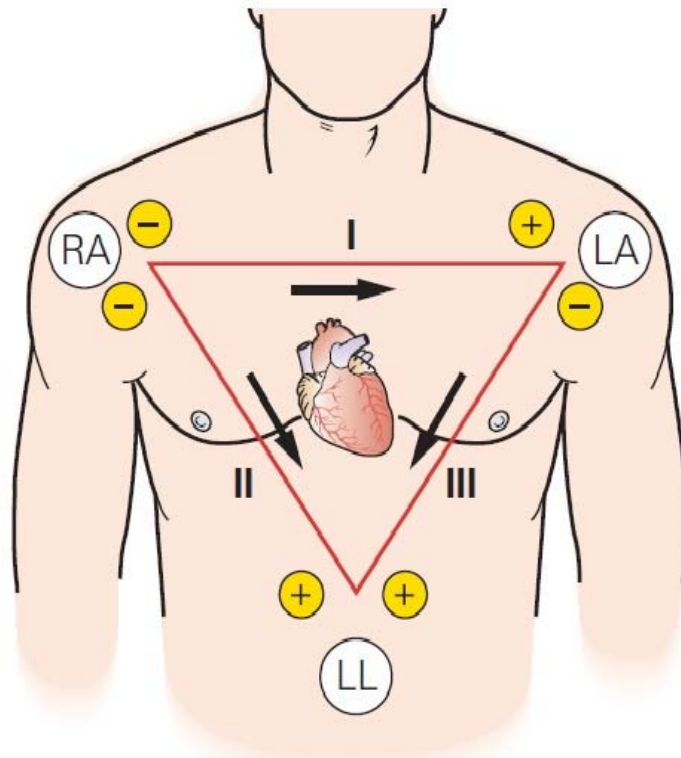


Figure. I.9. Dérivations unipolaires. [25]

- **Dérivations unipolaires précordiales (thoraciques) :** Pour mesurer les potentiels proches du cœur, en 1944, Wilson a introduit les dérivations du plan horizontal V1, V2, V3, V4, V5, et V6. Ces six dérivations sont localisées du côté gauche du thorax comme illustré dans la figure. I.10.

Les potentiels sont enregistrés à partir d'une électrode exploratrice (pôle positif) placée sur le thorax et l'électrode de référence (pôle négatif) connectée à la borne centrale de Wilson. Ce sont des dérivations rapprochées car l'électrode exploratrice est placée à faible distance des parois du ventricule droit et gauche [26].

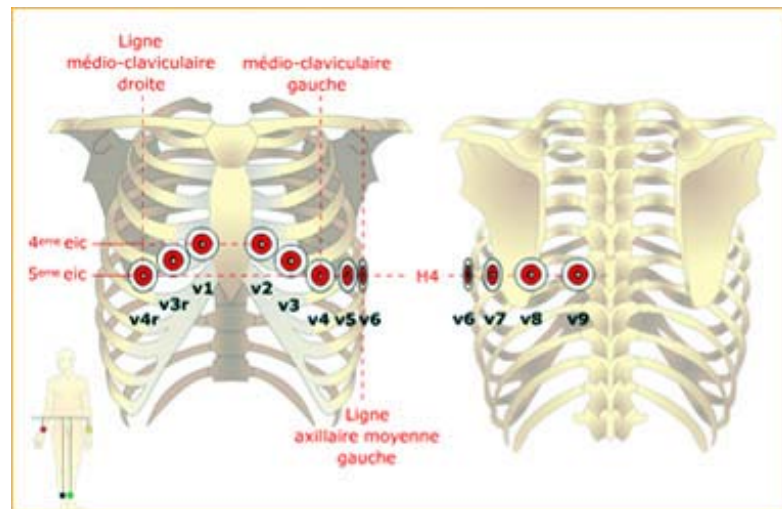


Figure. I.10. Dérivations thoraciques. [27]

➤ Position des électrodes précordiales

- V1: 4ème espace intercostal, bord droit du sternum (ligne parasternale)
- V2: 4ème espace intercostal, bord gauche du sternum (ligne parasternale)
- V3: à mi-distance entre V2 et V4
- V4: 5ème espace intercostal, ligne médio-claviculaire gauche
- V5: à mi-distance entre V4 et V6, sur la ligne axillaire antérieure
- V6: même niveau horizontal que V4 et V5, ligne axillaire moyenne [6].

I.4 Artefacts visibles sur l'ECG

Sur tout enregistrement électrocardiographique il peut apparaître des événements indésirables pouvant brouiller le tracé et, parfois, induire en erreur le diagnostic final. Ces bruits sont reconnaissables par l'œil expérimenté qui les identifie avant d'effectuer son diagnostic [28]. Les effets indésirables peuvent avoir plusieurs sources: techniques, physiques

ou pathologiques. Nous allons surtout développer l'aspect technique et physique des bruits et artefacts présents sur les tracés électrocardiographiques.

En partant du principe que les bruits fréquents en électrocardiographie sont des bruits additifs, les caractéristiques de ces bruits auxquelles nous allons nous attacher sont l'amplitude, la périodicité et la bande spectrale [28,29].

I.4.1 Bruits techniques

Le matériel utilisé lors de l'enregistrement doit être manipulé avec précaution car il peut être source de bruits lors de l'enregistrement. Les plus courants sont présentes ci-dessous [8].

- **Bruit dû au secteur**

Le réseau de distribution électrique peut parfois brouiller le signal électrocardiographique avec une onde dont l'harmonique principale est à 50/60 Hz comme montré sur la Figure (I.11), dans le cas où l'appareille est branchée au secteur. Ce type de bruit apparaît sur tout l'enregistrement et peut être assez fort mais il s'élimine facilement avec un filtre sélectif car c'est un bruit haute fréquence a bande étroite [8,30].

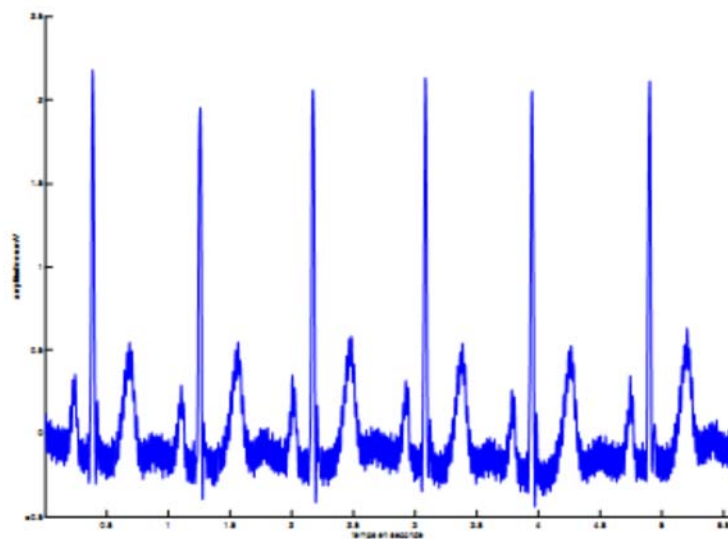


Figure. I.11. Interférence secteur 50 Hz [8].

- **Bruit dû aux mouvements d'électrodes**

Lorsque les électrodes sont connectées incorrectement, des sauts brusques de la ligne de base apparaissent. L'effet sur le tracé peut aller de la simple diminution d'amplitude à l'apparition de pics lorsque les électrodes sont en contact intermittent avec la peau. Ces pics peuvent parfois être confondus avec les ondes du tracé normal comme montré sur la figure (I.12). Ce

type de bruit intermittent à bande spectrale large s'élimine difficilement car son énergie se trouve dans la même gamme de fréquence que le complexe QRS [8].

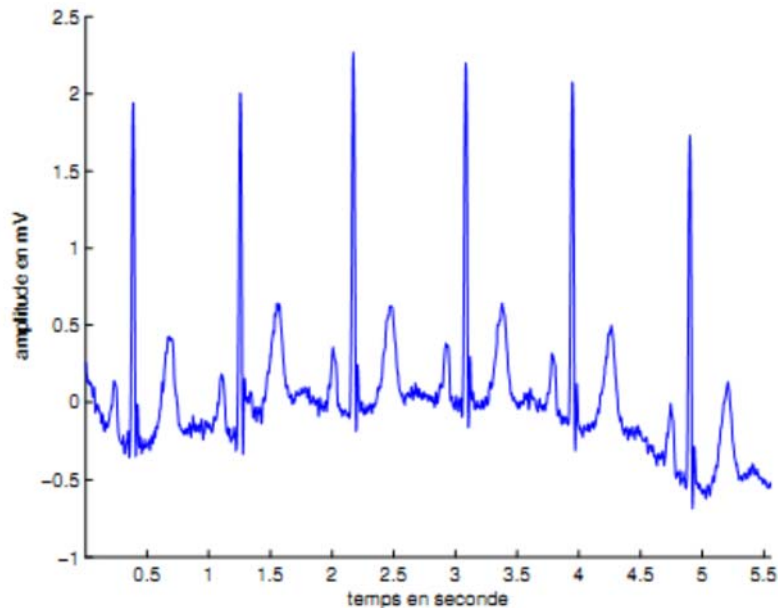


Figure .I.12. Bruit dû aux mouvements des électrodes [8].

- **Autres bruits courants**

Parmi les bruits courants on peut citer les artefacts dus aux mouvements des câbles électriques, la saturation des instruments de mesure, les mauvais câblages, les artefacts dus au port de vêtements synthétiques, etc. [8]

I.4.2 Artefacts physiques

Les artefacts physiques sont dus aux activités électriques du corps humain telles que les commandes de contraction des muscles ou la respiration.

- **Mouvements de la ligne de base**

Lors de l'enregistrement de l'électrocardiogramme, l'activité respiratoire peut faire osciller la ligne de base de l'ECG à un rythme régulier comme montré sur la figure (I.13). D'autres perturbations peuvent avoir pour effet de déplacer temporairement la ligne de base, comme un mouvement brusque, une éternuassions. Ces perturbations sont généralement peu gênantes pour l'analyse de l'ECG et peuvent être en grande partie filtrées car leur énergie se situe dans une bande de fréquence basse (< 2.5 HZ), qui empiète peu sur celle de l'ECG normal [31].

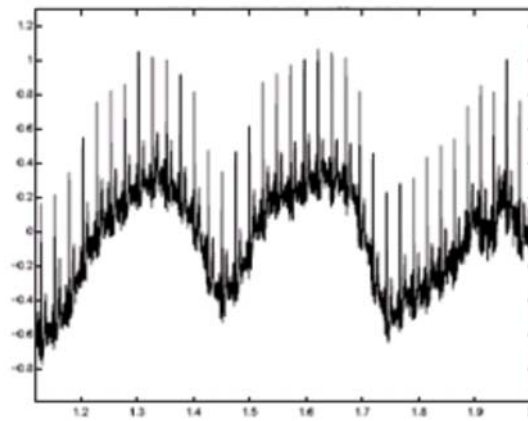


Figure. I.13. Dérive de la ligne de base [8].

- **Bruit myoélectrique ou tremblement somatique**

La contraction d'un muscle est commandée par une dépolarisation des cellules musculaires et bien que les électrocardiographes soient construits pour être surtout sensibles aux fréquences du myocarde, l'ECG enregistre les contractions des muscles squelettiques comme montré sur la figure (1.16). L'aspect le plus courant est une oscillation à haute fréquence liée à la tension musculaire d'un sujet qui n'est pas convenablement détendu. Ces perturbations sont assez gênantes lorsque le patient bouge beaucoup ou lorsqu'il frissonne, elles peuvent noyer les ondes P et T et empêcher un diagnostic fiable. L'apparition de ces perturbations dépend de l'état du patient, s'il est très tendu ou atteint de maladie de Parkinson, l'enregistrement peut être de mauvaise qualité sur toutes les voies de l'ECG [8].

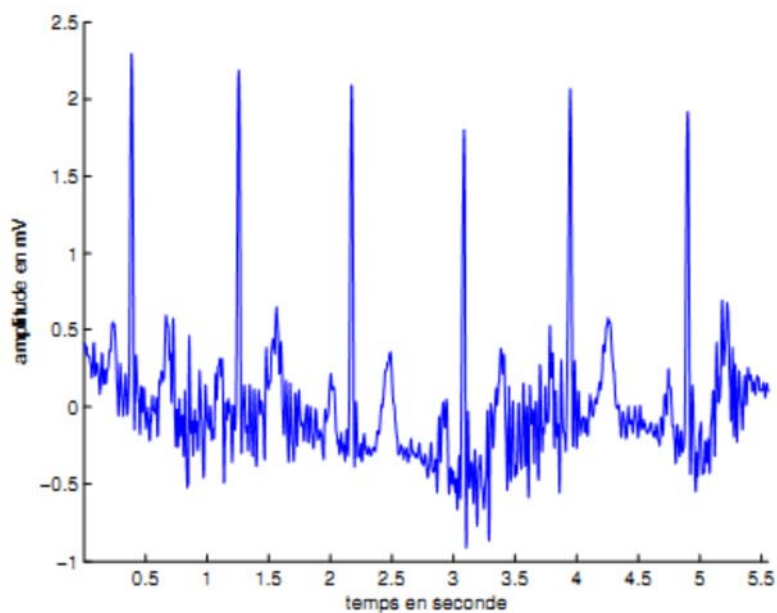


Figure. I.14. Bruit myoélectrique ou tremblement somatique [8].

I.5 Le Rythme et la fréquence cardiaque

I.5.1 Le rythme cardiaque

Lorsqu'on parle du rythme cardiaque, on parle à la fois du lieu de genèse de l'activité électrique du cœur et de la régularité ou non de sa propagation. Ainsi, on parle du rythme sinusal régulier lorsque l'activité électrique est générée par le nœud sinusal et que l'espace R-R est identique sur toute la trace, avec des complexes QRS similaires [8,32].

L'activité du rythme cardiaque sur l'électrocardiogramme se fait donc en deux étapes vérifiant d'une part la régularité du rythme et d'autre part l'origine du rythme cardiaque qui peut être :

- Sinusal (du nœud sinusal : une onde P précède chaque complexe QRS)
- Jonctionnel (du nœud atrio-ventriculaire : complexe QRS fins et onde P rétrograde)
- Ventriculaire (myocytes ventriculaire : complexe QRS élargi et sans onde P)
- Ectopique (issu des cellules musculaire auriculaire : onde P anormale et complexe QRS normale)
- Artificiel (pacemaker)

Dans le cas du pacemaker, le rythme est imposé par un stimulateur cardiaque implanté à proximité du cœur et relié à celui-ci par des électrodes. Selon la pathologie, les électrodes vont stimuler les oreillettes, les ventricules ou les deux [33].

I.5.2 La fréquence cardiaque

La fréquence cardiaque est le nombre de cycles cardiaques par unité de temps (par minute) ; sur l'ECG on la repère grâce au nombre de complexes QRS, donc de dépolarisation des ventricules par une impulsion électrique, à chaque minute. Elle est très rapide chez un nouveau-né, rapide chez un enfant et légèrement plus lente chez une personne âgée.

La fréquence cardiaque diminue pendant l'expiration et augmente durant l'inspiration ou lors d'une activité physique légère ou intense et en présence de stress.

Un rythme cardiaque régulier est normal lorsqu'il est compris en journée entre 60 et 100 bpm, et entre 40 et 80 bpm pendant la nuit. Hors de ces limites, on parle de bradycardie lorsqu'il est trop lent et de tachycardie lorsqu'il est trop rapide [33].

I.5.2 Les caractéristiques fréquentielles de l'ECG

L'étude de Thakor et al. [34] présente l'analyse spectrale de l'ECG, avec une analyse spectrale des complexes QRS isolés ainsi que différentes sources de bruit. Les spectres observés après moyen-âge sur 150 battements sont présentés sur la Figure (I.15). Il a été démontré que les composantes fréquentielles d'un ECG normal ont les caractéristiques suivantes :

- Le spectre de l'ECG s'étend entre une fréquence de 0.5 Hz à 45 Hz,
- L'onde P se caractérise par une bande spectrale de basse fréquence et de faible amplitude : ses composantes fréquentielles sont entre 0.5 Hz et 10 Hz ;
- L'onde T se caractérise sur une bande spectrale analogue à celle de l'onde P entre 0.5 Hz et 10 Hz ;
- Le complexe QRS possède un contenu fréquentiel bien plus important que les autres ondes de l'ECG. Ses composantes fréquentielles sont concentrées entre 10 Hz et 30 Hz (l'étalement du spectre du complexe QRS est entre 0.5 Hz et 40 Hz (voir Figure
- Le contenu fréquentiel de la ligne de base et des éventuels artefacts de mouvement se situe entre 0.5 Hz et 7 Hz [34].

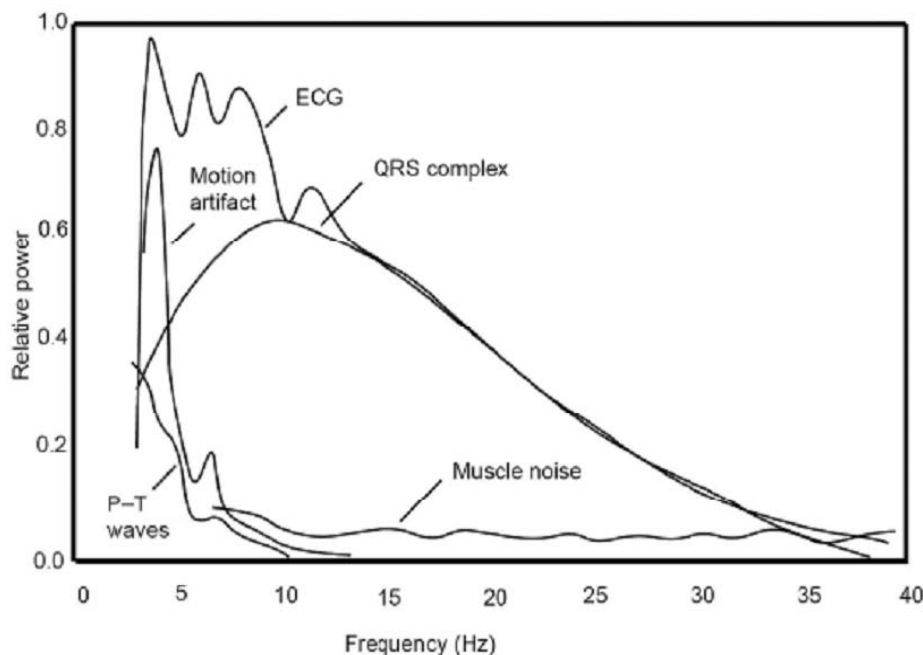


Figure. I.15. Densité spectrale de puissance du complexe QRS, des ondes P et T, du bruit d'origine musculaire ou dû aux mouvements respiratoires ou autres [34].

I.6 Conclusion

Dans la première partie de ce chapitre nous avons décrit brièvement le système cardiovasculaire en commençant par une introduction sur l'anatomie du cœur humain puis le réseau vasculaire, comme nous avons parlé sur ses deux activités électrique et mécanique ainsi que le lien entre elles.

Dans la deuxième partie nous avons exposé la notion d'électrocardiographie qui est une technique largement utilisée, elle remplit bien sa fonction et fourni de façon fiable un signal auquel nous pouvons appliquer des méthodes appropriées du traitement de signal. Ce chapitre a pour but de sensibiliser le lecteur à l'importance d'étudier les différentes caractéristiques du signal ECG, tels que les amplitudes des ondes, P,Q,R,S et T, leurs formes, leurs durées ainsi les intervalles qui les séparent afin de faire un bon diagnostic.

Chapitre II

II.1 Introduction

L'ECG est un outil clinique de grande utilité. Il est né dans la dernière moitié du dix-neuvième siècle. Il s'est rapidement développé au début du vingtième siècle. Dans les années 40 l'ECG standard à 12-dérivations a pris l'aspect qu'on lui connaît encore aujourd'hui. A travers ce chapitre, nous retracerons brièvement l'histoire de l'ECG depuis les premiers essais jusqu'à l'époque actuelle où il existe des électrocardiographes modernes très sophistiqués. Ils se présentent sous forme d'appareils compacts intégrant de nombreuses fonctions. En effet, ces appareils comportaient un écran à cristaux liquides, une dizaine de dérivations, une imprimante, un logiciel d'exploitation des résultats et une possibilité de stocker les enregistrements ou de les transmettre pour une analyse à distance. [35]

II.2 Développement d'appareils d'enregistrement

II.2.1 Siphon enregistreur

Une multitude d'appareils ont vu le jour au dix-neuvième siècle. Ils permettaient de mesurer des variations de courants électriques de faible intensité, tous à base de matériels capables de mouvement avec les variations d'intensité du courant électrique, ce mouvement pouvant être enregistré sur une bande de papier appropriée. Un appareil appelé « siphon enregistreur » de Thompson fut utilisé par l'ingénieur électricien Alexander Muirhead pour enregistrer le premier ECG chez l'homme vers 1870. [35]

II.2.2 L'électromètre capillaire

Le siphon enregistreur de Thompson fut remplacé par l'électromètre capillaire, inventé par Gabriel Lippman au début des années 1870. Dans cet appareil, une colonne de mercure était placée en contact électrique avec le corps humain et les variations d'intensité du courant électrique pouvaient entraîner une dilatation ou une rétraction de la colonne de mercure. Ces modifications de la colonne de mercure étaient amplifiées et projetées sur un papier photographique, ce qui permettait l'enregistrement. [35]

II.2.3 Le galvanomètre à corde

C'est en 1889 que Le physiologiste hollandais Willem Einthoven, eu affiné la technique de l'enregistrement de l'ECG. Einthoven travailla d'arrache-pied pour améliorer l'enregistrement de l'ECG avec l'électromètre capillaire, mais il était de plus en plus frustré par les limites de ce matériel. L'électromètre capillaire était lent à réagir aux changements d'intensité du courant et était très sensible aux interférences des sources de vibrations se trouvant à proximité.

C'est seulement avec l'invention d'Einthoven du galvanomètre à corde à la fin du siècle, qu'un enregistrement de l'ECG de haute qualité s'avéra possible. Le galvanomètre à corde d'Einthoven consistait en un mince filament de quartz, recouvert d'argent, tendu entre les pôles d'un aimant. Le filament était fabriqué en plongeant une flèche dans du verre en fusion puis en la lançant à travers le laboratoire pour étirer le verre en un filament extrêmement fin. Les variations d'intensité du courant faisaient vibrer le filament, dont les mouvements étaient amplifiés et enregistrés sur un papier photographique.

En dépit de sa sensibilité, le galvanomètre à corde d'Einthoven était un appareil volumineux et encombrant. Il remplissait deux pièces. Les électroaimants avaient tendance à surchauffer, et les sujets chez qui l'ECG était enregistré devaient rester assis avec mains et pieds plongés dans un seau contenant une solution saline. Néanmoins, l'utilité clinique de ce matériel devint rapidement évidente, et un câble téléphonique était tendu pour connecter l'appareil dans le laboratoire d'Einthoven avec l'hôpital local distant d'un kilomètre ! L'invention d'Einthoven lui valut de recevoir le prix Nobel en 1924. [35].

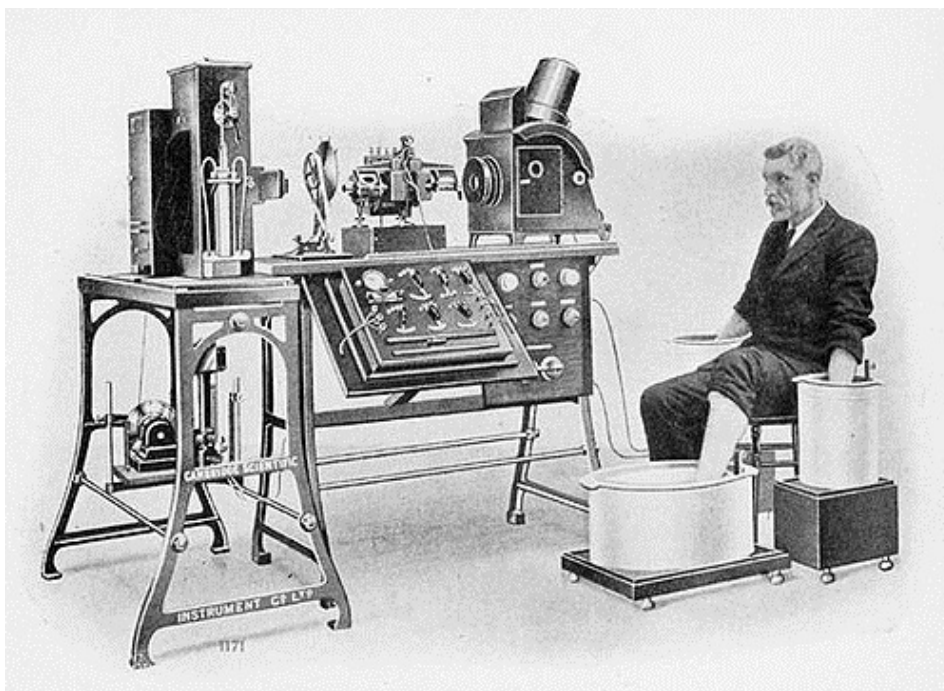


Figure. II.1. Galvanomètre à corde [36].

II.2.4 L'Electrocardiographe

L'usage des dérivations thoraciques a été décrit pour la première fois en 1930. Vers la même époque, Frank Wilson inventa « l'électrode indifférente ». Ceci amena le développement des dérivations « unipolaires » des membres VR, VL et VF (la lettre « V » signifiant « voltage »). En 1942, le cardiologue américain Emanuel Goldberger augmenta le voltage de ces dérivations de 50 %, créant le terme de « dérivations majorées » (aVR, aVL et aVF).

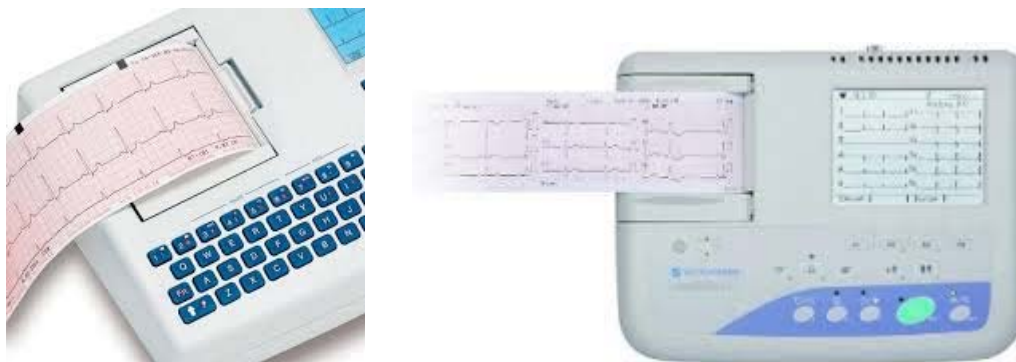


Figure. II.2. Electrocardiographe [37].

Avec cette nouvelle étape, différents ECG ont vu le jour. Ils sont habituellement mentionnés par le nombre de fils créés. En d'autres termes, le nombre de signaux électriques qu'elles peuvent surveiller à la fois. On mentionnera :

- **ECG à 12 Fils** : c'est l'appareil standard d'ECG utilisée pour le diagnostic médical. Il utilise 10 électrodes avec les fils de code à couleurs. Six électrodes sont placées sur le thorax, et les 4 autres sont placés sur chacun des membres. Ce type d'appareil d'ECG peut fournir un tracé graphique de l'électrocardiogramme. A la différence d'autres types l'ECG à 12 fils, il permet d'enregistrer 12 signaux électriques différents en même temps. Ils sont destinés pour diagnostiquer des crises cardiaques et des palpitations du cœur.
- **ECG à 5 Fils** : est un appareil qui utilise 5 électrodes, dont 4 sont placés sur chacun des membres et 1 sur le thorax. Il est habituellement employé pour le contrôle continu, comme pendant un procédé chirurgical important ou tandis qu'un patient est transporté dans une ambulance. Celui-ci ne fournit pas un tracé graphique imprimée de l'électrocardiogramme mais l'affiche sur un écran LCD et ne stockent pas les données.

- **ECG à 3 Fils** : est un appareil qui utilise 4 électrodes placées sur chacun des membres, qui est suffisant pour produire des données proportionnées sur la surveillance de rythme du cœur. Comme l'ECG à 5 Fils, il ne donne pas une copie imprimée de l'enregistrement de l'électrocardiogramme parce qu'il est principalement employé pour le contrôle continu du rythme du cœur. Il peut également être employé en commun avec d'autres examens de diagnostic cardiaques, tels qu'un échocardiogramme.

II.2.5 Le Holter

L'ECG standard 12 D (douze dérivations) est l'examen le plus utilisé dans le domaine de la cardiologie. Il permet d'avoir différents points d'observation de l'activité électrique du cœur. Il apporte des informations très importantes pouvant donner des indications au cardiologue en vue d'une identification d'une anomalie cardiaque. Cependant, malgré la quantité d'informations qu'un signal ECG peut fournir, il ne reflète qu'un court instant de l'activité électrique recueillie pendant les quelques secondes d'enregistrement. Dans la plupart des cas, cela suffit pour établir un diagnostic et aider à l'élaboration d'un traitement. [35]

Il existe d'autres pathologies qui n'apparaissent que de manière sporadique et qui ne peuvent pas être détectées par un examen ECG standard. Pour cette raison le Dr Norman Holter, biophysicien américain a inventé un système d'enregistrement ECG continu et portatif connu sous le nom de « l'appareil **Holter** ». [38]

Après bien des perfectionnements et une grande miniaturisation liée aux progrès de l'électronique, le dispositif permettant « l'enregistrement Holter » est maintenant d'utilisation courante. L'appareil, qui se présente sous un aspect le faisant ressembler à un baladeur audio que le patient porte en bandoulière ou en ceinture, est relié par un câble à des électrodes collées sur la poitrine du patient (voir la figure II.3). [38]

L'enregistrement Holter est un examen au cours duquel le signal ECG est enregistré sur une durée de 24 à 48 heures et pendant lequel le patient peut continuer à poursuivre ses activités habituelles (un examen ambulatoire). Le support de cet enregistrement a longtemps été une simple bande magnétique (cassette audio du commerce : enregistrement analogique), il est maintenant une disquette ressemblant à une carte de crédit où l'ECG est stocké sous forme numérique.

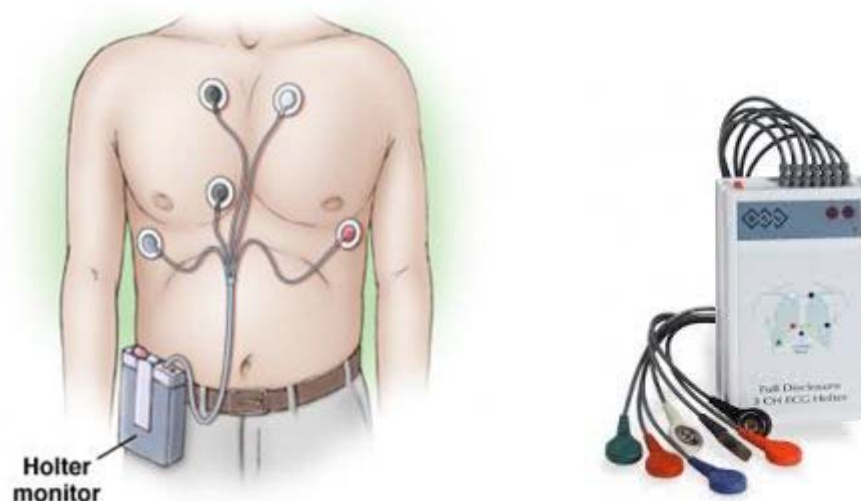


Figure. II.3. Holter [39]

Le principal avantage de l'enregistrement Holter par rapport à l'ECG est qu'il permet la détection d'événements sporadiques qui n'interviennent pas nécessairement au cours des quelques secondes de l'enregistrement ECG standard lorsque le patient est au repos. [38]

En effet, parfois le patient peut présenter des signes cardiaques (douleurs, palpitations, impression de cœur battant très vite, lentement ou de façon irrégulière), cependant l'examen cardiologique standard de base (ECG 12D), effectué en dehors des périodes de symptômes, peut cependant se révéler normal. D'où l'intérêt de l'examen Holter qui peut fournir plus d'information sur le fonctionnement cardiaque sur une longue durée. [39]

Cet examen permet de déceler de très nombreuses maladies des muscles cardiaques, notamment celles qui présentent des troubles du rythme cardiaque et de la conduction.

II.2.6 Le moniteur cardiaque

Le terme moniteur vient d'un mot latin signifiant avertir. Un moniteur est donc une alarme, dont l'impact sur le devenir des patients tient exclusivement aux conséquences thérapeutiques que l'on en tire. [40 ; 41]

Le moniteur cardiaque est d'un point de vue théorique assez simple à expliquer. Il s'agit de répéter de manière régulière un processus de test ou de surveillance d'une personne ou d'un bien. Le but étant d'obtenir très rapidement et simplement une vision précise des événements ou anomalies sur la période analysée. [42].

La surveillance de l'état physiologique du patient est toujours l'intérêt du personnel soignant. Par conséquent, les systèmes de monitoring cardiovasculaire sont des dispositifs

médicaux répandus dans la majorité des services de soins intensifs dans les établissements de santé. [43]

Les grandes avancées sur la surveillance du patient ont été associées au développement de nouvelles mesures cliniques, ou aux améliorations du traitement de celles existantes.

En plus de fournir des mesures pour être interprétées par les cliniciens, le but à présent est de développer des moniteurs intelligents qui assistent le personnel médical dans la prise en charge de l'interprétation elle-même. Le moniteur devient un écran multi paramètres, ou un ensemble de paramètres centralisés sur un écran.

Les moniteurs sont des dispositifs médicaux dont la fonction est d'assurer un processus de collecte et d'analyse continue et régulière d'un ensemble de paramètres vitaux d'un patient.

Ces données recueillies permettent de surveiller l'état du patient et d'alerter en cas de modification. De plus elles aident au diagnostic (aspect exploration) et à la prise de décision sur le traitement médical et la santé du patient. [44].

Ce dispositif médical est constitué d'un écran qui permet de visualiser sous forme de tracés les paramètres physiologiques, des boutons pour réaliser sa configuration selon les besoins des utilisateurs dans les services des soins et des capteurs comme le capteur US, capteur SPO2 et électrodes ECG pour acquérir les informations physiologiques des patients.

Les domaines d'application de ces instruments sont l'anesthésie, service de soins, transport médicalisé, bloc opératoire, cardiologie, réanimation et urgence. [40]

II.2.6.1 Types des moniteurs

Il existe plusieurs types de moniteurs utilisés dans les établissements de soins. Les moniteurs mono-paramétriques comme les moniteurs Electrocardiographiques, moniteur de SpO2 (le taux d'oxygène dans le sang) et moniteur de pression artérielle...

Les moniteurs multiparamétriques compacts ont des connecteurs, entrées des capteurs de paramètres vitaux intégrés dans le système.

Le choix du moniteur se fait en fonction du domaine d'application et des paramètres physiologiques que le médecin cherche à mesurer. [40]



Figure. II.4. Moniteur cardiaque. [45].

II.2.7 R-Test

Parfois, les symptômes recherchés sont tellement rares (1 fois par mois, voire moins) que la probabilité de les enregistrer sur un Holter de 24 heures devient faible. Dans ce cas, on peut proposer au patient d'emporter avec lui un petit appareil appelé R-Test. Cet appareil a les dimensions d'un petit téléphone portable. Il ne fonctionne pas en permanence. Le patient doit l'avoir sur lui ou à portée de main. Lorsque le patient ressent un symptôme, Il se l'applique sur la poitrine et déclenche l'enregistrement. Celui-ci peut durer plusieurs dizaines de secondes. Les informations recueillies et stockées dans l'appareil sont ensuite transcrites en différé sur un enregistreur ECG habituel, soit par l'intermédiaire d'un câble que l'on raccorde entre le R-Test et l'enregistreur, soit à distance, par le canal d'un téléphone. Puisque cet appareil ne fonctionne que quelques dizaines de secondes, ses batteries s'usent très lentement et le patient peut le garder plusieurs semaines avec lui. Les renseignements ainsi fournis sont loin d'être aussi précis que ceux d'un Holter, mais ils permettent au moins de faire un diagnostic, même fragmentaire. [38].



Figure. II.5. R-Test [46]

II.2.8 Le Holter implantable

Le R-Test à son tour peut être en défaut si les symptômes sont plus rares encore ou provoquent une incapacité temporaire interdisant au patient de mettre en route l'appareil (malaises graves voire syncopes).

Une solution plus récente a été alors proposée. Il s'agit du Holter implantable. Il se présente sous forme d'une barrette en titane, de 5 cm de long environ sur moins de 1,5 cm de large et quelques millimètres d'épaisseur. Elle contient des circuits électroniques alimentés par une pile au lithium. Cet appareil est implanté sous la peau au niveau de la partie antérieure du thorax grâce à une petite incision pratiquée sous simple anesthésie locale, l'intervention se faisant en ambulatoire. Deux électrodes situées sur la face inférieure du boîtier permettent aux circuits électroniques de surveiller en permanence l'ECG du patient.

Lorsqu'un trouble du rythme cardiaque est reconnu par l'appareil, grâce à son logiciel d'analyse qui permet de discriminer automatiquement certains événements : pause cardiaque, cœur trop lent (bradycardie) ou trop rapide (tachycardie), il est stocké sous forme d'ECG dans ses mémoires pouvant contenir plusieurs dizaines de minutes d'enregistrement. Une commande manuelle existe actionnée par le patient lorsque il ressent un malaise ou de syncope, il applique un dispositif (en fait un aimant) sur le boîtier, permettant le stockage de l'électrocardiogramme durant les quelques minutes précédant le malaise.

Ces enregistrements seront analysés dans un second temps à l'aide d'un micro-ordinateur qui communique avec le Holter à travers la peau grâce à un émetteur-récepteur.

Le Holter implantable peut fonctionner pendant 18 mois environ. Dès qu'il a fourni les renseignements désirés, il est définitivement retiré de son emplacement sous-cutané où il ne demeure qu'une petite cicatrice d'1,5 cm environ. Bien entendu, l'appareil n'est relié au cœur par aucune sonde. Cette technique est récente et s'avère extrêmement précieuse pour des indications bien précises. [38]



Figure. II.6. Holter implantable [47]

II.3 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté les différents ECG existants ; On a vu l'intérêt porter sur l'utilisation de ces derniers, en les améliorant au fur et à mesure. Après cette présentation, nous avons décidé de concevoir notre système en tenant compte de tout ces paramètres à savoir : la portabilité, la fiabilité et l'interrogabilité en utilisant les dernières technologie connue.

Chapitre III

III.1 Introduction

Après avoir passé en revue les différents appareils ECG existants, et en tenant compte du cahier des charges qui nous a été proposé, nous nous sommes fixé l'objectif de réaliser un Holter vu qu'il est l'enregistreur le plus utilisé. Un tel appareil doit capter, amplifier, mettre en forme, numériser et enregistrer l'ECG durant 24h à 48h. Ces enregistrements pourront être transmis pour une analyse à distance. Le schéma bloc d'un tel système est indiqué par la figure ci-dessous :

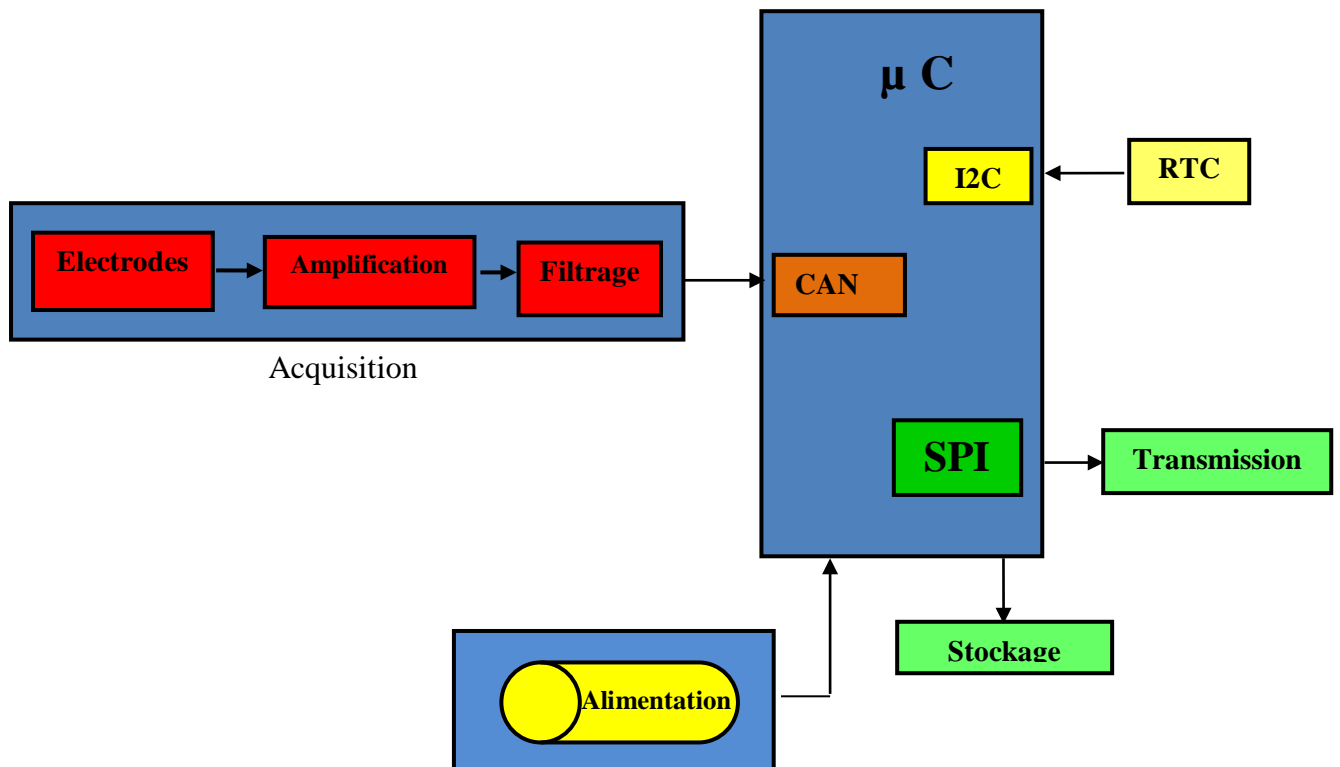


Schéma bloc du Holter

III.2 Les électrodes

Les êtres vivants sont communément le siège des phénomènes électriques intimement liés aux activités vitales, dont ils sont un des aspects les plus révélateurs. Ces phénomènes électro physiologiques sont mis en évidence à l'aide de capteurs (électrode) appliqués à la surface (non invasifs) ou introduits en profondeur dans les tissus (invasifs). Ces capteurs sont des convertisseurs de courant ionique en courant électrique. Son fonctionnement s'explique par les principes d'électrochimie qui énoncent que tout conducteur métallique **M** plongé dans une solution du même métal est le siège d'une réaction chimique qui s'équilibre pour un potentiel **E** entre l'électrode et la solution. Les électrodes de mesure sont simplement placées à divers endroit du corps, directement sur la peau.

Les électrodes sont différentes suivant leur utilisation. Il existe des électrodes pour les ECG d'effort qui doivent être larges pour mieux adhérer à la peau. En réanimation, les électrodes sont plus petites afin d'être le moins traumatisantes possible pour le patient. De plus, elles sont hypoallergéniques. Il en existe même des repositionnables. Elles possèdent toutes une zone de fixation pour le câble de l'électrocardioscope.

L'important pour ces électrodes est qu'elles soient relativement inaltérables et impolarisables.

Ces électrodes sont caractérisées par :

- Une aptitude à capter les basses amplitudes situées dans la gamme 0.05 mV à 10 mV.
- Une impédance d'entrée très élevée.
- Un courant d'entrée très bas, inférieur à 1 mA.



Figure .III.1. Les différentes électrodes existantes. [48]

➤ Le choix des électrodes

Le premier souhait de ce projet a été de trouver des électrodes satisfaisante, les matériaux constitutifs des électrodes d'ECG sont généralement de couple Ag/AgCl avec un gel liquide réalisant le contact entre l'électrode et la peau.

Voici la liste des critères que nous avons établie pour le choix des électrodes :

- Etre suffisamment adhésives pour permettre des utilisations successives
- Avoir une connectique électrode /circuit qui soit fiable et compatible avec la connectique de notre système.
- Permettre un très bon contact et rapport signal/bruit maximal.

Après plusieurs essais d'électrodes décevants, nous avons trouvé des électrodes qui rassemblent l'ensemble des caractéristiques recherchées.



Figure .III.2. Electrode finalement utilisée de 50mm de diamètre

III.3 Conception de la chaîne d'acquisition

Le signal ECG étant de faible amplitude et entaché d'un bruit de mode commun, son acquisition nécessite essentiellement une pré-amplification, un filtrage et une amplification. Pour la sécurité du patient, une isolation galvanique doit également être prévue.

III.3.1 Pré-amplification

L'amplitude du signal issu des électrodes est très faible. Il est de l'ordre de 1mV à 3mV, une amplification est alors nécessaire. Pour réaliser cette opération, nous avons choisi l'AD620 de chez Analog Device. Sa documentation technique, nous révèle ses caractéristiques et son schéma d'utilisation :

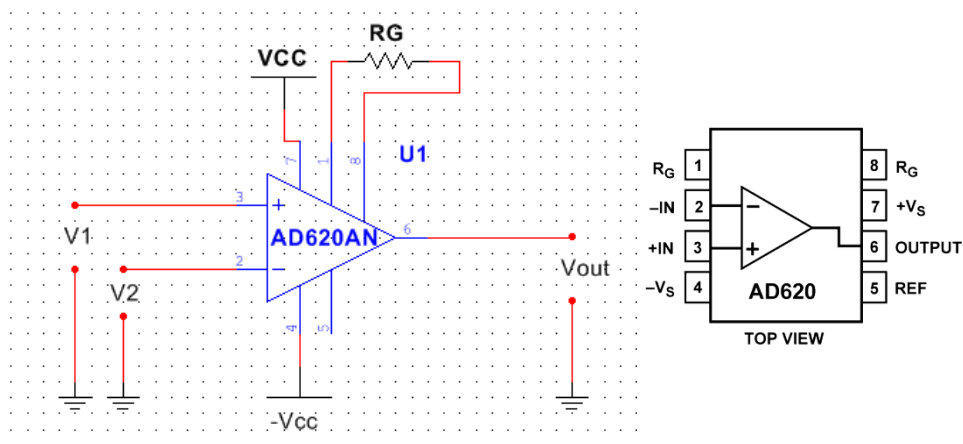


Figure. III.3. L'amplificateur d'instrumentation (voir annexe)

L'AD620 est un amplificateur d'instrumentation de grande précision. Il comporte une très grande impédance d'entrée et un important taux de réjection de mode commun, ce qui implique une réduction du bruit à l'entrée.

L'AD620 a un gain en tension pouvant atteindre 10000, pour le calculer nous utilisons la formule suivante :

$$G = \frac{49.4K\Omega}{R_g} + 1 \quad \left(R_g = \frac{49.4K\Omega}{G-1} \right)$$

Rg est la résistance du gain

Pour avoir un gain de 10, il faut une résistance $R_g = 5.5 \text{ KOhms}$

Or dans notre montage, on doit mettre deux résistances en série pour brancher la DRL

$$R_{G/2} = \frac{5.5K}{2} = 2.7 \text{ K}\Omega$$

III.3.2 Le filtrage

A. Analyse du circuit DRL

L'intérêt du circuit DRL (Driven Right Leg Circuit) (appelé communément masse virtuelle) est de réduire les interférences pour les signaux amplifiés comme dans le cas de mesures de signaux très faible émis par le corps par exemple. Comme le corps humain se comporte comme une antenne, et donc récupère toutes les interférences électromagnétiques, comme le 50/60 Hz, ces « bruits » interfèrent et obscurcissent le signal électrique. [49]

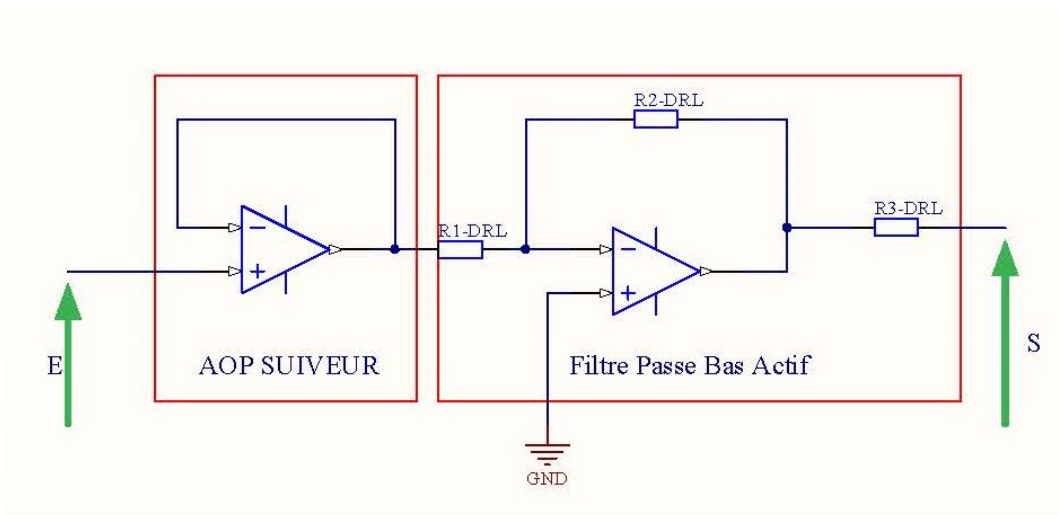


Figure. III.4. Schéma d'un DRL.

B. Filtre passe haut

Maintenant que nous avons pût récupérer le signal électrique cardiaque, nous devons effectuer un filtrage sur ce signal. En effet, comme expliqué précédemment, le corps se

comporte comme une antenne ce qui fait que le signal est noyé dans du bruit mais il a également une composante continue que nous souhaitons supprimer. Pour cela nous décidons de récupérer les composantes à partir 0.2Hz à l'aide d'un filtre passe haut passif. Le calcul de la fréquence de coupure du filtre est le suivant :

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

Nous imposons, arbitrairement, la valeur du condensateur $C = 330\text{nF}$. Nous avons donc :

$$R = \frac{1}{2\pi C f_c} = \frac{1}{2 * \pi * 330 * 10^{-9} * 0.2} = 0.0024 * 10^9 \text{ Ohm} = 2.4\text{M}\Omega$$

Mais comme $2.4 \text{ M}\Omega$ n'est pas une valeur normalisée, nous allons prendre $2.2 \text{ M}\Omega$ qui elle l'est.

C. Amplification

Une fois que nous avons supprimé la composante continue, nous obtenons un signal d'amplitude d'environ de 10mV . vu que nous voulons un signal de l'ordre de $\pm 4.5\text{V}$, nous devons utiliser un montage amplificateur non inverseur.

$$K = \frac{V_s}{V_e} = \frac{4.5\text{V}}{10\text{mV}} = 450$$

Connaissant l'amplification, nous pouvons en déduire les valeurs des deux résistances nécessaires à la réalisation de cette amplification grâce à la formule de l'AOP non inverseur :

$$K = \left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right)$$

$$K - 1 = \frac{R_1}{R_2}$$

$$449 = \frac{R_1}{R_2} \text{ nous prenons alors } R_2 = 100\Omega \text{ on aura } R_1 = 47\text{K}\Omega.$$

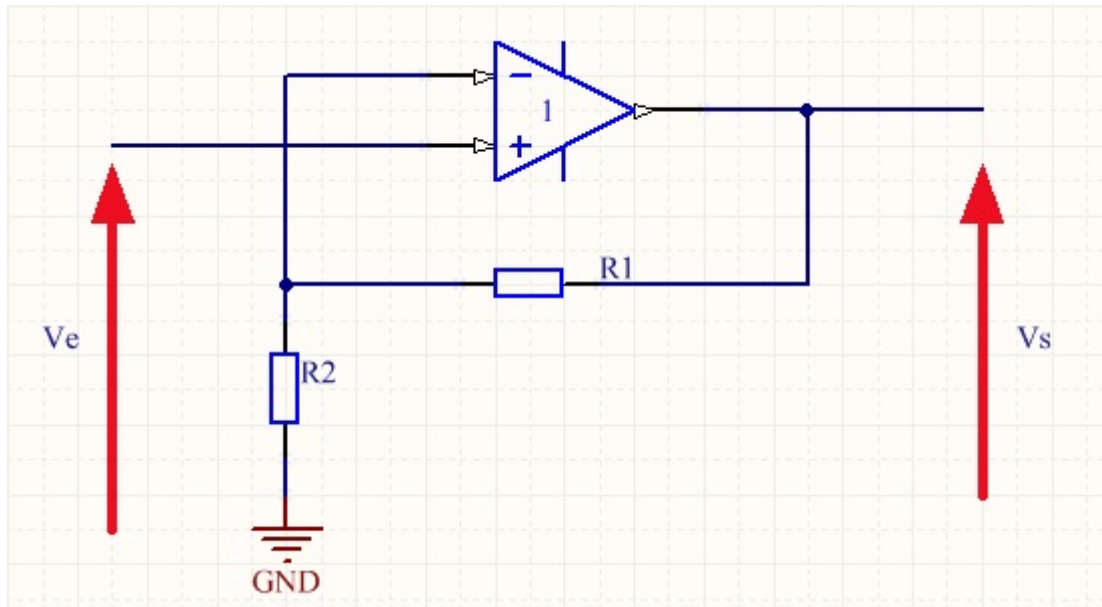


Figure. III.5. Schéma de l'amplificateur.

D. Filtre passe bas

Comme nous l'avons expliqué précédemment, dans l'explication du DRL, nous devons définir un filtre passe bas afin que les fréquences les plus gênantes pour notre application, celles aux environs de 50/60Hz, soient fortement atténuées.

Pour réaliser ce filtre passe bas, nous allons prendre un filtre passe bas actif afin de pouvoir régler le gabarit suivant ce que nous souhaitons et ainsi avoir une atténuation de l'ordre de 40dB pour atténuer aux maximums les effets des fréquences parasites. Pour cela, nous établissons le gabarit du filtre, ci-dessous, afin de mieux visualiser nos attentes.

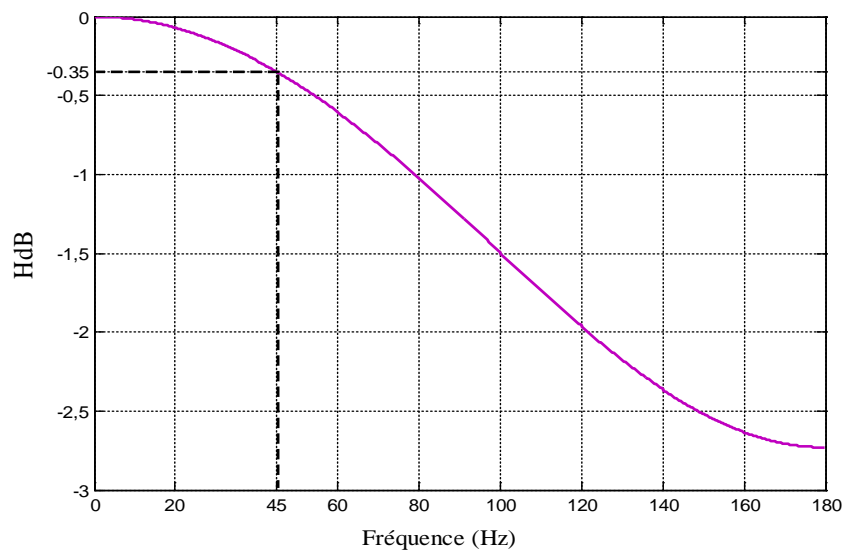


Figure.III.6. Gabarit du filtre passe bas actif.
(Simuler sous Matlab)

Vu que nous avons déjà notre amplification qui est réglée, nous allons nous porter vers un filtre qui n'ajoutera pas de gain et le fait de vouloir une pente de -40dB nous dirige vers un filtre passe bas du 2nd ordre. Avec ces données, notre choix se porte sur un filtre Sallen Key passe bas Butterworth ayant comme fonction de transfert :

$$H(p) = \frac{K}{p^2 + 1.4142p + 1}$$

Et ayant pour schéma:

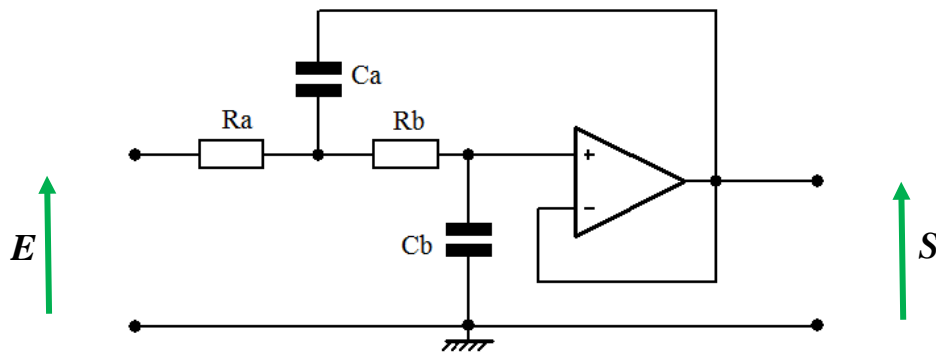


Figure.III.7. Schéma du filtre Sallen Key passe bas Butterworth.

Afin de calculer les valeurs des quatre composants passifs, il suffit d'appliquer la formule :

$$Ca = \frac{Q}{R \cdot f_c \cdot \pi} \quad \text{Et} \quad Cb = \frac{1}{4 \cdot R \cdot f_c \cdot Q \cdot \pi}$$

Avec $R=R_a=R_b$.

Pour la réponse de Butterworth $Q=0.707$.

Pour une fréquence de coupure $F_c= 45$ Hz et $R=12$ K on aura :

$Ca= 470$ nF et $Cb= 200$ nF.

III.4 Numérisation

La numérisation est l'étape qui consiste en l'échantillonnage et la quantification du signal et qui est assurée généralement par un convertisseur analogique numérique.

III.4.1 L'échantillonnage

L'échantillonnage permet de passer d'un signal à temps continu en une suite discrète de valeurs (valeurs mesurées à intervalles réguliers). On appelle période d'échantillonnage que l'on note « T_e » la durée entre deux échantillons successifs. Dans le cas où on souhaite

reconstituer le signal analogique, et pour respecter le théorème de SHANNON, la fréquence d'échantillonnage $F_e = 1/T_e$ doit valoir au moins le double de la fréquence maximale du signal notée F_c .

Vu que le plus grand contenu fréquentielle du signal cardiaque est de 30Hz donc une fréquence de coupure de 45 Hz est suffisante pour récupérer notre signal ECG.

$$F_e \geq 2F_c, \text{ alors pour } F_c = 45\text{Hz}, F_e = 90\text{Hz minimum.}$$

D'après la norme MIT-BIH, une très bonne fréquence d'échantillonnage se situe entre 250Hz et 360 Hz pour cela nous avons choisie une fréquence d'échantillonnage $F_e = 360$ Hz avec une résolution de 12 bits.

III.4.2 La quantification

La quantification permet de mesurer l'amplitude du signal à chaque pas d'échantillonnage. L'amplitude mesurée du signal est codée sur 'n' bits, donc en 2^n classes. L'approximation de la valeur analogique par une valeur numérique discrète provoque une distorsion du signal, dite bruit de quantification. Pour limiter ce bruit on choisit un nombre de classe élevé.

III.4.3 Convertisseur analogique/numérique

Le convertisseur analogique/numérique (CAN) est un dispositif électronique permettant la conversion d'un signal analogique (signal continu en temps et en amplitude) en un signal numérique (échantillonner et quantifier, discret en temps et en amplitude).

➤ Le choix du CAN

Pour le choix du CAN nous allons se baser sur deux paramètres qui sont la résolution et le nombre de bits de conversion, en notant alors : « **q** » la résolution d'un CAN ou pas de progression ou encore quantum, la plus petite variation de tension appliqué à l'entrée qui augmente (ou diminue) la valeur binaire en sortie de 1 et « **n** » le nombre de bits du convertisseur sur lesquels notre signal va être codée à la sortie de ce convertisseur, nous exprimerons alors **q** de la manière suivante :

$$Q = \frac{V_{ref}}{2^n - 1} \quad \text{Où } V_{ref} \text{ est la tension de référence du convertisseur}$$

D'après l'équation précédente nous avons remarqué qu'à chaque fois que « **n** » augmente nous avons une très bonne résolution et donc une réduction du bruit de quantification (Δ) qui est donné par :

$$\Delta = \frac{Q}{2}$$

Pour notre système nous prenons $V_{\text{ref}} = 5 \text{ V}$ et $n = 12$ bits ce qui nous donne $Q = \frac{5\text{V}}{2^{12}-1} = 1.2 \text{ mV} \Rightarrow \Delta = 0.6\text{mV}$. Vu que notre système à un gain total de 4500, nous pouvons donc acquérir un signal d'une amplitude minimale de $0.27 \mu\text{V}$.

III.5. Le Microcontrôleur

Pour gérer notre système nous allons utiliser un microcontrôleur qui est un choix parmi plusieurs lorsque nous devons concevoir une application électronique. Il est en concurrence avec d'autres technologies telles que la logique câblée, le microprocesseur ou un composant à base de réseau logique programmable. Toute conception électronique à base de composants programmables a pour but de réduire le nombre de composants, donc la surface du circuit imprimé, le nombre de connexions et de soudures et d'augmenter les performances de l'application choisie. En fonction de ces critères le prix de revient de l'ensemble est très inférieur à celui d'une solution câblée de performance équivalente.

Le microcontrôleur peut se définir comme un système à μ processeur complet en un seul composant, il ne nécessite qu'un nombre réduit de composants externes comme les circuits d'interfaces permettant d'adapter ou de mettre en forme les signaux d'entrées/sorties de l'application. Sur certains modèles cependant les bus internes du microcontrôleur sont accessibles sur ces broches et autorisent l'adjonction de périphériques ou de mémoire externe.

L'étude d'une application basée sur les microcontrôleurs doit être faite selon deux approches d'égales importances :

- La conception du circuit imprimé.
- La programmation du composant qui est le cœur de l'application.

Il existe sur le marché une multitude de microcontrôleur de différents constructeurs dont :

- Atmel
- Microchip
- Motorola
- Freescal
- NXP (Philips)

Le microcontrôleur doit correspondre aux besoins de l'application, en terme de puissance de calcul, de nombre d'entrées / sorties et il doit posséder une mémoire suffisante pour le programme que pour les données.

Notre système contient :

- *Les entrées :*

- Une (01) entrée analogique.
- Une (01) entrée logique horloge RTC (CS, SDO).

- *Les sorties :*

- Deux (02) sorties pour la transmission (Tx, Rx).
- Quatre (04) sorties pour la carte SD (SCLK, SDO, SDI, CS).

Donc notre système aura deux (02) entrées et six (06) sorties, pour cela notre choix s'est porté sur la famille de Microchip, dont le modèle dsPic 30F4013 répond au besoin de notre système, il comprend un CAN 12 bits, un noyau DSP qui va nous permettre de réaliser des traitements numérique(TFD, FFT, Filtres numériques). Il est livré avec un logiciel qui nous permet de réaliser des filtres que nous pouvons injecter directement dans le circuit (dsPic).

III.5.1 Le dsPic

Le microcontrôleur dsPic est un processeur à 16 bits ou 32 bits. Ce qui veut dire qu'il peut réaliser des opérations élémentaires (additions, soustractions) directement sur des entiers codés sur 16 bits ou 32 bits. De plus il est accompagné d'un cœur DSP (Digital Signal Processing). Ce cœur est une espèce de processeur annexe dédié aux calculs mathématiques orienté vers le traitement du signal ce qui confère au dsPic la possibilité de réaliser rapidement des multiplications, divisions, calculs trigonométriques...

Il existe différents modèle de dsPic tel que les dsPic 30F et les 33F, de différents boitiers (28-40 broches DIP, 44-64-80 broches en TQFP, QFN ou SOIC). Notre choix c'est porté sur le dsPic 30F4013, car : il répond a nos exigences, il se présente en un boitier de 40 broches au format DIP (Dual In Package) qui nous facilite la réalisation de notre prototype et sa disponibilité au niveau du laboratoire où nous avons effectué notre stage.

Ce circuit est caractérisé par :

- Une technologie CMOS de basse consommation.

- une vitesse de calcul pouvant atteindre 30 MIPS.
- une alimentation de 2.5 V à 5.5 V.
- Un bus d'adressage de 24 Bit pour les instructions et 16 bits pour les données
- 83 instructions pour sa programmation
- 48 KO de mémoire Flash pour le programme
- 2 KO de mémoire SRAM
- 1 KO de mémoire EEPROM
- Un convertisseur analogique numérique (ADC) de 12 Bits
- 2 USART
- 1 Bus SPI
- 1 Bus I2C
- 1 Bus CAN
- Il contient 6 Ports de communication. (32 broches programmable en E/S)
- Timers

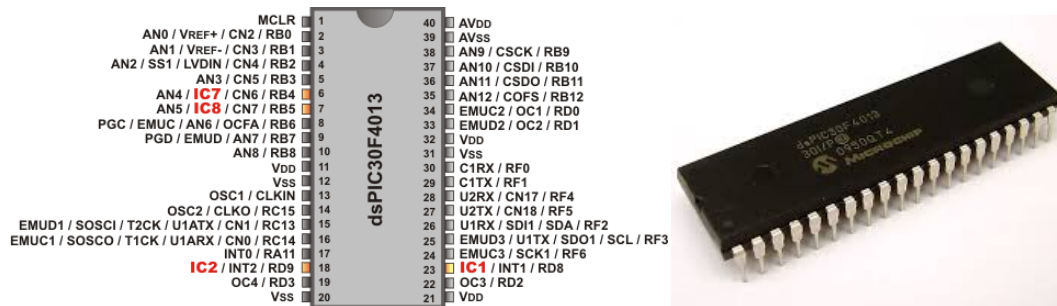


Figure.III.8. dsPic 30F4013

III.6 L'horloge RTC

Le PCF8583 est un module d'horloge et de calendrier, basé sur 2048 bit de RAM statique organisé en tant que 256 mots par 8 bits [50]. Les adresses et les données sont transférées en série par l'intermédiaire du bus bidirectionnel I2C. Le registre d'adresse intégré est incrémenté automatiquement après chaque octet de données écrites ou lues. La broche A0 d'adresse est utilisée pour programmer l'adresse de matériel, permettant le raccordement de deux dispositifs à l'autobus sans matériel additionnel. Le circuit intégré est oscillé à l'aide d'un quartz de 32.768 kilohertz et les 8 premiers octets de la RAM sont employés pour l'horloge, le calendrier, et les fonctions de contrôle. Les 8 prochains octets peuvent être

programmés comme registres d'alarme ou être employés en tant qu'espace RAM libre. Les 240 octets restant sont utilisable comme RAM [50].

La RTC contient 8 broches :

- Pin 1 : entrée oscillateur(OSCI).
- Pin 2 : sortie oscillateur(OSCO).
- Pin 3 : entrée d'adresse(A0).
- Pin 4 : la masse (GND).
- Pin 5 : ligne de données périodiques (SDA).
- Pin 6 : ligne d'horloge périodique (SCL).
- Pin 7 : broche d'interruption(INT)
- Pin 8 : tension d'alimentation(Vcc).

La RTC se réinitialise après chaque coupure d'alimentation, pour cela il ne faut jamais retirer la pile ou la laisser tomber de son emplacement une fois que l'heure est initialisée dans le module RTC.



Figure.III.9. L'horloge temps réel [51]

III.7 Bus I2C

Le bus I2C, dont le sigle signifie Inter Integrated Circuit, contraction I2C, est initialement proposé par Philips mais adopté de nos jours par de très nombreux fabricants. C'est un bus de communication de type série.

Présentation

Le bus I2C qui n'utilise que deux lignes de signal permet à un certain nombre d'appareils d'échanger des informations sous forme série avec un débit pouvant atteindre 100 Kbps ou 400 Kbps pour les versions les plus récentes.

Ceci étant précisé, voici quels sont les points forts du bus I2C :

- C'est un bus série bifilaire utilisant une ligne de données appelée SDA (Serial Data) et une ligne d'horloge appelée SCL (Serial Clock).
- Les données peuvent être échangées dans les deux sens sans restriction.
- Le bus est multi-maître.
- Chaque abonné dispose d'une adresse codée sur 7 bits. Nous pouvons donc connecter simultanément 128 abonnés d'adresses différentes sur le même bus, sous réserve de ne pas le surcharger électriquement.
- Un acquittement est généré pour chaque octet de donnée transféré.
- Le bus peut travailler à une vitesse maximum de 100 Kbps (ou 400 Kbps) le protocole permet de ralentir automatiquement l'équipement le plus rapide pour s'adapter à la vitesse de l'élément le plus lent, lors d'un transfert.
- Le nombre maximum d'abonnés n'est limité que par la charge capacitive maximale du bus qui peut être de 400 pF.
- Les niveaux électriques permettent l'utilisation de circuits en technologies CMOS, NMOS ou TTL.

III.8 Mémoire de stockage

Le signal ECG acquis et convertie avec le convertisseur intégré du dsPic va être sauvegardé dans une mémoire sous format texte. Nous allons sauvegarder la date, l'heure et la valeur acquise sous ce format :

JJMMAA	HHMMSS	VALEURS
16BITS	16 BITS	16 BITS

Tableau 1 : Le format de stockage des données.

$$F_e = \frac{1}{T_e} = 360\text{Hz} \Rightarrow T_e = \frac{1}{360} \text{ s}$$

$$\begin{array}{l}
 \frac{1}{360} \text{ S} \longrightarrow 1 \text{ échantillon} \\
 1 \text{ s} \longrightarrow X
 \end{array}
 \Rightarrow X = 360 \text{ échantillon / S}$$

Chaque seconde du signal ECG sera échantillonné sur 360 échantillons sachant que :

- 1 échantillon occupera 46 bits
- 360 échantillons occuperont :

$$360 * 48 = 17280 \text{ Bits} \Rightarrow 17280 / 8 = 2160 \text{ Octets} = 2 \text{ Kilo Octets.}$$

1 Heure	$3600 * 2 = 7200 \text{ KO} = 7 \text{ MO}$
24 Heures	$7 \text{ MO} * 24 = 168 \text{ MO}$
48 Heures	$168 \text{ MO} * 2 = 336 \text{ MO}$

Tableau 2 : Calcul de la capacité du signal ECG.

Pour sauvegarder nos données, il existe de nombreux types de cartes mémoire: Compact flash, XD, Mémoystick, Smart Média ou même SD sur laquelle notre choix s'est porté, vu sa disponibilité sur le marché. [52]

SD est le sigle de l'expression en anglais « Secure Digital » qui est une mémoire amovible de stockage d'informations numériques que nous trouvons en trois tailles différentes :



La taille originale.



Les cartes mini SD.



Les cartes micro SD.

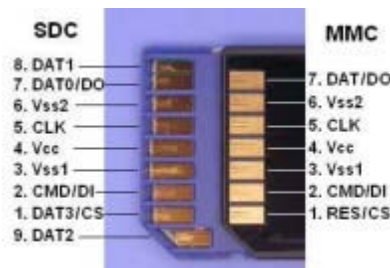


Figure.III.10. Représentation de différentes broches d'une carte SD.

Ci- dessous la description de chaque broche d'une carte SD.

Carte mémoire SD			
Broches	Nom	Type	Description
1	CD/DA T3	I/O/P P	Détection de la carte / Ligne de données du connecteur 3
2	CMD	PP	Ligne de commande/Réponse
3	Vss1	S	Tension d'alimentation (masse)
4	Vdd	S	Alimentation
5	CLK	I	Horloge
6	Vss2	S	Tension d'alimentation
7	DAT0	I/O/P	Ligne de donnée du connecteur 0
8	DAT1	I/O/P	Ligne de donnée du connecteur 1
9	DAT2	I/O/P	Ligne de donnée du connecteur 2

Tableau 3 : Description des broches d'une carte mémoire SD.

Il est également important de savoir que les cartes mémoires n'ont pas une capacité infinie et il est toujours bon de disposer de plus d'espace.

Pour notre application nous avons choisi la micro SD d'une capacité de 512 MO ou plus qui est largement suffisante pour sauvegarder nos données pendant 48H.

La carte SD va être connectée au dsPic via le port SPI :

➤ **Le bus SPI :**

Une liaison SPI (pour Serial Peripheral Interface) est un bus de donnée série synchrone baptisé ainsi par Motorola, et qui opère en Full Duplex. Les circuits communiquent selon un schéma maître-esclaves, où le maître s'occupe totalement de la communication. Plusieurs esclaves peuvent coexister sur un bus, la sélection du destinataire se fait par une ligne dédiée entre le maître et l'esclave appelée chip select.

Le bus SPI contient 4 signaux logiques :

- **SCLK** — Horloge (généralisé par le maître).
- **MOSI** — Master Output, Slave Input (généralisé par le maître)
- **MISO** — Master Input, Slave Output (généralisé par l'esclave)
- **SS** — Slave Select, Actif à l'état bas, (généralisé par le maître)

Il existe d'autres noms qui sont souvent utilisés.

- **SCK** — Horloge (génééré par le maître)
- **SDI, DI, SI** — Serial Data IN
- **SDO, DO, SO** — Serial Data OUT

Dans le cas de la convention de nommage SDI/SDO, le SDO du maître doit-être relié au SDI de l'esclave et vice-versa. Pour éviter les confusions au moment du câblage, il est donc souvent recommandé d'utiliser les dénominations MISO-MOSI qui évitent une certaine ambiguïté.

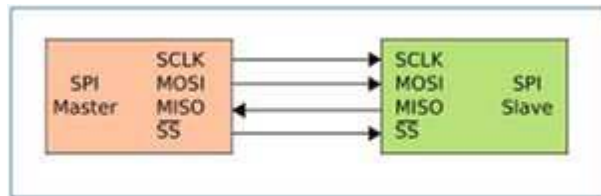


Figure.III.11. Bus SPI 1 maître 1 esclave.

III.9 Transmission de données

Après avoir numérisé et stocké les données du patient dans la mémoire de stockage, les données vont être transmises au médecin traitant via une transmission sans fil a des durées régulières programmées. Pour se faire, il existe plusieurs technologies, dont :

- **Bluetooth (IEEE 802.15.1)** : La technologie Bluetooth a été implémentée à l'origine par Ericsson. Elle permet des communications par onde radio à courte distance (10 m) entre plusieurs appareils avec une faible consommation d'énergie. Les applications de cette norme vont du marché de la téléphonie mobile en passant par les équipements informatiques. Elle est bien adaptée aux communications en temps réel [53].
- **Wi-Fi (ou IEEE 802.11)** : Sa norme IEEE 802.11 offre des débits de 1 ou 2 Mbps. Des révisions ont été apportées à la norme originale afin d'optimiser le débit (c'est le cas des normes 802.11a, 802.11b et 802.11g) qui peuvent atteindre des débits de 54 Mbps et d'assurer la sécurité, la qualité de service ou la mobilité. [53]
- **GSM (2G)** : Le service le plus important dans les réseaux cellulaires GSM est le service de la voix. Cette technologie a pour premier rôle de permettre des communications entre abonnés mobiles et abonnés du réseau fixe. Le réseau GSM s'interface avec le réseau fixe et comprend des commutateurs. Il se distingue par un accès spécifique: la liaison radio. [54].

- **GPRS (2.5G) :** Le standard GPRS représente une évolution majeure de la norme GSM et une transition vers la troisième génération, on parle généralement de 2.5G pour classer ce standard. L'exploitation du mode de transfert des données par paquets et l'augmentation des débits ouvrent la porte aux communications mobiles multimédia. Ce standard peut être considéré comme un réseau de données à part entière (commutation de paquet) qui dispose d'un accès radio réutilisant une partie du réseau GSM. Les débits théoriques autorisés par cette génération (de 9.6 Kbps à 171.2 Kbps) permettent d'envisager de nombreuses applications telles que la consultation du Web, le transfert de fichiers, la transmission de vidéo compressée, etc. [55]
- **EDGE :** EDGE représente une seconde forme d'évolution des systèmes 2G. Il s'agit d'une simple évolution de la technologie GSM/GPRS et du système TDMA permettant d'obtenir un débit qui peut aller jusqu'à 384 Kbps. Mais c'est beaucoup moins performant que la 3G et son rendement optimal est obtenu lorsqu'il est combiné avec un réseau de commutation par paquet (GPRS). Un terminal mobile dans un réseau EDGE est capable de transmettre et de recevoir sur plusieurs intervalles de temps, ce qui permet d'envisager des débits de l'ordre 19.2 Kbps, 28.8 Kbps, 38.4 Kbps, 48 Kbps, 56 Kbps ou 64 Kbps suivant le nombre des canaux alloués. [54]
- **UMTS (3G) :** La norme UMTS est une évolution de la deuxième génération à la troisième génération (3G). Elle constitue une voie royale pour le développement de produits et de services multimédias. Les technologies développées autour de cette norme conduisent à une amélioration significative des services et des vitesses de transfert avec des débits supérieurs à 144 Kbps et pouvant aller jusqu'à 2 Mbps. [56]

Ces différentes technologies sont utilisées dans le domaine de la télémédecine.

III.9.1 La télémédecine

➤ Définition

De nombreux auteurs définissent la télémédecine comme l'union des télécommunications et de la médecine. Elle représente l'utilisation des Nouvelles Technologies de l'Information et de la Communication (NTIC) dans le secteur médical. Elle médiatise l'acte médical en interposant un outil de communication entre les médecins ou entre un médecin et son patient. La télémédecine ne remplacera jamais le contact immédiat médecin-malade mais vient s'ajouter aux outils du médecin au service du patient.

En général, la télémédecine a pour rôle l'accès aux soins à distance, et l'échange de l'information médicale afin d'évaluer l'état du patient. Elle représente un enjeu considérable pour l'amélioration des conditions de soin et de vie de beaucoup de personnes.

De nombreux champs d'applications et services en télémédecine ont été déployés sur le terrain. Ces applications se déclinent en différents termes dont il est difficile de déterminer une typologie unanime. Nous présentons finalement cinq catégories d'applications en télémédecine:

- **Télesurveillance** : Le suivi à distance et l'enregistrement *téléométrique*, généralement au domicile, de paramètres physiologiques tel que taux de diabète, la tension, rythme cardiaque..., ou ciblant l'environnement ou le comportement d'un patient, transmis ensuite aux praticiens concernés. [57]
- **Téléconsultation** : La téléconsultation d'un patient est l'examen ou l'analyse de leur donnée sans interaction physique directe. Ce type d'application est un terme large, pouvant regrouper les deux types de fonctions suivantes: (1) soit le patient consulte de sa propre initiative un médecin par un réseau de communication interposé; (2) soit le médecin consulté, sollicite un avis diagnostic (télédiagnostic) ou thérapeutique (téléexpertise) auprès d'un confrère situé à distance. On peut également citer dans ce cadre le transfert et la consultation d'images médicales à distance (télé-imagerie, téléradiologie). Elle permet aussi d'emprunter plusieurs formes en particulier une consultation médicale synchrone (visioconférence) ou asynchrone (messagerie). [57]
- **Téléassistance** : La fonction de téléassistance a pour objectif l'aide thérapeutique directement apportée au patient à distance, c'est une conséquence possible de la téléconsultation.
- **Téléchirurgie** : L'exploitation et la manipulation des équipements médicaux contrôlée à distance par le praticien sur le patient (ce qu'on appelle télémanipulation).
- **Téléformation** : C'est un service bénéfique destiné aux professionnelles de la santé. Il s'agit en particulier de l'exploitation d'un outil informatique pour l'aide à la formation continue des médecins: contacts professionnels via le réseau, consultation des informations médicales (banque de données, imagerie, suivi d'études épidémiologiques et d'essais cliniques), consultation de cours de formation et visioconférences dans les universités (téléenseignement) et réunions. [57]

Les applications de télémédecine visent à mettre en place des systèmes de surveillance permanente des personnes à distance. Ces systèmes permettent la capture d'informations sur l'évolution de son état de santé, afin que le praticien traitant puisse effectuer une consultation ou un diagnostic, voir aider les patients à distance et par conséquent assurer une prise en charge à temps.

III.9.2 Transmission sans fil du signal ECG

Notre travail dans le cadre de cette thèse porte sur la réalisation d'un système pour l'acquisition, l'enregistrement et le suivi à distance d'un ensemble de paramètres médicaux liés au patient pour le diagnostic, à fin d'assurer cette transmission par voie aérienne nous utiliserons la technologie EDGE qui couvre largement notre territoire, le module EDGE TELIT GC864 a été choisie vu sa disponibilité et répondant a nos exigences. Ce module va crée une connexion internet vers un serveur qui se trouve au niveau de l'hôpital, en ouvrant une session sur la base de données des patients. La figure ci-dessous récapitule les étapes suivies.

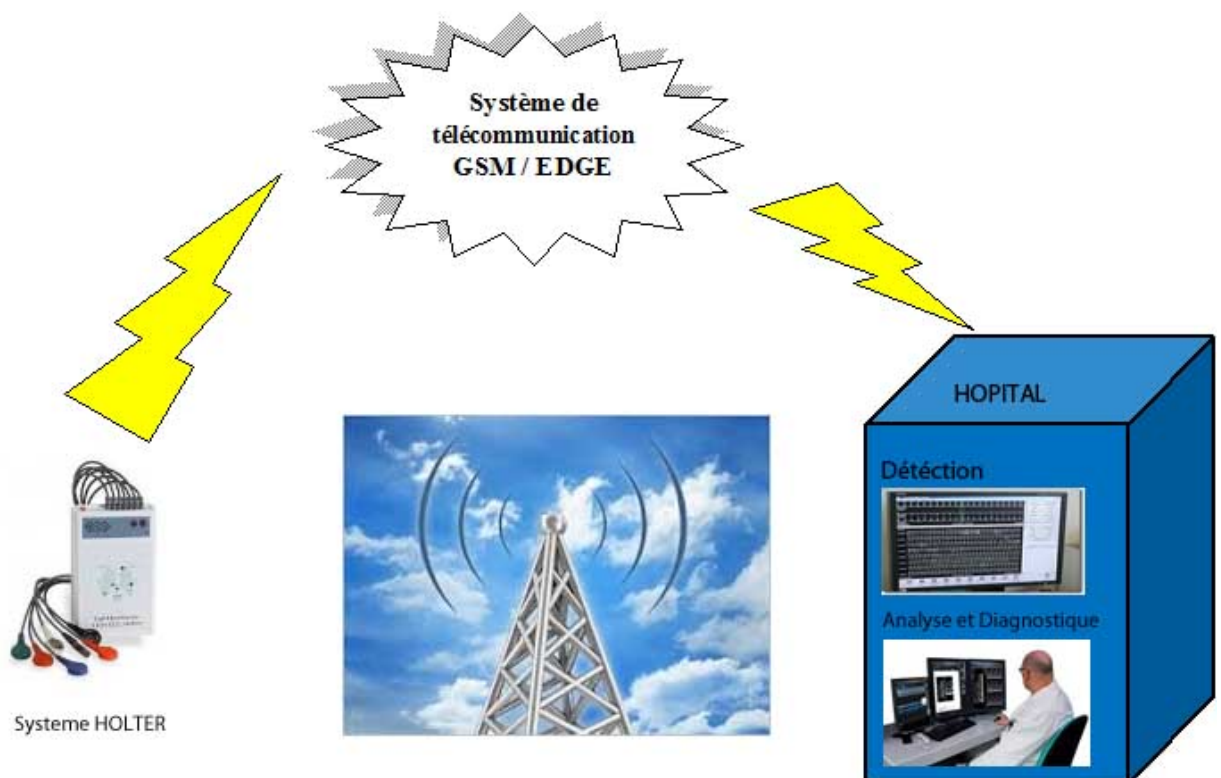


Figure .III.12. Structure générale du système.

A. EDGE TELIT GC864

Parmi les différents modèles de modules EDGE notre choix s'est porté sur le TELIT GC864. De faible dimension (30mm x 30mm x 2.9mm), il ne dépasse pas 4.2 grammes, est de faible consommation et est capable de supporter divers modes de communications. Doté de diverses entrées/sorties (80 pins), d'interface de la carte SIM, ce module utilisé pour l'émission ainsi que pour la réception, peut être piloté par l'intermédiaire de l'interface série en utilisant les commandes AT.

Nous avons utilisé le port série du GC864 (TxD et RxD). Ces deux derniers sont connectés aux RxD et TxD de l'USART du dsPic 30F4013. La connexion n'est pas directe, mais passe à travers le MAX232. Le module GC864 est commandé par le dsPic en utilisant les commandes AT. (voir Annexe B).



Figure .III.13. Telit GC864. [58]

A1. La liaison série USART

Le dsPic 30F4013 contient un bus dit USART (Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter), ce bus permet d'envoyer et de recevoir des données en mode série, soit de façon synchrone ou asynchrone. Le bus USART de notre dsPic utilise uniquement deux broches TxD et RxD, ces dernières sont connectées au MAX 232 qui est aussi relié au module de transmission

A2. Présentation du MAX232

Le MAX232 est un composant qui sert d'interface entre une liaison série TTL (0-5V) et une liaison série RS232 (+12 -12V) du PC, et ce avec une simple alimentation 5V.

III.10 Réception et affichage des données

Au niveau de l'hôpital, ou du centre de traitement, une base de données regroupant toutes les informations concernant les malades est installée au niveau du serveur dédié à cet effet, le médecin traitant dispose d'un logiciel pour visualiser et interpréter les données des patients.

Pour chaque appareil holter placer chez un patient, le médecin créera un identifiant unique pour qu'à chaque connexion il soit identifiable par le système.

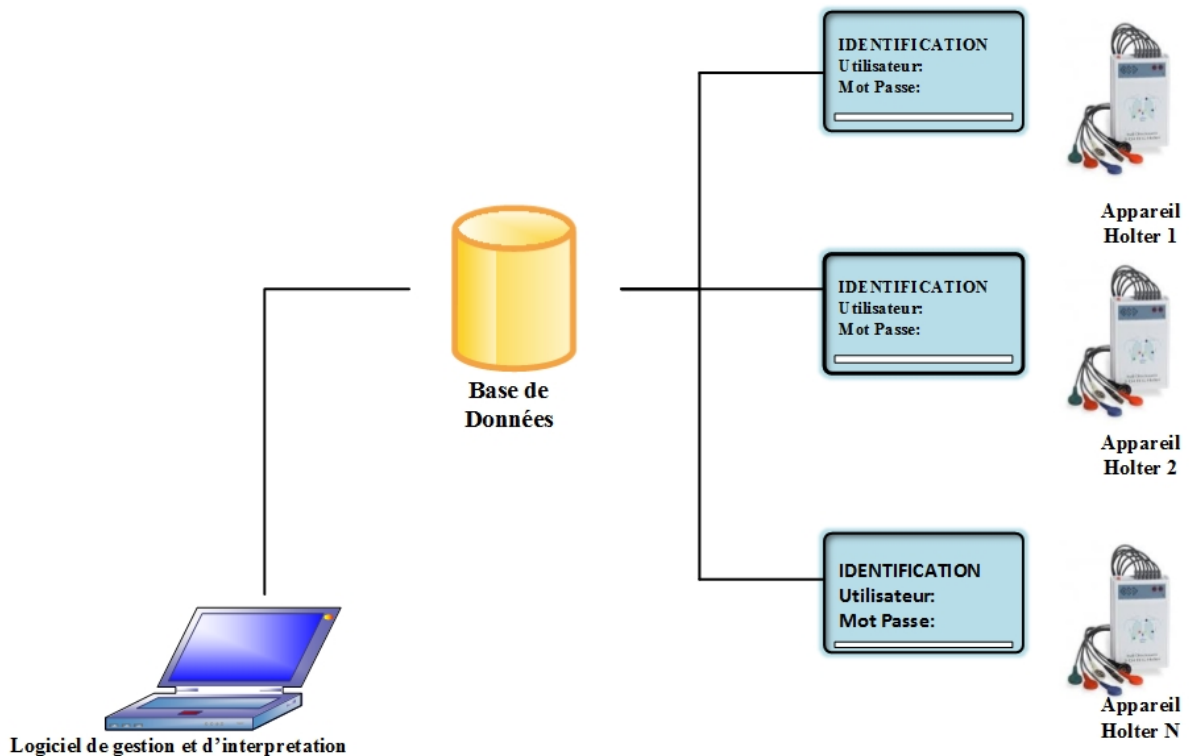


Figure .III.14. Communication avec la base de données.

III.11 L'alimentation autonome

Vu que notre système est en mouvement, nous utiliserons une alimentation autonome qui va nous délivrer les tensions nécessaire au bon fonctionnement du système, pour cela nous allons utiliser une pile de 9 Volts dont nous allons extraire les tensions voulues à savoir ± 5 Volts pour les amplificateurs opérationnel et $+ 5$ Volts pour les circuits logique (dsPic...) ainsi que la tension $+ 3.3$ Volts pour les mémoires SD, la RTC et EDGE. Pour se faire nous utiliserons des régulateurs de tensions :

- LM 7805 pour +5 V.
- LM 7905 pour - 5 V.
- S1117-33PI pour +3.3 V.

III.12 Fonctionnement de notre système

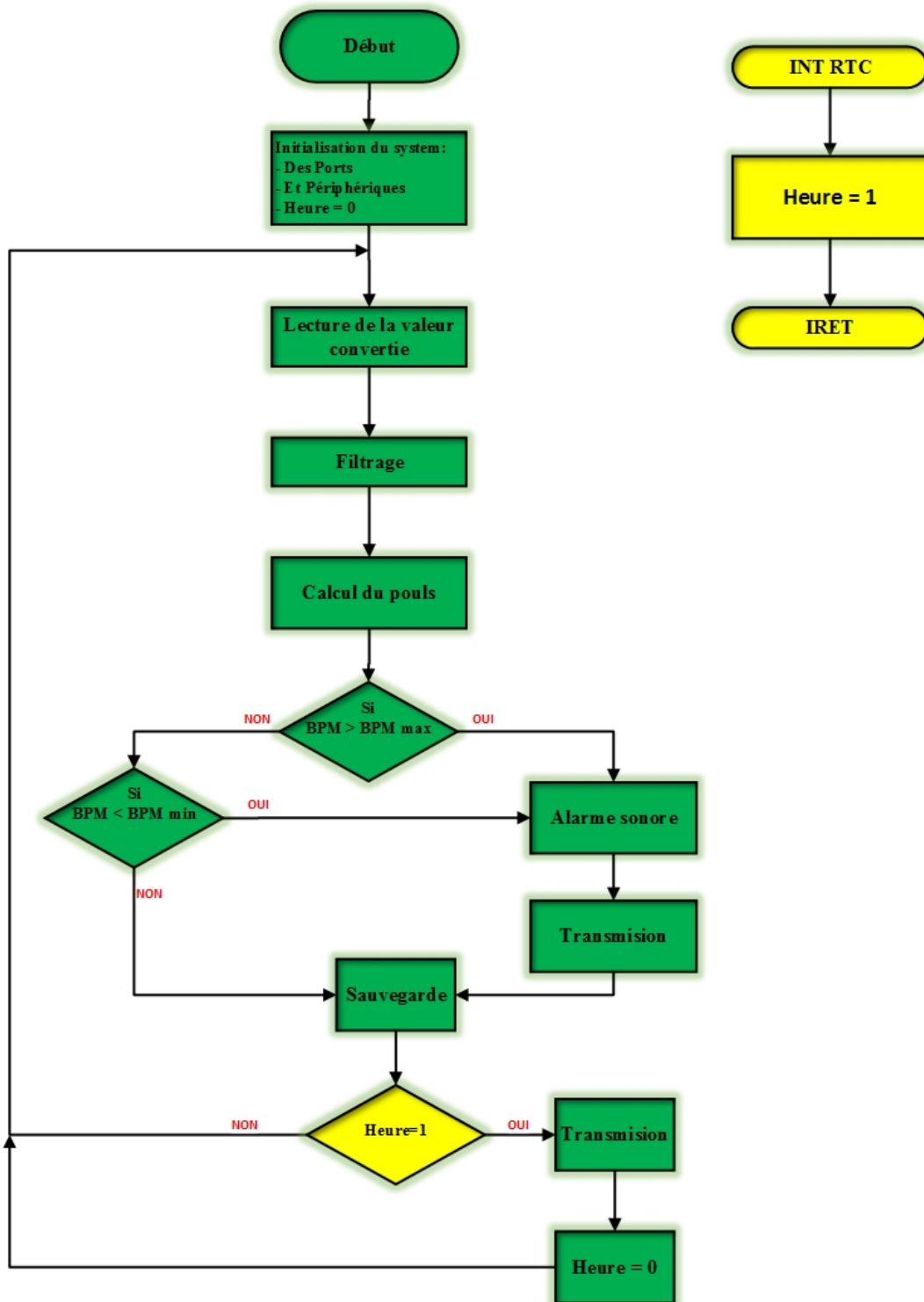


Figure .III.15. Organigramme de fonctionnement du système.

En allumant notre appareil le système s'initialise ce que veut dire l'initialisation des périphériques (modem, la RTC, la carte SD) et les variables système tel que la variable de conversion (Heure=0). Puis il lance la conversion des données en récupérant les valeurs converties sur lesquelles il va effectuer un traitement numérique (filtrage numérique) grâce au cœur DSP. Puis il calcul la fréquence cardiaque pour détecter d'éventuelles anomalies cardiaques (bradycardie, tachycardie), dans le cas positif il lance une alarme sonore et va lancer la procédure de transmission de données ainsi que la sauvegarde de celles-ci. Dans l'autre cas il vérifie si le temps de la consigne de transmission est atteint il lance la procédure de transmission sinon il relance la procédure de la conversion. Notre système possède un programme « Watch dog » qui surveille le système en cas de son plantage il le redémarre.

III.12.1 Calcul du pouls

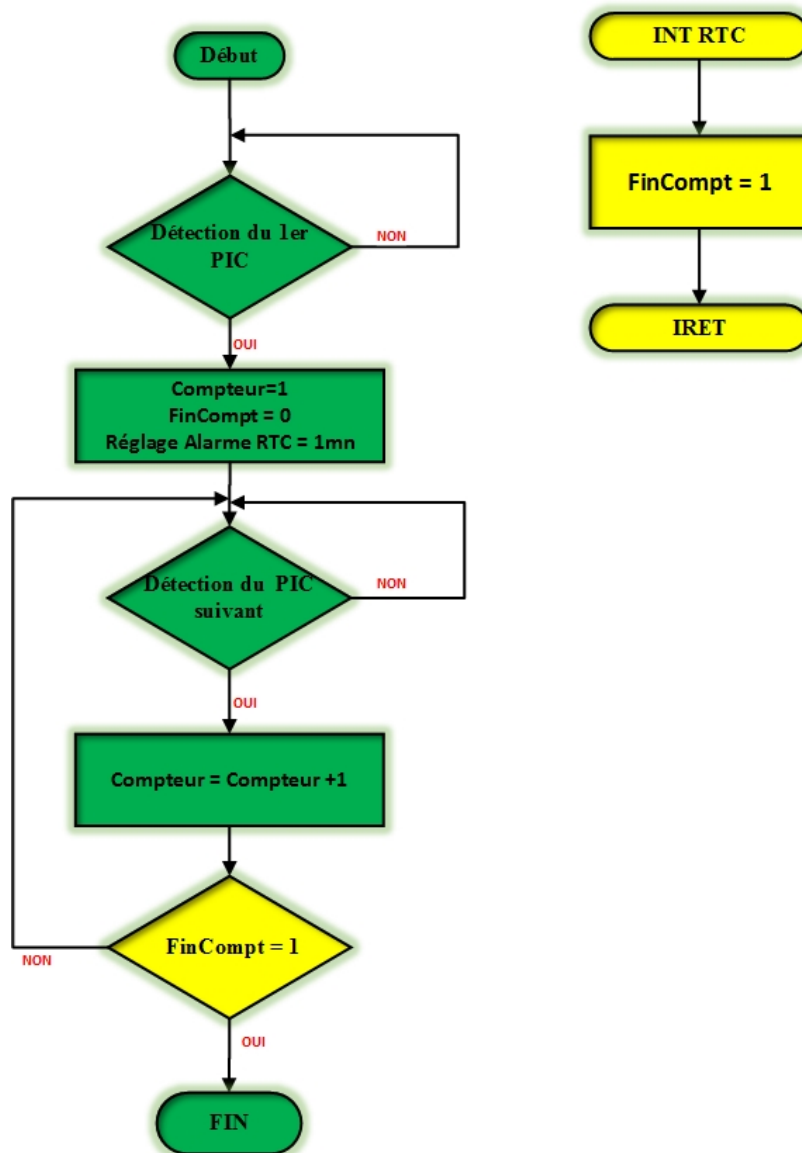


Figure .III.16. Organigramme du pouls.

A la détection du premier pic de notre signal, notre système va initialiser les variables :

- Compteur à 1 qui est le nombre de pic
- Fincompt à 0 qui nous indique l'état du comptage.
- Réglage d'une alarme d'une minute dans la RTC.

A la détection du pic suivant, il va incrémenter le compteur et vérifier l'état de Fincompt. Si ce dernier prend la valeur 1 il va arrêter le comptage sinon il va refaire la même procédure.

III.12 .2 Organigramme de la sauvegarde

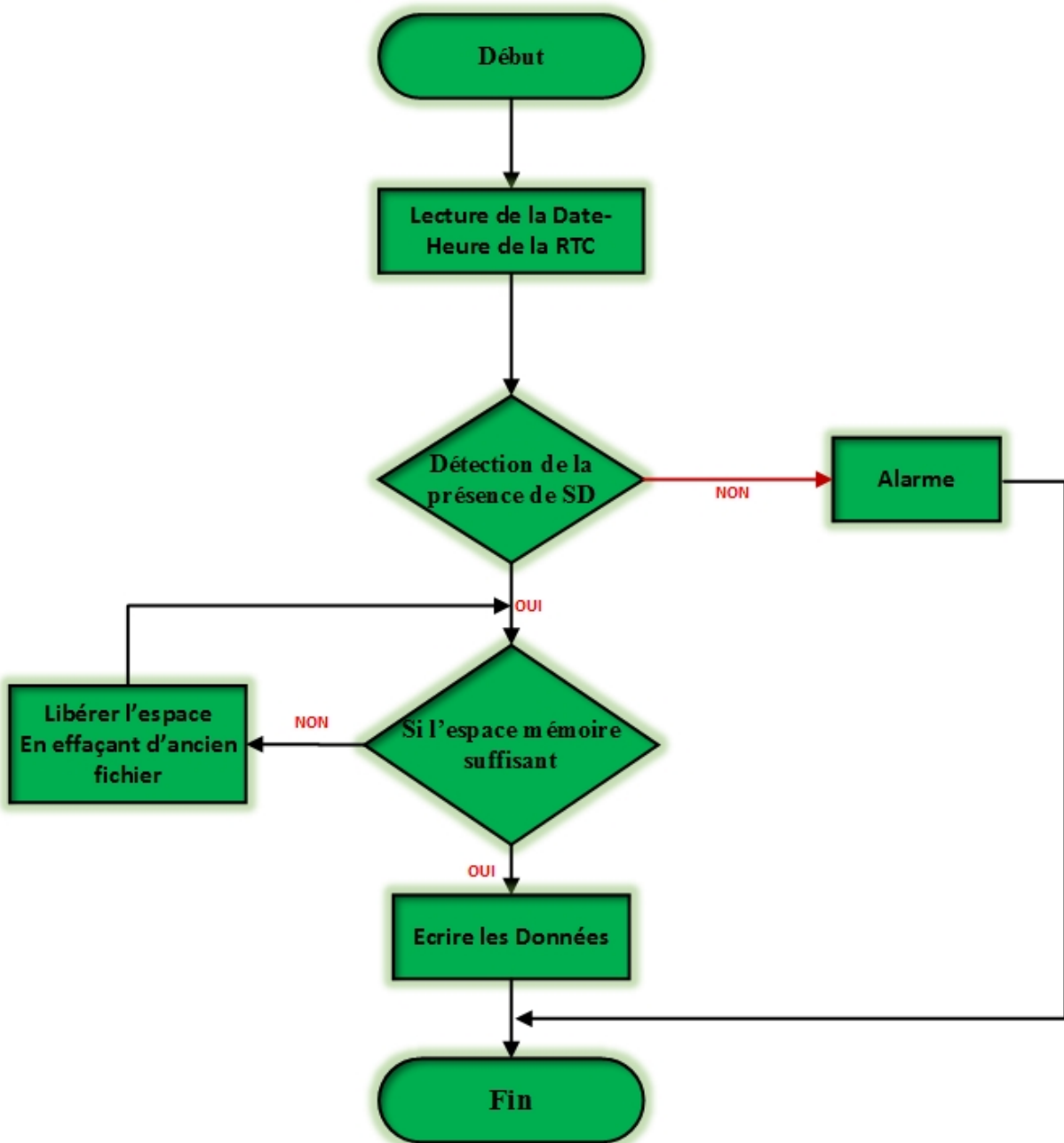


Figure .III.17. Organigramme de la sauvegarde des données

Une fois que notre système à récupérer l'heure et la date de l'horloge RTC il va ensuite vérifier la présence de la carte SD. Si cette dernière n'est pas présente il va afficher une alarme sous forme d'une LED rouge sinon il vérifiera si l'espace mémoire est suffisant pour écrire les données sinon il libérera l'espace mémoire.

III.12 .3 Organigramme de la transmission des données

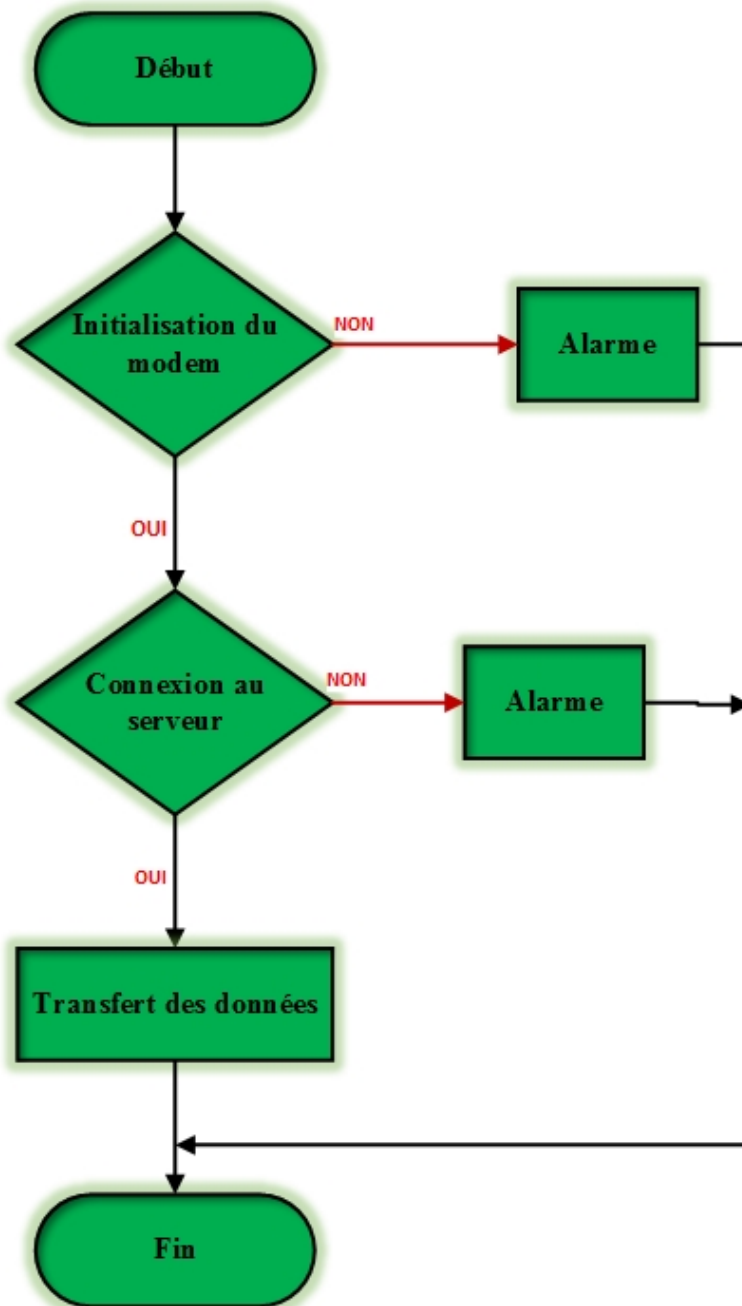


Figure .III.18. Organigramme de la transmission des données

Avant de commencer la transmission de nos données nous allons initialiser le modem si celui-ci ne s'initialise pas il va nous afficher une alarme sous forme d'une LED rouge sinon

il va établir une connexion au serveur, une fois que la connexion est établie il commencera à transmettre les données sinon il va nous afficher une alarme en restant en boucle.

III.13 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons décrit les différentes étapes à suivre pour transmettre le signal ECG en utilisant le réseau GPRS/EDGE. Nous commençons par l'acquisition, qui se compose des électrodes, d'un amplificateur d'instrumentation AD620 et de différents filtres. Puis vient l'étape de la numérisation où nous avons utilisé le dsPic 30F4013 qui contient un convertisseur analogique/numérique (CAN) d'une résolution de 12 bits ainsi que d'un noyau DSP qui nous a permis de réaliser des filtres numériques. À la fin nous avons utilisé le module Telit GC864 qui sert à se connecter au serveur principal pour transmettre les données. Avant la transmission, nous effectuons une sauvegarde de l'ECG dans une mémoire SD en cas où il y'a une défaillance du réseau.

Les données ainsi transmises seront stockés dans une base de données qui contiendra toute les informations concernant le patient, qui vont être traité par le médecin pour détecter d'éventuelle anomalie cardiaque.

Chapitre IV

IV. Introduction

Après avoir cerné nos besoins dans le chapitre précédent pour la réalisation de notre système holter, nous allons maintenant détailler notre réalisation en présentant les schémas électriques des différents modules que nous avons réalisés.

IV.1 Outils utilisés

Pour la réalisation de notre système, nous avons utilisé des outils pour nous faciliter la tâche, des logiciels pour la simulation et la conception ainsi que des appareils pour la réalisation.

IV.1.1 Logiciels utilisés

A. Logiciel de simulation : National Instruments / Multisim 12

Ce logiciel nous permet de simuler des circuits logique et analogique, il nous a beaucoup aidés dans le choix de nos composants de la partie analogique (l'amplificateur, les différents filtres).

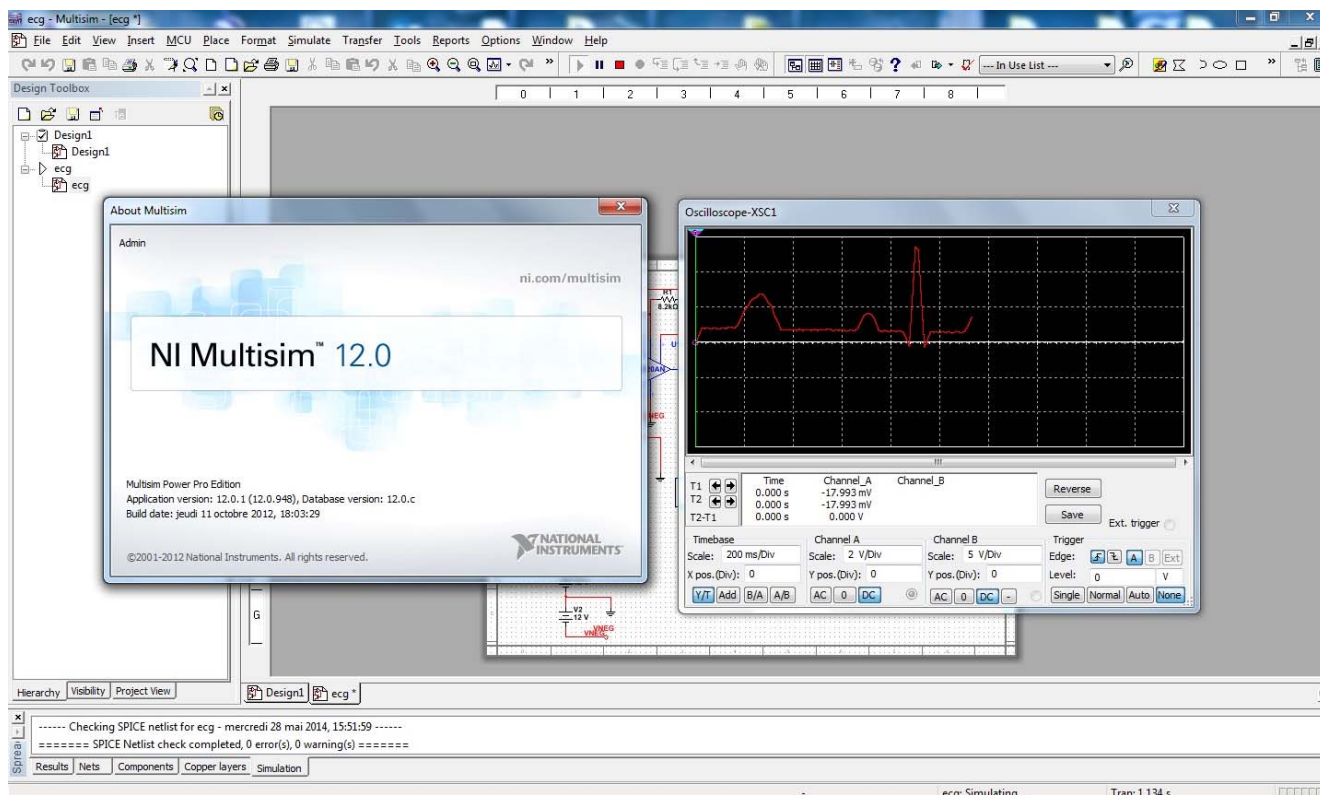


Figure. IV.1. Logiciel de simulation Multisim 12

B. Logiciel de conception électronique

Pour concevoir nos schémas électroniques ainsi que les typons de nos cartes, nous avons utilisé un logiciel de dernière génération Altium Designer version 2014. Ce logiciel nous permet de réaliser des cartes électroniques de très bonne qualité, ainsi que d'effectuer des testes avant de lancer la fabrication.

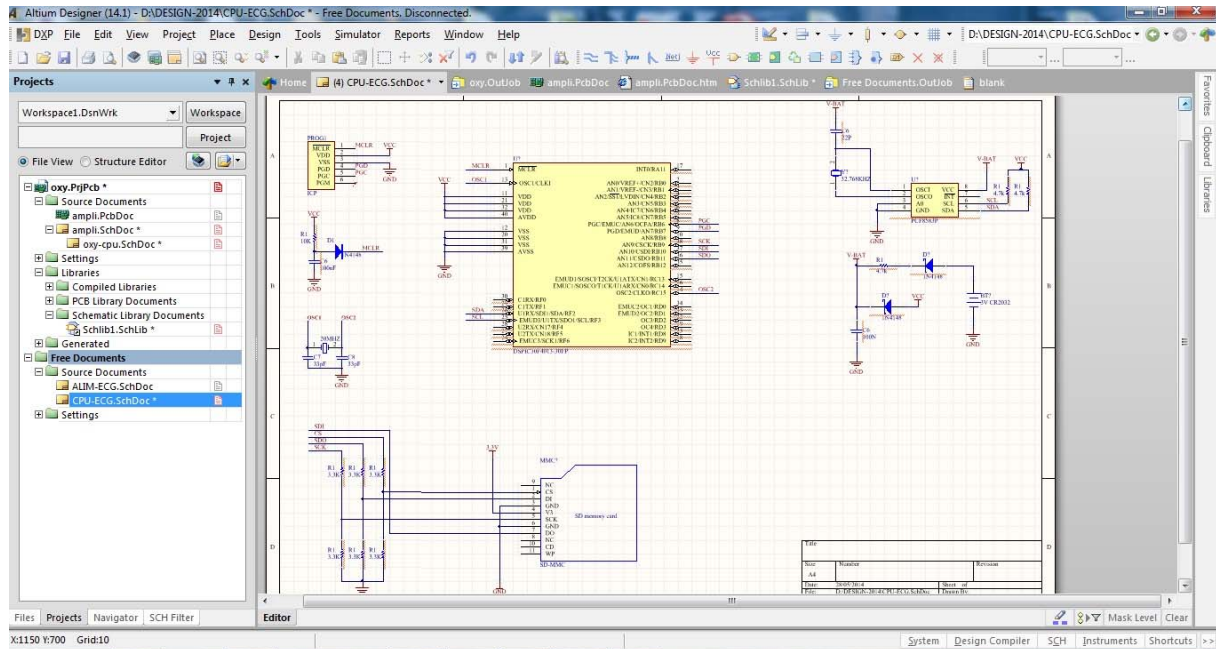


Figure. IV.2. Logiciel de conception électronique Altium designer version 2014.

C. Logiciel de programmation

Un programme pour gérer notre système a été réalisé, pour se faire nous avons utilisé le Mikroelectronika MikroC Pro pour les dsPic. Ce dernier nous permet de réaliser des programmes en langage C.

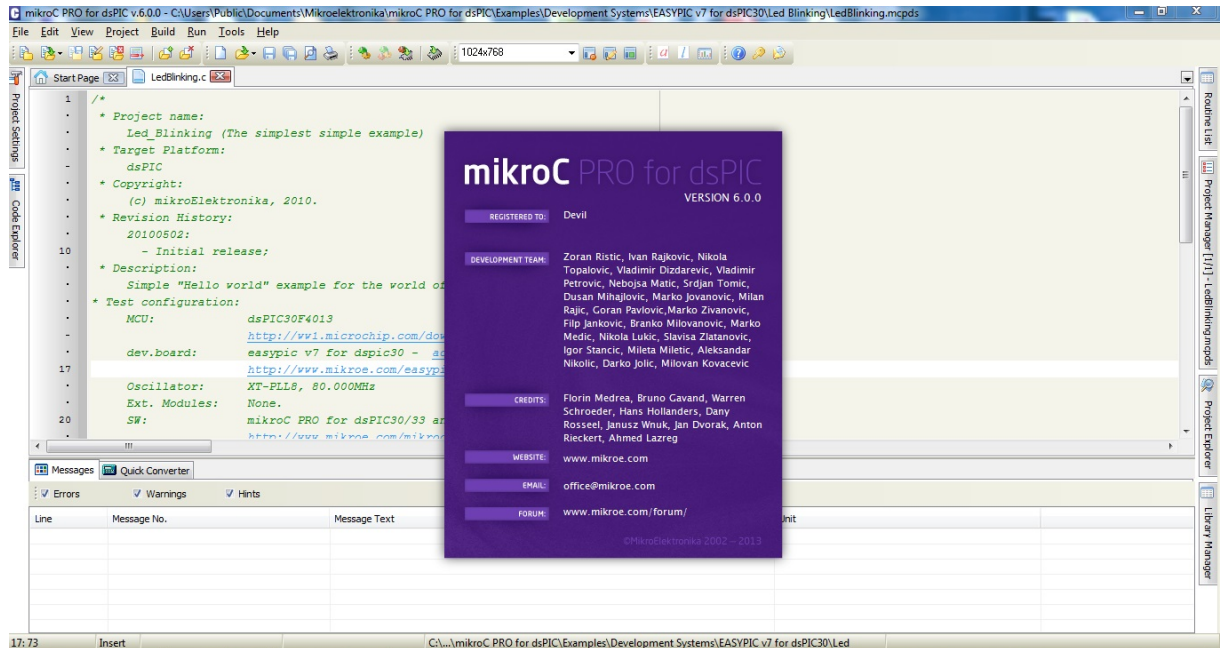


Figure .IV.3. Logiciel MikroC Pro pour dsPic

IV.1.2 Appareillages utilisés

Nous avons utilisé au niveau du labo où nous avons effectué notre stage, des appareils pour tester et régler notre système.

A. Oscilloscope

Nous avons utilisé un oscilloscope UNI-T UTD2052CL, c'est un oscilloscope à 2 entrées de 50 MHz.



Figure .IV.4. UNI-T UTD2052CL

B. Multimètre digital

Un multimètre digital UNI-T model UT60D a été utilisé pour mesurer et vérifier nos circuits.



Figure. IV.5. Multimètre Digital UT60D

C. Lab d'essai

Le Lab d'essai nous a permis de faire plusieurs essais de nos circuits et de les tester avant de lancer la fabrication.

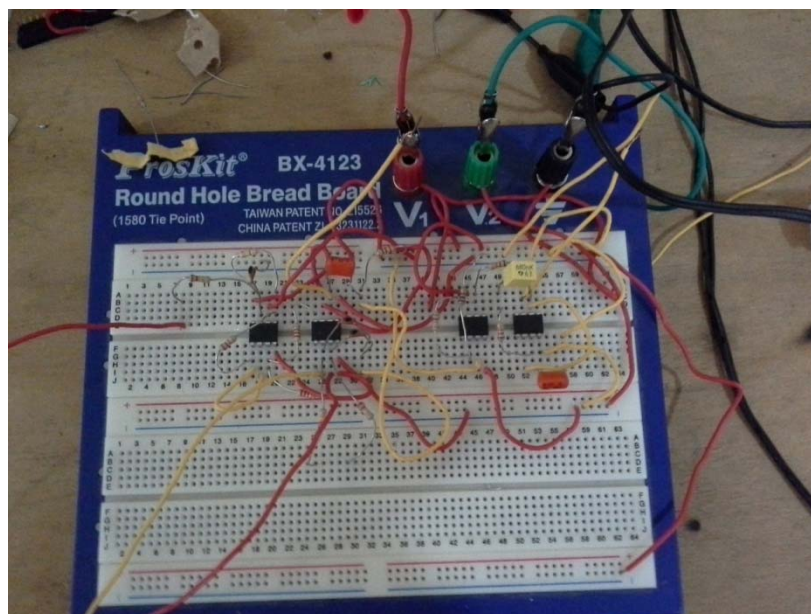


Figure. IV.6. Lab d'essai

D. Système de développement

Un système de développement pour réaliser des tests de notre programme a été utilisé qui est le Mikroelektronika EasyDspic 4. Il nous permet de simuler et tester le programme ainsi que de programmer les Microchip dsPic 30F.



Figure. IV.7. EASYdsPiC 4A

E. Alimentation stabilisé

Pour tester notre système sur le Lab d'essai, une alimentation stabilisée et régulée a été utilisé pour nous délivrer les tensions voulue (+/- 5V, et 3.3 V).

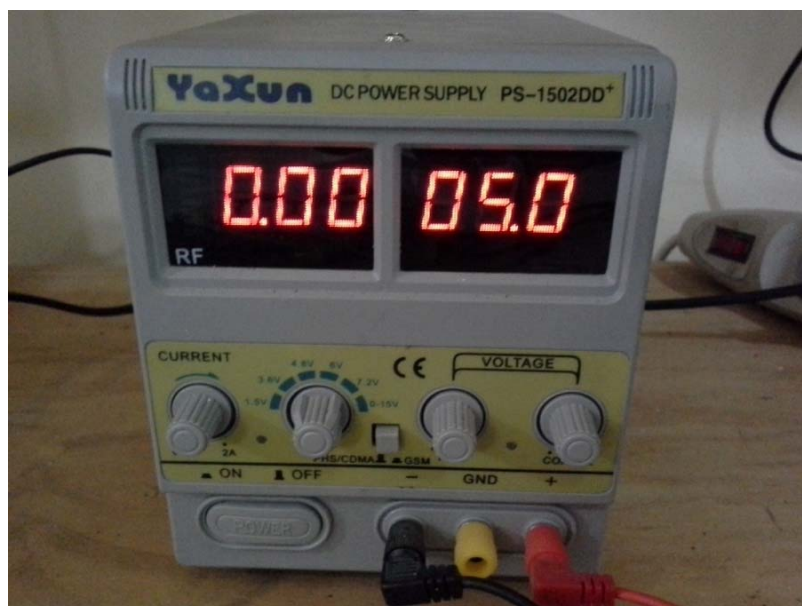


Figure. IV.8. Alimentation stabilisée et régulée

IV.2 Réalisation électronique

IV.2.1 Réalisation des schémas électronique

Notre système est composé de deux parties, une partie analogique et une autre numérique.

1. Partie analogique

La partie analogique est composée de :

A. Alimentation autonome

Nous avons réalisé trois circuits électroniques pour extraire les trois tensions électriques nécessaires au bon fonctionnement de notre système d'une pile Alcaline de 9V, comme présenté dans les figures ci-dessous.

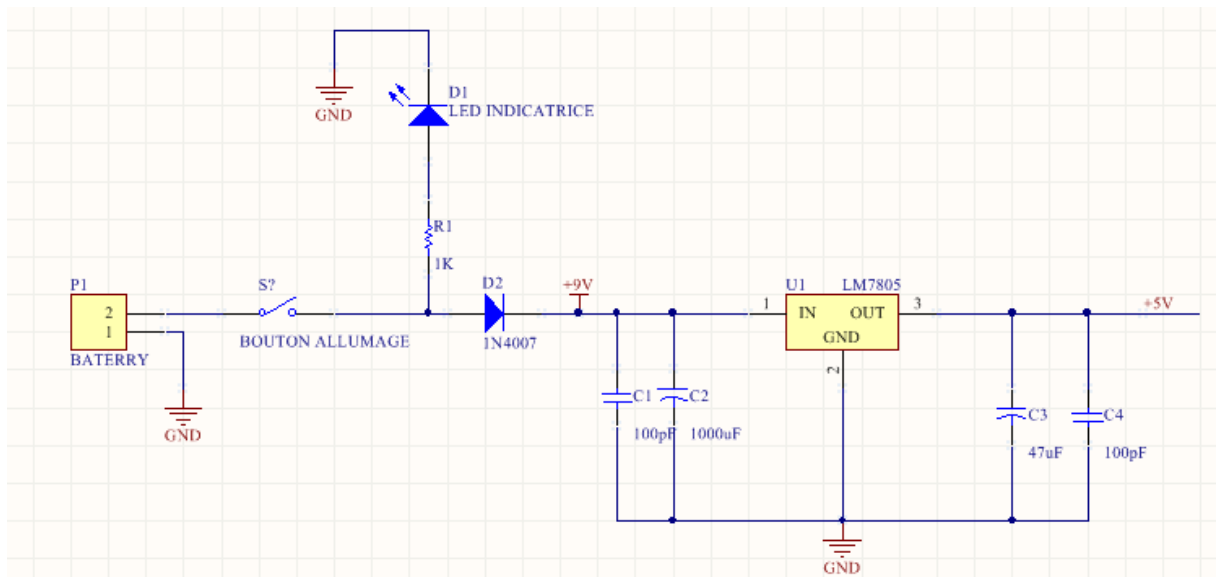


Figure. IV.9. Tension de +5V régulée

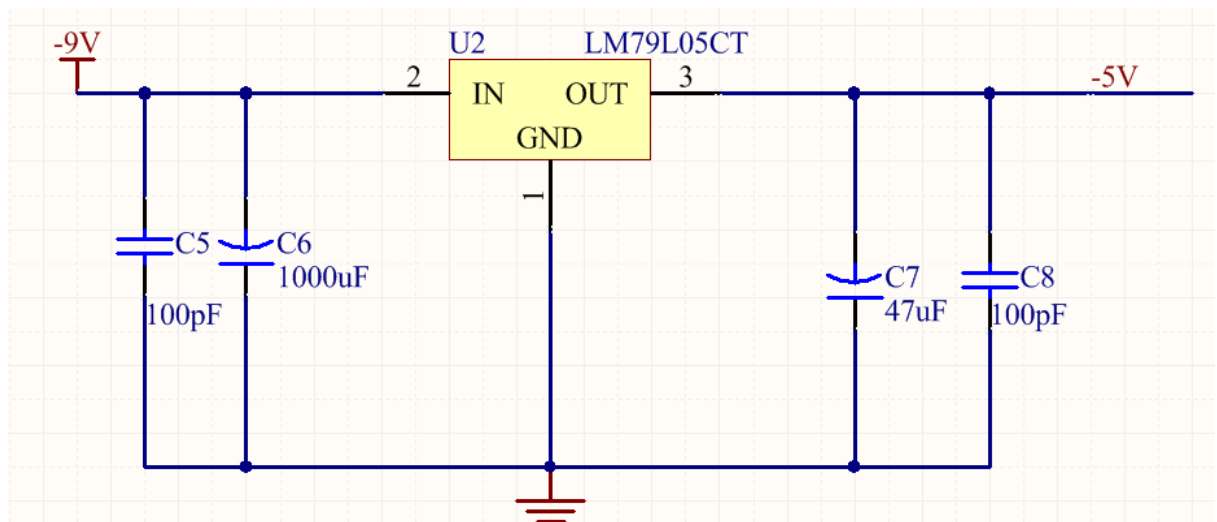


Figure. IV.10. Tension de -5V régulée

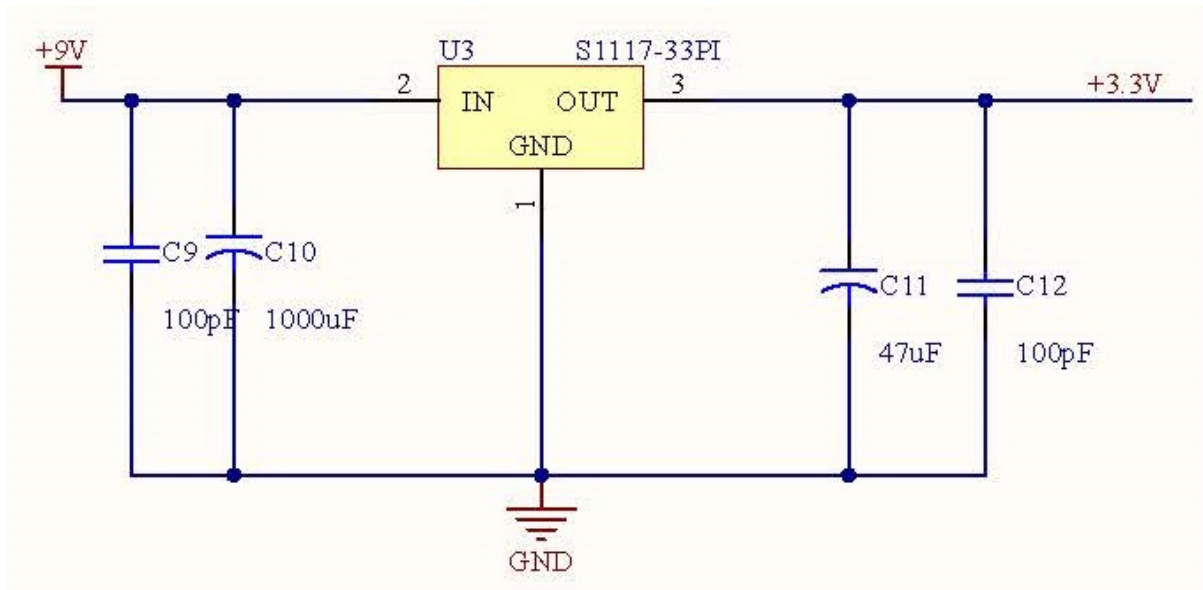


Figure. IV.11. Tension de +3.3V régulée

Les deux figures suivantes (12,13) représentent respectivement la vue en 3D et le typon de notre carte d'alimentation finale de notre système holter.

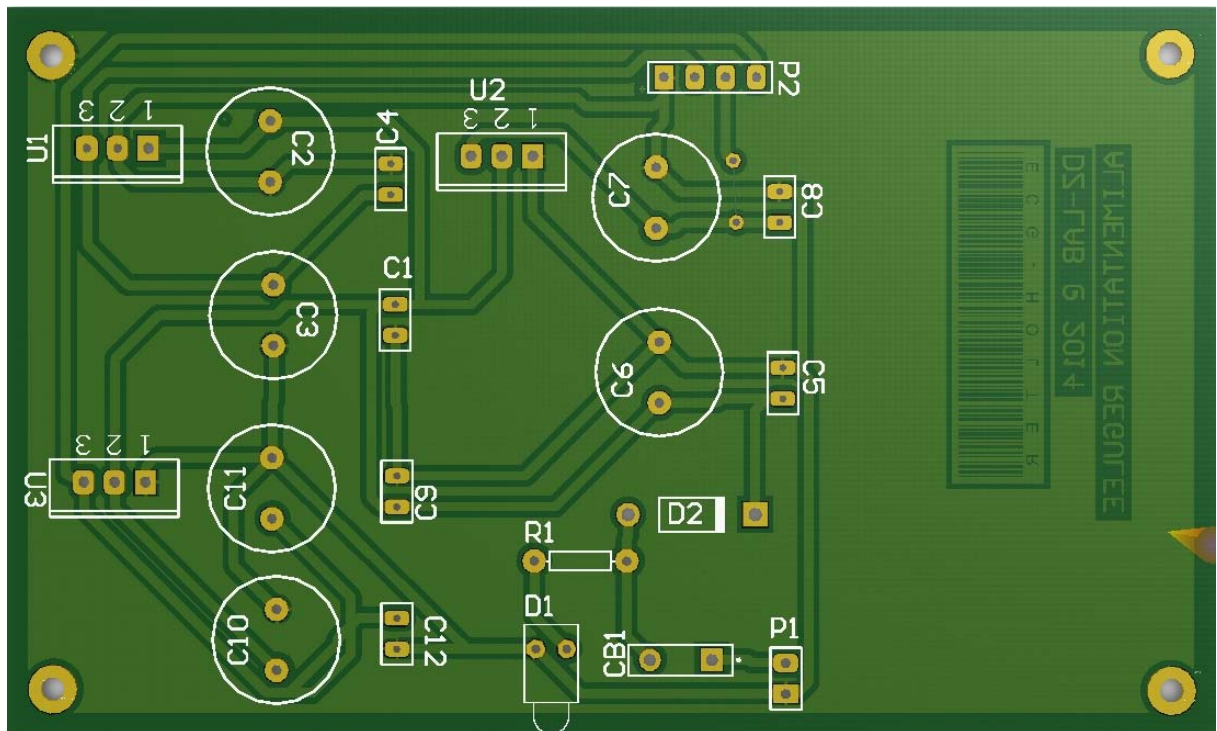


Figure. IV.12. Vue 3D de la carte d'alimentation autonome

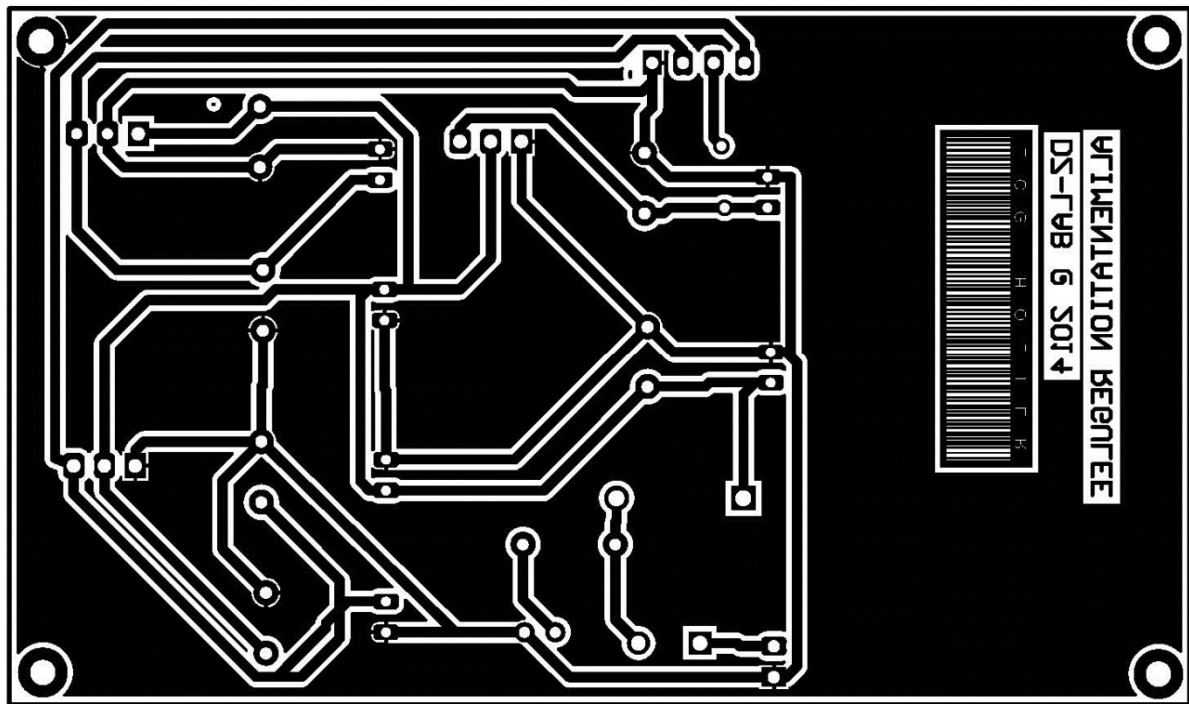


Figure. IV.13. Typon de la carte d'alimentation autonome

<i>Description</i>	<i>Désignation</i>	<i>Valeurs</i>	<i>Quantité</i>
Condensateur chimique	C2, C6, C10	1000 uF	3
Condensateur chimique	C3, C7, C11	47uF	3
Condensateur	C1, C4, C5, C8, C9, C12	100pF	6
Bouton d'allumage	CB1		1
Led rouge	D1		1
Diode de rectification	D2	1N4007	1
Connecteur pour batterie	P1		1
Connecteur d'alimentation	P2		1
Résistance	R1	1K	1
Régulateur positif	U1	LM7805	1
Régulateur négatif	U2	LM7905	1
Régulateur positif 3.3V	U3	S1117-33PI	1

Tableau 4: Nomenclature de la carte d'alimentation.

B. Acquisition du signal

Pour la bonne acquisition du signal nous avons utilisé différents étages tels que :

B1. Pré-amplification

Comme on a dit dans le chapitre précédent, l'amplitude du signal issu des électrodes est très faible pour cela on a décidé de réaliser un étage d'amplification à l'aide de l'AD620 de gain G afin d'amplifier notre signal.

Donc afin de régler le gain G , il faut que nous déterminions la résistance R_G . Mais pour cela, nous ne devons pas prendre de gain élevé, ce qui réduira les valeurs de R_G possible, car pour un gain élevé, celui-ci crée une erreur additionnelle au gain pour une amplification par 100 environ. Comme dans notre cas nous nécessitons une très grande amplification (plus de 1000), nous risquons d'ajouter une erreur de gain beaucoup trop importante. C'est pour cela que nous choisissons donc un premier gain $G=10$. Nous amplifierons par la suite encore avec un autre AOP.

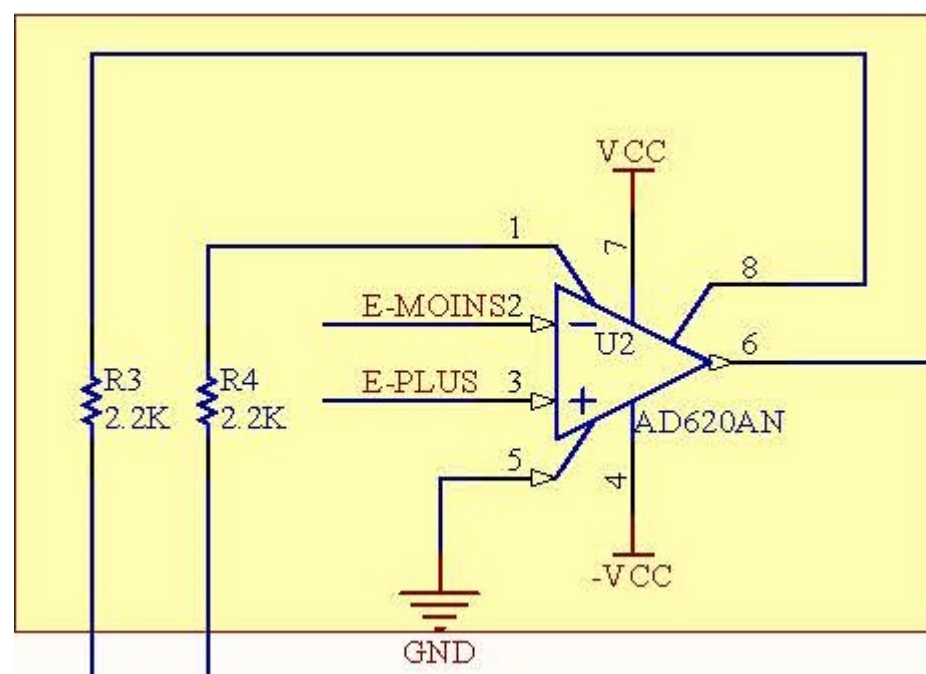


Figure. IV.14. Etage pré-amplification

À la sortie de l'AD620 (pré-amplification) nous avons récupéré un signal ECG (Figure. IV.15) qui est bruité.



Figure. IV.15. Signal à la sortie de l'AD620

B2. Analyse du circuit DRL

Le circuit DRL est composé d'un AOP suiveur et d'un filtre passe bas actif. L'utilité de l'AOP suiveur est de permettre l'isolation par rapport au reste du montage et ensuite réaliser un filtre passe bas actif. Pour ce faire nous avons utilisé le TL082 comme AOP, qui est composé de deux amplificateurs opérationnels dans le même boîtier, l'un utilisé comme suiveur et l'autre comme filtre passe bas. La figure suivante illustre ce principe.

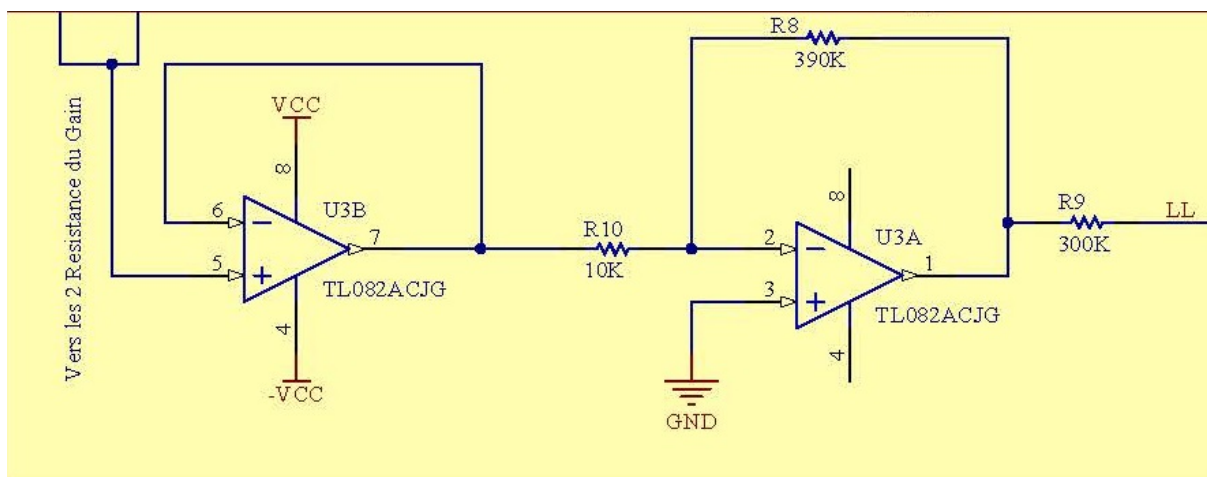


Figure. IV.16. Etage de la DRL.

B3. Le filtrage

Pour extraire notre signal utile qui est noyé dans les bruits, nous avons réalisé deux différents étages de filtrage comme suit :

➤ *Filtre passe haut*

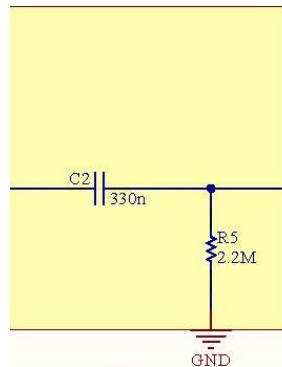


Figure. IV.17. Etage du filtre passe haut passif

• Amplification

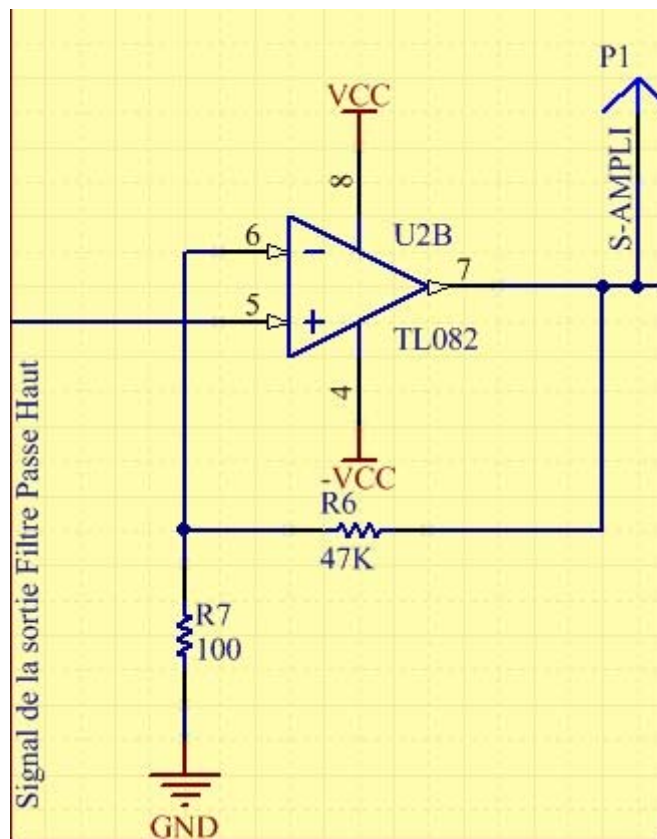


Figure. IV.18. Etage de l'amplification AOP.

➤ *Filtre passe bas actif*

Nous avons réalisé un filtre Sallen Key passe bas Butterworth qui n'ajoutera pas de gain puisque le signal a été déjà amplifié.

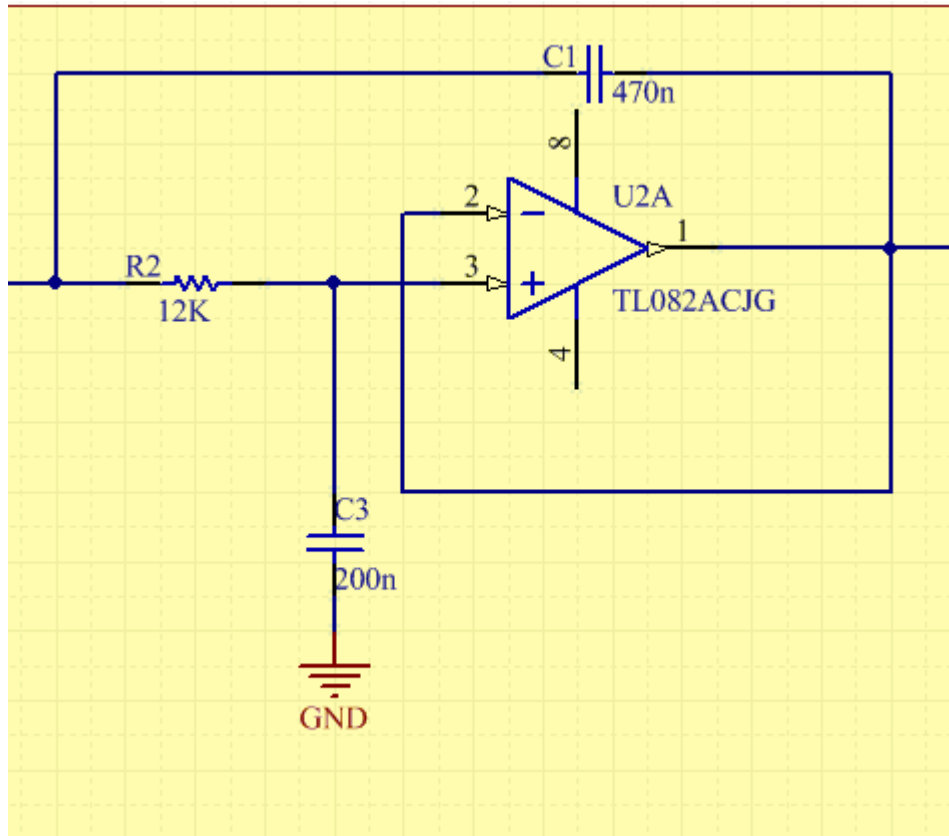


Figure. IV.19. Etage de filtre passe bas Butterworth.

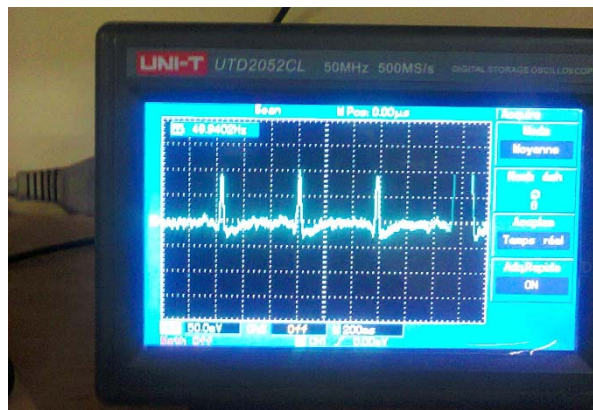


Figure. IV.20. Signal acquis après filtrage et amplification

Les trois figures suivantes (21, 22, 23) représentent respectivement la vue en 3D et les typons de notre carte d'acquisition du signal.

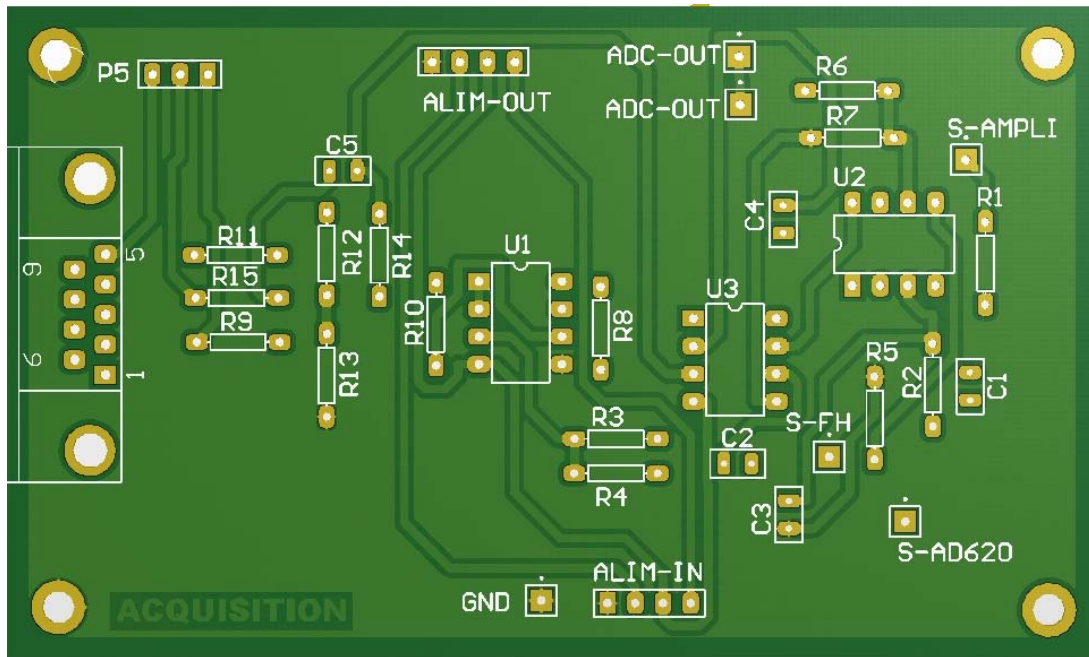


Figure. IV.21. Vue 3D de la carte d'acquisition.



Figure. IV.22. Typon de la face soudure de la carte d'acquisition.

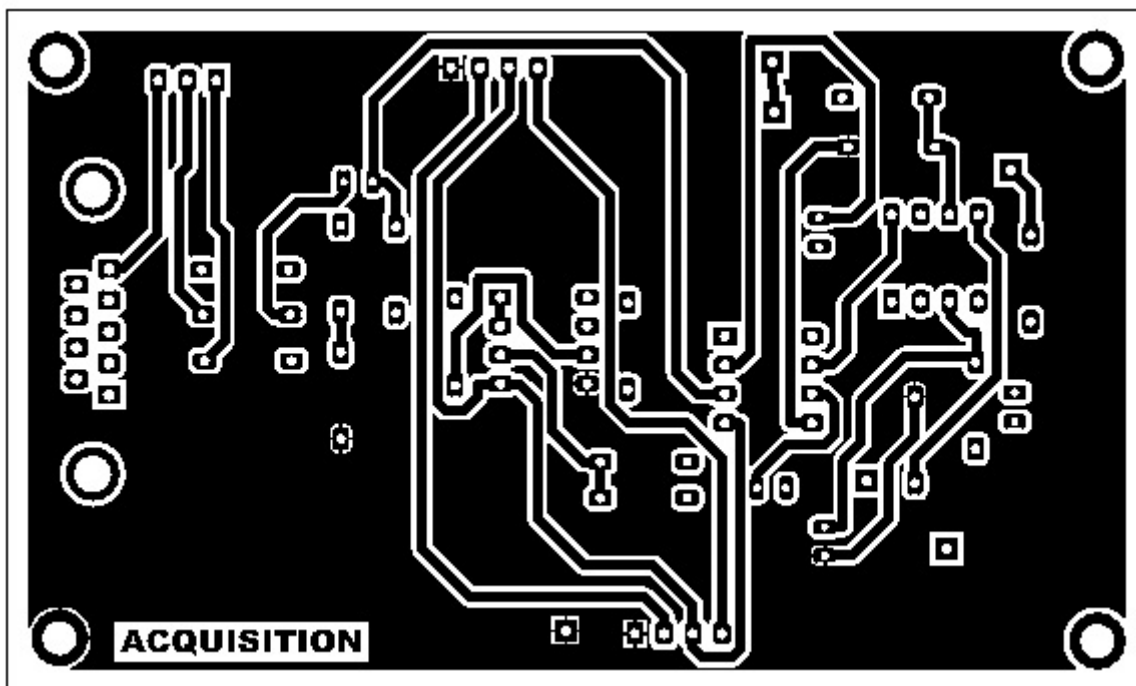


Figure. IV.23. Typon de la face composants de la carte d'acquisition.

<i>Description</i>	<i>Désignation</i>	<i>Valeurs</i>	<i>Quantité</i>
Résistance	R1, R2	12K	2
Résistance	R3, R4	2.2K	2
Résistance	R5	2.2M	1
Résistance	R6	56K	1
Résistance	R7	100	1
Résistance	R8	390K	1
Résistance	R9, R11, R15	300K	3
Résistance	R10	10K	1
Résistance	R12, R14	10M	2
Résistance	C1, C4, C5	330n	3
Condensateur	C2	470n	1
Condensateur	C3	200n	1
Condensateur	C4, C5	100pF	6
Connecteur DB9	J1		1
Connecteur 3 B	P5		1
Connecteur 4 B	ALIM-IN, ALIM-OUT		1
Amplificateur Instrum.	U3	AD620AN	1
Amplificateur OP	U1, U2	TL082	2

Tableau 5: Nomenclature de la carte d'acquisition.

2. Partie numérique

La partie numérique est composé d'un circuit dsPIC, d'un modem, d'une horloge RTC et RTC et interface SD.

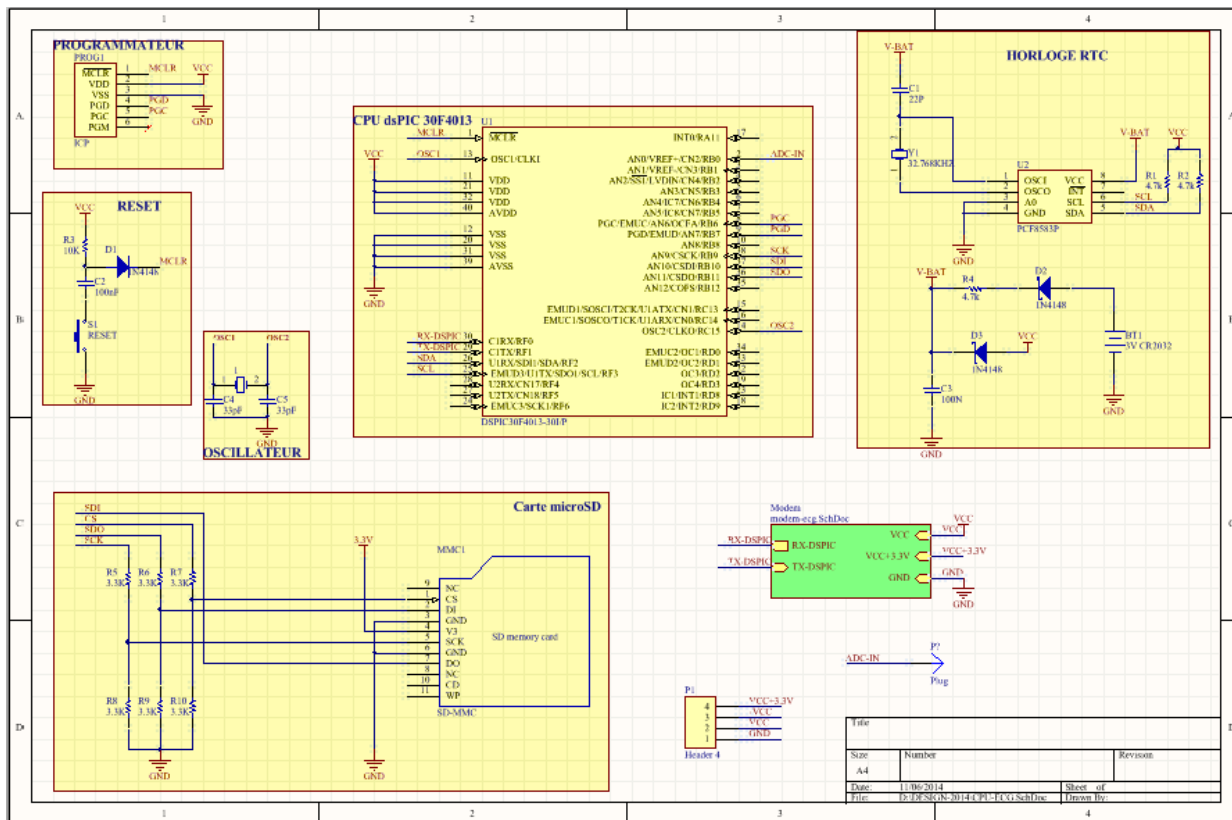


Figure. IV.24. Schéma de la carte numérique.

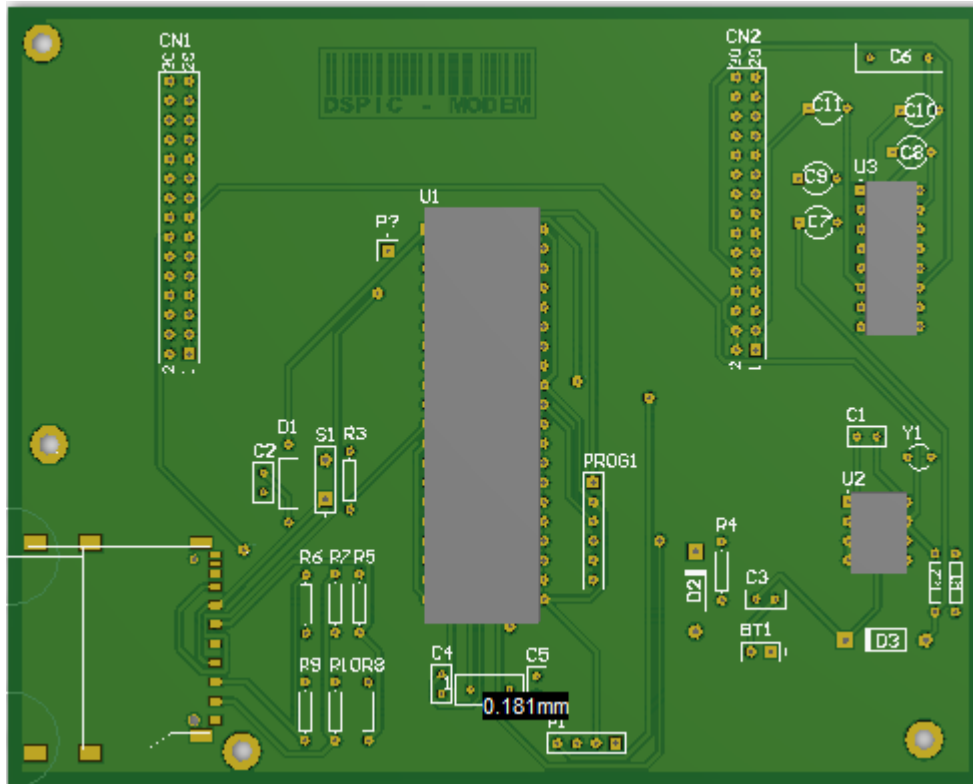


Figure. IV.25. Vue 3D de la carte numérique.

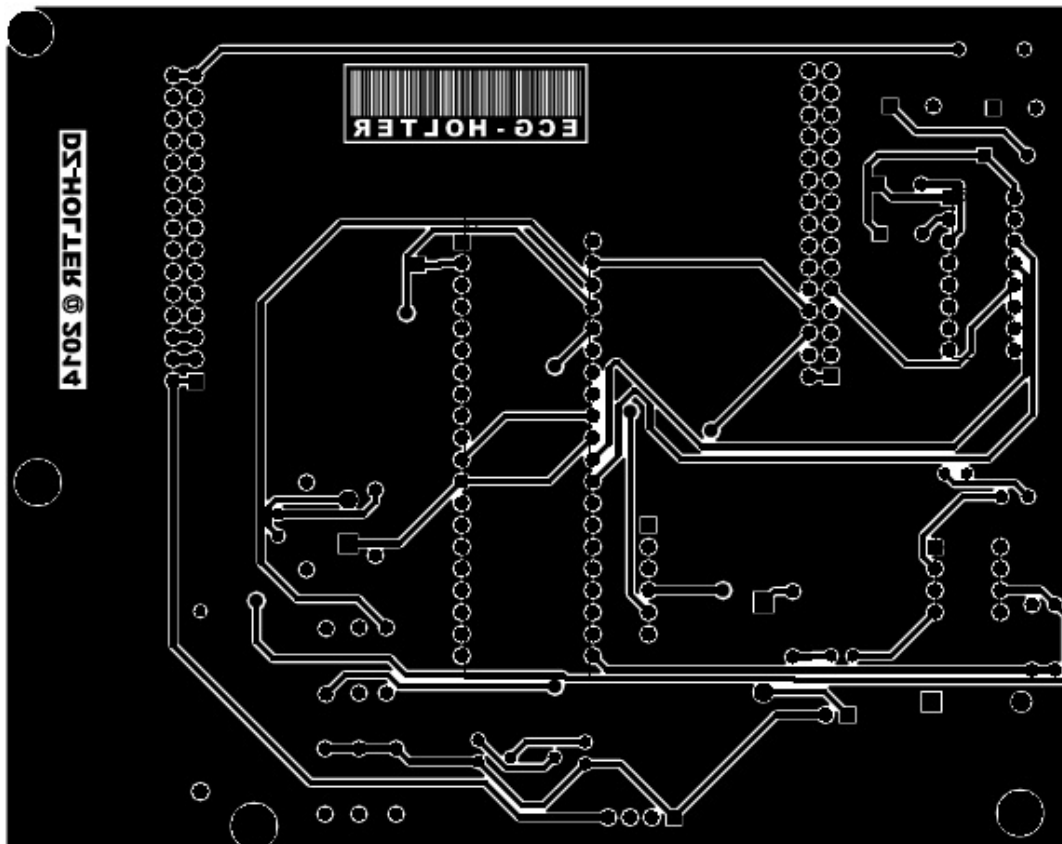


Figure. IV.26. Typon de la face soudure de la carte numérique.

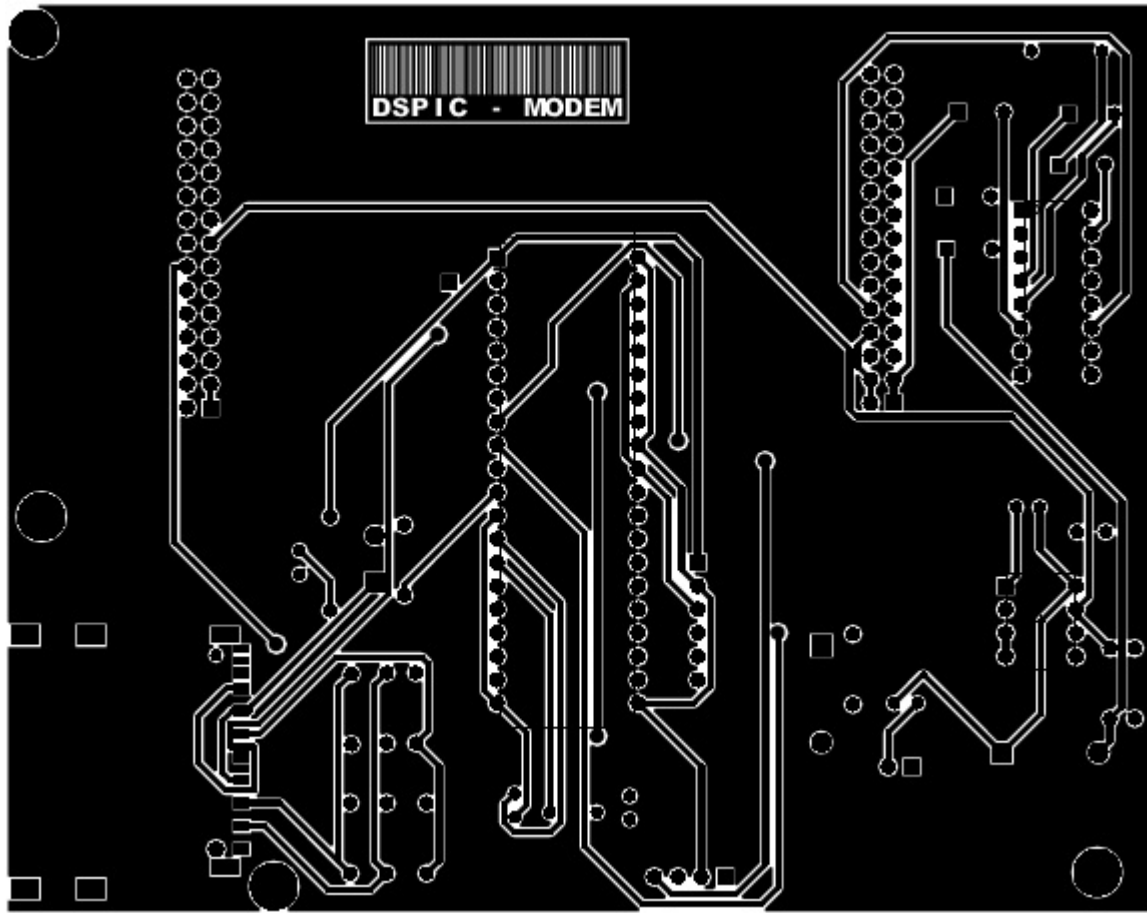


Figure. IV.27. Typon de la face composants de la carte numérique.

A. L'horloge RTC

Une horloge RTC est réalisée avec le circuit PCF8583CP comme indiqué dans la figure suivante :

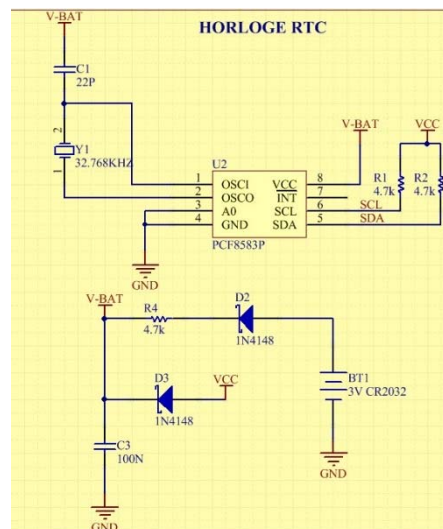


Figure. IV.28. Horloge RTC

B. Carte SD

Nous avons réalisé une interface pour la SD comme indiqué sur la figure suivante. Nous remarquons que la carte est alimentée avec une tension de 3.3V et nous avons placé des résistances de protection.

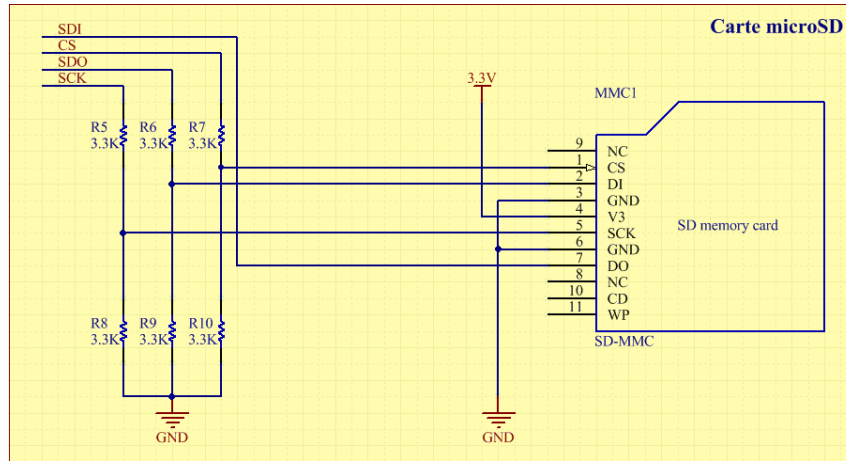


Figure. IV.29. Interface de la carte microSD

C. CPU dsPIC 30F4013

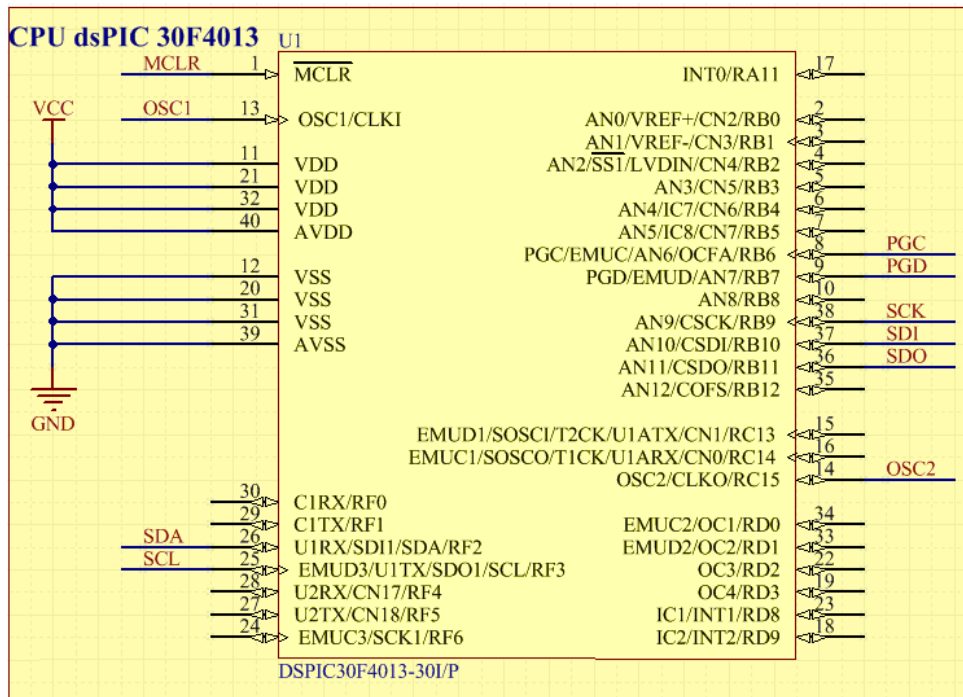


Figure. IV.30. CPU dsPIC 30F4013

D. Reset système

Un bouton reset système est prévu pour initialiser le système en cas de plantage.

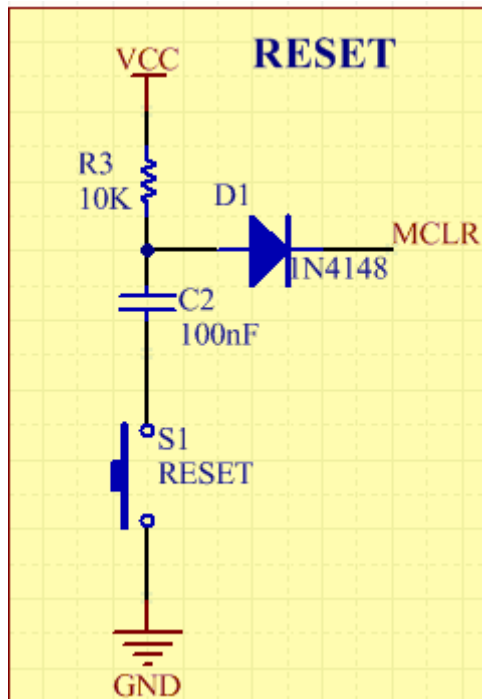


Figure. IV.31. Bouton reset Système.

E. Oscillateur

Un oscillateur de 20 MHz est prévu pour faire fonctionner le système.

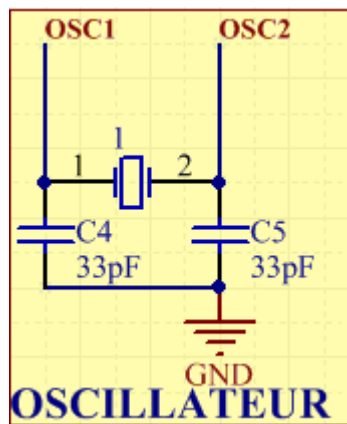


Figure. IV.32. Oscillateur

F. Module GSM/GPRS

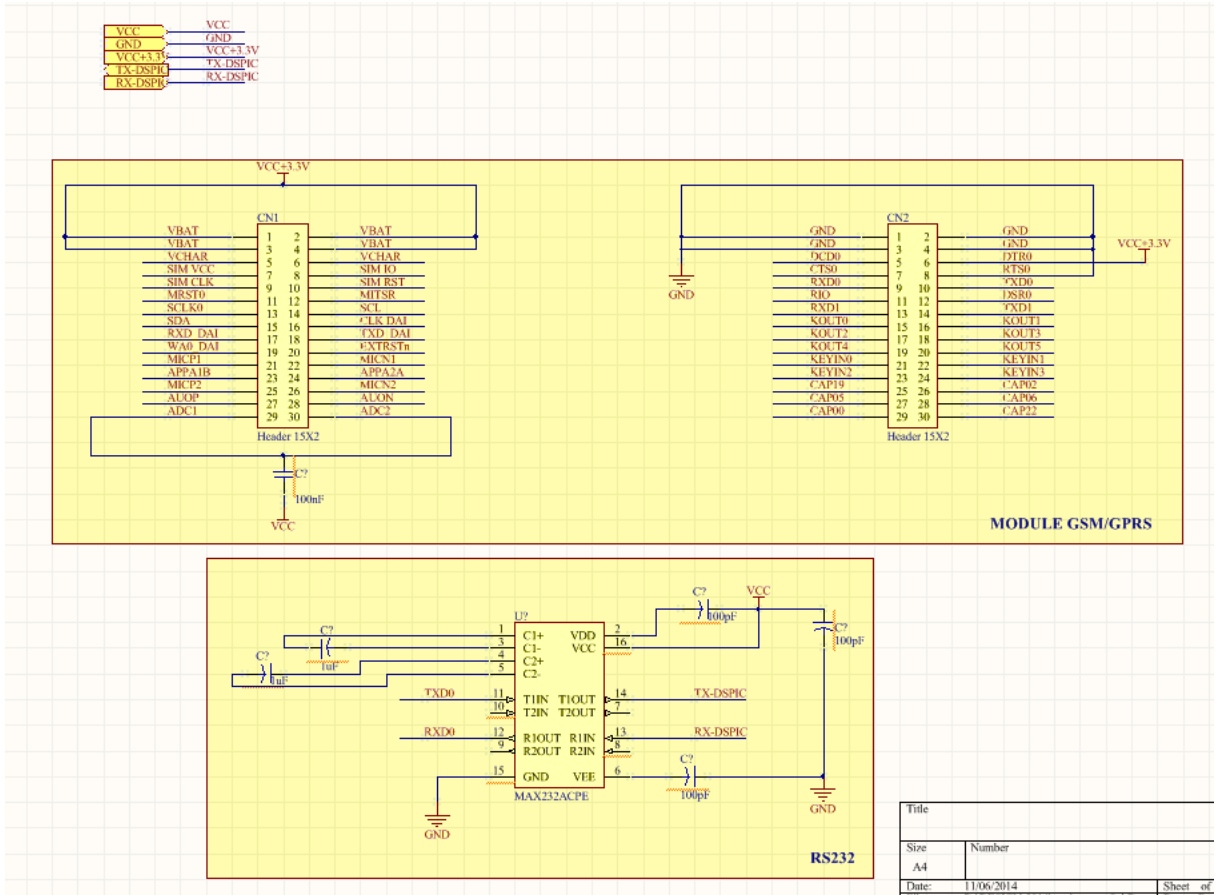


Figure. IV.33. Module GSM/GPRS

Description	Désignation	Valeurs	Quantité
Résistance	R1, R2, R4	4.7K	2
Résistance	R3	10K	1
Résistance	R5, R6, R7, R8, R9, R10	3.3K	6
Résistance	C1	22p	1
Condensateur	C2, C6	100n	2
Condensateur	C3	100n	1
Condensateur	C4, C5	33pF	6
Condensateur	C7, C11, C8	100p	2
Condensateur	C9, C11	1u	2
Quartz	1	20MHZ	1
Quartz	Y1	32.768KHZ	1
Connecteur 30 B	CN1, CN2		2

Connecteur 4 B	Headr4		1
Microcontrôleur	U1	DSPIC30F4013	1
Horloge RTC	U2	PCF8583P	2
Tranceiver	U3	MAX232	1
Diode	D1, D2, D3	1N4148	3
Connecteur SD	MMC1	SD-MMC	1

Tableau 6: Nomenclature de la carte numérique

➤ **Le coût de la réalisation**

<i>Description</i>	<i>Quantité</i>	<i>P.U</i>	<i>Total</i>
Résistance	26	5	130,00
Condensateur	28	15	420,00
Condensateur Chimique	2	20	40,00
AD620AN	1	850	850,00
TL082	2	80	160,00
PCF8583P	1	750	750,00
Quartz	2	100	200,00
DSPIC 30F4013	1	4500	4 500,00
MAX232	1	150	150,00
Diode	4	50	200,00
Connecteur	6	30	180,00
Connecteur DB9	1	60	60,00
Connecteur SD	1	200	200,000
Support DIP8	2	50	100,00
Support DIP40	1	100	100,00
Module EDGE	1	8500	8 500,00
Pile 9V	1	150	150,00
TOTAL			16 430,00

Tableau 7: Tableau du coût de la réalisation

IV.3 Logiciel de gestion

Nous avons réalisé un logiciel qui permet de piloter notre system, pour cela nous avons utilisé le logiciel MikroC Pro pour dsPIC. Nous allons vous présenter quelque routine de programmation.

1. Routine d'initialisation du dsPIC

```
/* device = dsPIC30F6014A
   Clock=20MHz */

void main(){
  TRISB = 0xFFFF;    //Port B is input
  TRISD = 0;         //Port D is output (for ADC results)
  ADPCFG = 0xFBFF;   //10th channel is sampled and covered
  ADCON1 = 0;        //ADC off, output_format=INTEGER

  ADCHS = 0x0000;    //Connect RB0 on AN0 as CH0 input
  ADCSSL = 0;        //No scan
  ADCON1.F15 = 1;    //ADC on

  LATB = 0;         // Set PORTB to zero
  LATC = 0;         // Set PORTC to zero
  LATD = 0;         // Set PORTD to zero
  LATF = 0;         // Set PORTF to zero
```

2. Routine d'initialisation du bus I2C

```
dAddr = 0x02;

I2c_Init(100000);
I2c_Start();           // issue I2C start signal
I2c_Write(0xA2);      // send byte via I2C (command to RTC)
I2c_Write(dAddr);     // send byte (address of RTC location)
I2c_Write(0xF4);      // send data (data to be written)
I2c_Stop();

Delay_100ms();

I2c_Start();          // issue I2C start signal
I2c_Write(0xA2);      // send byte via I2C (device address + W)
I2c_Write(0x02);      // send byte (data address)
I2c_Restart();        // issue I2C signal repeated start
I2c_Write(0xA3);      // send byte (device address + R)
PORTB = I2c_Read(1);  // Read the data (NO acknowledge)
I2c_Stop();
```

3. Routine d'initialisation du bus SPI

```
void InitMain() {
    ADPCFG = 0xFFFF;           // Set AN pins as digital

    Spi2_Init();               // Initialize SPI2 module

    TRISC.CS_PIN = 0;          // Set CS pin as output
    TRISC.LD_PIN = 0;          // Set LD pin as output
}
```

4. Routine d'initialisation du UART

```
void main() {

    Uart1_Init(9600);
    Uart1_Write_Char('s');

    while(1)
    {
        if (Uart1_Data_Ready()) {
            rx1 = Uart1_Read_Char();
            Uart1_Write_Char(rx1);
        }
    }
}
```

5. Routine horloge RTC

```
void ecrirehorloge(unsigned char adrm,unsigned char d)
{
    start();
    transmission(0xA0);
    ackeslave();
    transmission(adrm);
    ackeslave();
    transmission(d);
    ackeslave();
    stop();
}
```

```
unsigned char lire_horloge(unsigned char adresse)
{
    unsigned char donnee;
    I2C_Start();
    I2C_Wr(0xA0);
    I2C_Wr(adresse);
    I2C_Repeated_Start();
    I2C_Wr(0xA1);
}
```

```
donnee = I2C_Rd(0u);  
I2C_Stop();  
return donnee;  
delay_ms(100);  
}
```

Conclusion

Conclusion

Le travail présenté dans ce mémoire parle sur la récupération du signal électrocardiogramme (ECG) dans le but de le transmettre à distance vers un centre de santé pour le traiter et détecter d'éventuelles anomalies.

Ce travail nous a permis de comprendre le tracé du signal ECG avec ces différentes composants, ondes et intervalles, de découvrir les appareils et technologies existants dans le domaine de l'acquisition, affichage et transmission du signal ECG. Ce qui nous a amené à réaliser un prototype d'ECG portable et autonome à base d'amplificateurs d'instrumentation, le dsPic, etc....

Comme perspectives, nous proposons la miniaturisation cette carte avec l'introduction de circuits spécialisées en CMS, pour qu'elle puisse être portée avec aisance par le patient et en intégrant d'autres fonctionnalités telle que :

- Utilisation d'un capteur thermique et afficher la température du patient.
- D'un capteur de pression et afficher la pression sanguine.
- D'un capteur SPO2 pour le calcul du taux d'oxygène dans le sang.

Références

Référence

- [1]- Christèle Manuelle, les 5 fonctions vitales du corps humain, éditions LAMARRE, 2008, France.
- [2]- Aline CABASSON, thèse Estimation et Analyse des Intervalles Cardiaques, Université de Nice - Sophia Antipolis, le 4 Décembre 2008.
- [3]- Elaine N. Marieb, Anatomie et Physiologie Humaines, traduction de la 4e édition Américaine ,1998.
- [4] www.chups.jussieu.fr
- [5]- B.E. Gould, Pathophysiology for the health professions, Third Edition.
- [6]- BENALI Radhwane, Thèse Analyse du signal ECG par réseau adaptif d'ondelettes en vue de la reconnaissance de pathologies cardiaques, Université Abou BEKR BELKAID laboratoire de génie biomédical, Avril 2013.
- [7]- Tawara, 1906, Tawara, 2000.
- [8]- Zahia Zidelmal épouse Amirou , thèse Doctorat Reconnaissance d'arythmies cardiaques par support Vector Machine (SVMs), université Mouloud Mammeri,10 juin 2012.
- [9]- [Arzeno 2008] N.Arzeno, Deng.Zhi et C.Poon.Analysis of First Derivative based QRS Detection Algorithms, IEEE Trans.Biomed.eng.,Vol.55,no.2, pages 478-484-2008.
- [10]- [Bartellett 2008] P.L.Bortlett et M.H.Wegkamp, classification with a reject option using a hinge loss.Département of statistics, Florida state unnivversity, no.M980 pages 709-721,2008.
- [11]- Image extraite du site : <http://www.eurekasante.fr>
- [12]- Ershler I Willem Einthoven, The string galvanometer electrocardiograph,
In: Arch. Intern. Med, 148, 453-455, 1988.
- [13]- Einthoven W, Un nouveau galvanomètre, in : Arch. Néerland. Sci exactes naturelles, Série 2, 6, 625-633, 1901.

[14]- Waller A.D, A demonstration on man of electromotive changes accompanying the heart beat, in: *Physiol.* 8, 229-234, 1887

[15]- *Revue de santé.com*

[16]- Mr belkacem Amar, thèse magistère classification des signaux ECG avec un système multi agent neuronale, 2011-2012

[17] www.medecine.unige.ch/enseignement/apprentissage

[18]- Goldberger E, A simple, indifferent, electrocardiographic electrode of zero potentials and a Am Heart J., technique of obtaining augmented, unipolar, extremity leads, , Vol. 23, p.483-92, 1942

[19] <http://www.e-cardiogram.com>

[20]- W. Einthoven, Waiters uber das elektrokardiogram, *Arch Ges Physiol Menschen-Thiere*, pages 517–548, 1908.

[21]- E. Goldberger: The aVL, aVR and aVF leads; a simplification of standard lead Electrocardiography. *Am. Heart J.*, 24:378–396, 1942.

[22]- E. Goldberger, A simple electrocardiographic electrode of zero potential and a technic of obtaining augmented, unipolar extremity leads. *Am. Heart J.*, 23:483–492, 1942.

[23]- F.N. Wilson, F.D. Johnston, A.G. Macleod et P.S. Barker, Electrocardiograms that represent the potential variations of a single electrode, *Am. Heart J.*, Pages 447–471, 1934.

[24]- F.N. Wilson, A.G. Macleod et P.S. Barker: The potential variations produced by the heart beat at the apices of einthoven's triangle. *Am. Heart J.*, pages 207–211, 1931.

[25]- Shirley A.Jones, *ECG notes*, edition F.A.Davis Company, 2005

[26]- C.E. Kossman et F.D. Johnson: The precordial electrocardiogram I. the potential variations of the precordium and of the extremities in normal subjects. *Am. Heart J.*, 10:925–941, 1935.

[27]- [Umvf.univ-nantes.fr](http://umvf.univ-nantes.fr)

[28]- G Moody, W. Muldrow et R. Mark. A noise stress test for arrhythmia detectors. IEEE Computers in cardiology, no.11, pages 381-384; 1984.

[29]- G Moody et R. Mark. QRS morphology representation and noise estimation using the Karhunen-Loève transform. Computers in cardiology, vol.16, pages 269-272; 1989.

[30]- S.W. Chen, C.H. Chen et H.L. Chan, A real time QRS detection method based on moving averaging incorporating with wavelet denoising computation method. Program. Biomed vol.82, no.3; pages 187-195, 2006

[31]- R. F. Borries, H.J. Pierluissi et H. Nozeran. Wavelet transform based ECG baseline drift removal for body surface potential mapping, In proc of the 27th, Annual conference on engineering in medicine and biology Shanghai, page 3891-3894, 2005.

[32]- Jean Sende «guide pratique de l'ECG» édition Estem 2003.

[33]- Mohamed Lamine TALBI, thème analyse et traitement du signal électrocardiographique (ECG), UNIVERSITÉ MENTOURI DE CONSTANTINE FACULTÉ DES SCIENCES DE L'INGÉNIEUR DÉPARTEMENT D'ÉLECTRONIQUE, 2011.

[34]- N.V. Thakor, J.G. Webster, W.J. Thompkins, "Estimation of the QRS Complex

[35]- Andrew R. Houghton David Gray, Maitriser l'ECG de la théorie à la Clinique, ELSEVIER MASSON

[36] http://fr.wikipedia.org/wiki/Galvano_a_cordes

[37] <http://www.materiel-medical.biz/ecg-electrocardiographie/ecg-electrocardiographie>

[38] -Pr Michel Chauvin, Pr Antoine Leenhardt, Electrocardiogramme : indication et interprétation.

[39] <http://www.kardio.lv/site/eng/holter-monitor>

[40]- Nasr Kaid Ali Moulhi, thèse Exploration cardio vasculaire par étude corrélative des activités électriques et hémodynamique cardiaque et l'activité rhéologique pariétale, 2012.

[41]- Responsable : Catherine Marque, Chargé de TP: Jérémy Terrien, GALIO Claire – GB05
Projet BM04, GOMBERT Florence – GB04 Acquisition et traitement de données biomédicales « Construction de la courbe d'évolution du rythme cardiaque et de la respiration à partir d'un ECG GALIO Claire » UTC Université de Technologie Compiègne

Automne 2003

[42] http://www.utc.fr/~farges/master_mts/2005_2006/stages/fawzi/fawzi.htm#IV La date 26-01-2012

[43] http://www.utc.fr/tsibh/public/tsibh/0405/projets/arcasgarciaperez/arcas_garcia.htm#INTRODUCTION_GENERALE__ La date 26-01-2012.

[44] <http://www.besancon-cardio.org/cours/07-explhemo.php#haut> La date 05-01-2012

[45] <http://www.hexamed.fr>

[46] <http://www.novacor.co.uk>

[47] <http://www.spirehealthcare.com> - <http://www.medicalexpo.fr>

[48] <http://upload.ecvv.com> - <http://web.tradekorea.com>

[49]- Vincent Burger Jérôme Cervera, projet de licence 3 EEA Surveillance cardiaque, Université Paul sabatier III, 2001-2012.

[50]- Datasheet PFC 8583.Pdf

[51]- Forum.snootlab.com

[52] www.tallichet.ch/Documents/Choisir%20une%20carte%20memoire.pdf

[53]- G.PUJOLLE, <<Les réseaux>>,5ème édition, Groupe EYROLLES, 2006 ISBN : 2-212-11987-9.

[54]- A.RADU, <<Evaluation de la qualité de service par l'utilisateur finale dans les stémes mobiles>>, thèse de doctorat en informatique et télécom de l'université de Mame-La-Vallée, France, Mars, 2004.

[55]- P.GODLEWSKI, X. LAGRANGE, S.TABBANE “réseaux GSM –DSC”, 4ème édition Hermès Paris, France, 1999.

[56]- U.HORN, R KELLER et N. NIEBERT, service Mobile, UER-Revue. Technique, N°281, pp 1-10 Automne 1999. Http: www.ebu.ch/en/technical/trev/281_umts_F.pdf.

[57]- Merzougui Rachid, thèse Doctorat conception et développement d’application et services dédiés a la santé sur des terminaux mobiles, juillet 2011.

[58] http://www.who.int/entity/cardiovascular_diseases/fr/

Annexes

KEYIN1/GPIO	44	I/O	CMOS 3.3V compatible	Keypad input pin 1 / GPIO 06
KEYIN3/GPIO	48	I/O	CMOS 3.3V compatible	Keypad input pin 3 / GPIO 08
CAP19/GPIO	50	I/O	CMOS 3.3V compatible	Capture Compare 19 / GPIO 47
CAP02/GPIO	52	I/O	CMOS 3.3V compatible	Capture Compare 02 / GPIO 57
CAP05/GPIO	54	I/O	CMOS 3.3V compatible	Capture Compare 05 / GPIO 28
CAP06/GPIO	56	I/O	CMOS 3.3V compatible	Capture Compare 06 / GPIO 30

Note: The General Purpose I/O is not accessible using AT commands. It could be accessible from internal M2M resursres only.

3.6 SW interfaces

The AT-command interface provides the service and the functionalities of GSM/GPRS modem. It is possible observe the AT commands of TM2 module in the following table.

Name	Command description
<i>General Commands</i>	
AT+CGMI	Manufacturer identification
AT+CGMM	Request model identification
AT+CGMR	Request revision identification
AT+CGSN	Request product serial number identification
AT+CSCS	Set TE character set
AT+CIMI	Request international mobile subscriber identification
AT+CCID	Card identification
AT+GCAP	Request complete capability list
A/	Repeat last command
<i>Mobile equipment control and status commands</i>	
AT+CPAS	Phone activity status
AT+CPWROFF	Switch off the MS
AT+CFUN	Set phone functionality
AT+CBC	Battery charge
AT+CIND	Indicator control
AT+CMER	Mobile termination event reporting
AT+CCLK	Clock
AT+CALA	Alarm
AT+CRSM	Restricted SIM access
AT+CALM	Alert sound mode
AT+CRSL	Ringer sound level
AT+CLVL	Loudspeaker volume level
AT+CMUT	Mute control
AT+CCWE	Call meter maximum event
AT+CSGT	Set greeting text
AT+CALD	Delete alarm
AT+CTZU	Automatic Time Zone Update
AT+CTZR	Time Zone Reporting

AT+CLAC	List all available AT commands
AT+CMEE	Report mobile termination error

Call control commands

AT+CSTA	Select type of address
ATD	Dial command (full support of modifiers: ;,>,I,G)
ATT	Select tone dialing
ATP	Select pulse dialing
ATA	Call answer
ATH	Hook control
ATM	Monitor speaker mode
ATL	Monitor speaker loudness
AT+CMOD	Call mode
AT+CHUP	Hang up call
AT+CEER	Extended error report
AT+VTD	Tone duration
AT+VTS	DTMF and tone generation
ATDL	Redial last telephone number
ATSO	Automatic answer

Network service commands

AT+CNUM	Subscriber number
AT+CSQ	Signal quality
AT+COPS	Operator selection
AT+CREG	Network registration
AT+CPOL	Preferred operator list
AT+COPN	Read operator names

Security commands

AT+CPIN	Enter PIN
AT+CLCK	Facility lock
AT+CPWD	Change password

Phonebook commands

AT+CPBS	Select phonebook memory storage
AT+CPBR	Read phonebook entries
AT+CPBF	Find phonebook entries
AT+CPBW	Write phonebook entry

Short message commands

AT+CSMS	Select message service
AT+CPMS	Preferred message storage
AT+CMGF	Preferred message format
AT+CSAS	Save settings
AT+CREG	Restore settings
AT+CSDH	Show text mode parameters
AT+CNMI	New message indication
AT+CMGR	Read message
AT+CNMA	New message acknowledgement to ME/TA
AT+CMGL	List message
AT+CMGS	Send message
AT+CMGW	Write message to memory
AT+CMSS	Send message from storage

AT+CSMP	Set text mode parameters
AT+CMGD	Delete SMS
AT+CSCA	Service center address
AT+CSCB	Select cell broadcast message types

Supplementary services commands

AT+CCFC	Call forwarding
AT+CCWA	Call waiting
AT+CLIR	Calling line identification restriction
AT+CLIP	Calling line identification presentation
AT+COLP	Connected line identification presentation
AT+COLR	Connected line identification restriction
AT+CAOC	Advise of charge
AT+CACM	Accumulated call meter
AT+CAMM	Accumulated call meter maximum
AT+CPUC	Price per unit and currency table
AT+CHLD	Call related supplementary services
AT+CTFR	Call deflection
AT+CLCC	List current list calls
AT+CSSN	Supplementary service notifications
AT+CUSD	Unstructured supplementary service data
AT+CCUG	Closed user group
AT+CNAP	Calling name presentation

Data commands

AT+CBST	Select bearer service type
AT+FCLASS	Service class selection and identification
AT+CR	Service reporting control
AT+CRC	Cellular result codes
AT+CRLP	Radio link protocol

FAX class 2.0 commands

AT+FDT	Transmit data
AT+FDR	Receive data
AT+FIP	Initialize facsimile parameters
AT+FKS	Session termination
AT+FK	Session termination
AT+FAA	Adaptive answer
AT+FAP	Address & polling capabilities
AT+FBS	Buffer size
AT+FBO	Data bit order
AT+FBU	HDLC frame reporting
AT+FCC	DS capabilities parameters
AT+FCQ	Copy quality checking
AT+FCR	Capability to receive data
AT+FCS	Current session results
AT+FCT	DTE phase C response timeout
AT+FEA	Phase C received EOL alignment
AT+FFC	Format conversion
AT+FHS	Call termination status
AT+FIE	Procedure interrupt enable

AT+FIS	Current session parameters
AT+FIT	Inactivity timeout
AT+FLI	Local ID string
AT+FLO	Set flow control
AT+FLP	Indicate document to poll
AT+FMI	Request manufacturer identification
AT+FMM	Request model identification
AT+FMR	Request revision identification
AT+FMS	Minimum phase C speed
AT+FNR	Negotiation reporting
AT+FNS	Non-standard frame FIF octet string
AT+FND	NSF message data indication
AT+FPA	Selective polling address
AT+FPI	Local polling ID string
AT+FPP	Packet protocol control
AT+FPS	Page status
AT+FPW	Password parameter
AT+FRQ	Receive quality thresholds
AT+FRY	Error correction mode retry count
AT+FSA	Sub Address parameter
AT+FSP	Request to poll

V.24 control and V.25ter commands

ATZ	Reset to default configuration
AT&F	Set to factory defined configuration
AT&C	Circuit 109 (CD) behavior
AT&D	Circuit 108/2 (DTR) behavior
AT&S	DSR override
AT&K	Flow control
AT&W	Store current configuration
AT&V	Display current configuration
AT&Y	Designate a default reset profile
ATI	Request identification information
AT+GMI	Request manufacturer identification
AT+GMM	Request model identification
AT+GSN	Request product serial number identification
AT+GMR	Request revision identification
AT+ICF	DTE-DCE character framing
AT+IFC	DTE-DCE local flow control
AT\Q	Set flow control
AT+IPR	Fixed DTE rate
ATO	Return to on-line data state
ATS2	Escape character
ATS3	Command line termination character
ATS4	Response formatting character
ATS5	Command line editing character
ATS6	Pause before blind dialing
ATS7	Connection completion timeout
ATS8	Command dial modifier time
ATS10	Automatic disconnect delay

ATS12	Escape prompt delay (EPD)
ATE	Command echo
ATQ	Result code suppression
ATV	DCE response format
ATX	Result code selection and call progress monitoring control

Specific AT commands

AT#	Production test command
AT+CGED	GPRS cell environment description
AT+TRACE	Switch on/off trace
AT+XBANDSEL	Select band
AT+XCALLSTAT	Set reporting call status
AT+XGENDATA	Display generation and SW version
AT+XGCNTRD	Read counters of sent or received GPRS data
AT+XGCNTSET	Set/reset counter of sent or received GPRS data
AT+XHANDSFREE	Set hands free mode
AT+XL1SET	Call the L1-specific function
AT+XSIO	Configuration trace and modem (AT) interfaces
AT+NADC	ADC read command
AT+NGPIOC	GPIO select configuration command
AT+NGPIOR	GPIO read command
AT+NGPIOW	GPIO set command
AT+NRNG	Ringer select command

SIM toolkit

AT+STKPRO	SIM-APPL-TK proactive commands
AT+STKTR	SIM-APPL-TK terminal response
AT+STKENV	SIM-APPL-TK envelope
AT+STKPROF	SIM-APPL-TK terminal profile
AT+STKCC	SIM-APPL-TK call control commands
AT+STKCNF	SIM-APPL-TK proactive session status

GPRS AT commands

AT+CGDCONT	Define PDP context
AT+CGEREP	GPRS event reporting
AT+CGQREQ	Quality of service profile (requested)
AT+CGQMIN	Quality of service profile (minimum acceptable)
AT+CGATT	GPRS attach or detach
AT+CGACT	PDP context activate or deactivate
AT+CGDATA	Enter data state
AT+CGAUTO	Automatic response to a network request for PDP context activation
AT+CGPADDR	Show PDP address
AT+CGCLASS	GPRS mobile station class
AT+CGREG	GPRS network registration status
AT+CGSMS	Select service for MO SMS messages



PCF8583

Clock and calendar with 240 x 8-bit RAM

Rev. 06 — 6 October 2010

Product data sheet

1. General description

The PCF8583 is a clock and calendar chip, based on a 2048 bit static CMOS¹ RAM organized as 256 words by 8 bits. Addresses and data are transferred serially via the two-line bidirectional I²C-bus. The built-in word address register is incremented automatically after each written or read data byte. Address pin A0 is used for programming the hardware address, allowing the connection of two devices to the bus without additional hardware.

The built-in 32.768 kHz oscillator circuit and the first 8 bytes of the RAM are used for the clock, calendar, and counter functions. The next 8 bytes can be programmed as alarm registers or used as free RAM space. The remaining 240 bytes are free RAM locations.

2. Features and benefits

- I²C-bus interface operating supply voltage: 2.5 V to 6 V
- Clock operating supply voltage 1.0 V to 6.0 V at 0 °C to +70 °C
- 240 × 8-bit low-voltage RAM
- Data retention voltage: 1.0 V to 6.0 V
- Operating current (at f_{SCL} = 0 Hz): max 50 μA
- Clock function with four year calendar
- Universal timer with alarm and overflow indication
- 24 hour or 12 hour format
- 32.768 kHz or 50 Hz time base
- Serial input and output bus (I²C-bus)
- Automatic word address incrementing
- Programmable alarm, timer, and interrupt function
- Slave addresses: A1h or A3h for reading, A0h or A2h for writing

1. The definition of the abbreviations and acronyms used in this data sheet can be found in [Section 14](#).

3. Ordering information

Table 1. Ordering information

Type number	Package		Version
	Name	Description	
PCF8583P	DIP8	plastic dual in-line package; 8 leads (300 mil)	SOT97-1
PCF8583T	SO8	plastic small outline package; 8 leads; body width 7.5 mm	SOT176-1
PCF8583BS	HVQFN20	plastic thermal enhanced very thin quad flat package; no leads; 20 terminals; body 5 × 5 × 0.85 mm	SOT662-1

4. Marking

Table 2. Marking codes

Type number	Marking code
PCF8583P	PCF8583P
PCF8583T	8583T
PCF8583BS	8583S

5. Block diagram

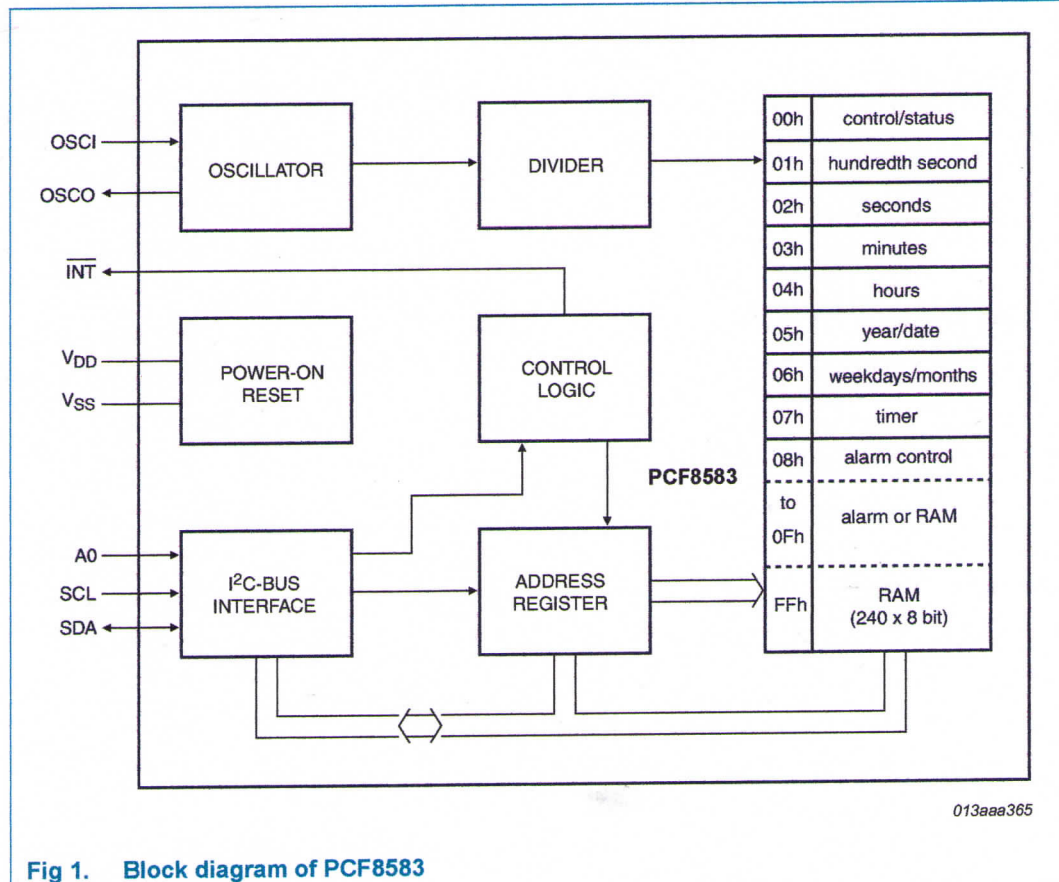


Fig 1. Block diagram of PCF8583

FEATURES

Easy to use

Gain set with one external resistor
(Gain range 1 to 10,000)

Wide power supply range (± 2.3 V to ± 18 V)

Higher performance than 3 op amp IA designs

Available in 8-lead DIP and SOIC packaging

Low power, 1.3 mA max supply current

Excellent dc performance (B grade)

50 μ V max, input offset voltage

0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, input offset drift

1.0 nA max, input bias current

100 dB min common-mode rejection ratio (G = 10)

Low noise

9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ @ 1 kHz, input voltage noise

0.28 μ V p-p noise (0.1 Hz to 10 Hz)

Excellent ac specifications

120 kHz bandwidth (G = 100)

15 μ s settling time to 0.01%

APPLICATIONS

Weigh scales

ECG and medical instrumentation

Transducer interface

Data acquisition systems

Industrial process controls

Battery-powered and portable equipment

CONNECTION DIAGRAM

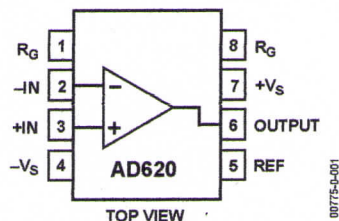


Figure 1. 8-Lead PDIP (N), CERDIP (Q), and SOIC (R) Packages

PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to 10,000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery-powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50 μ V max, and offset drift of 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications, such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of Superbeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ at 1 kHz, 0.28 μ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, and 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$ input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15 μ s to 0.01%, and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

Table 1. Next Generation Upgrades for AD620

Part	Comment
AD8221	Better specs at lower price
AD8222	Dual channel or differential out
AD8226	Low power, wide input range
AD8220	JFET input
AD8228	Best gain accuracy
AD8295	+2 precision op amps or differential out
AD8429	Ultra low noise

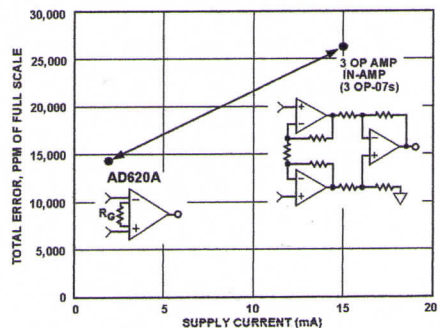


Figure 2. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

Rev. H

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties that may result from its use. Specifications subject to change without notice. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices. Trademarks and registered trademarks are the property of their respective owners.



dsPIC30F3014/4013

High-Performance, 16-Bit Digital Signal Controllers

Note: This data sheet summarizes features of this group of dsPIC30F devices and is not intended to be a complete reference source. For more information on the CPU, peripherals, register descriptions and general device functionality, refer to the "dsPIC30F Family Reference Manual" (DS70046). For more information on the device instruction set and programming, refer to the "16-bit MCU and DSC Programmer's Reference Manual" (DS70157).

High-Performance Modified RISC CPU:

- Modified Harvard Architecture
- C Compiler Optimized Instruction Set Architecture
- Flexible Addressing modes
- 83 Base Instructions
- 24-Bit Wide Instructions, 16-Bit Wide Data Path
- Up to 48 Kbytes On-Chip Flash Program Space
- 2 Kbytes of On-Chip Data RAM
- 1 Kbyte of Nonvolatile Data EEPROM
- 16 x 16-Bit Working Register Array
- Up to 30 MIPS Operation:
 - DC to 40 MHz External Clock Input
 - 4 MHz-10 MHz Oscillator Input with PLL Active (4x, 8x, 16x)
- Up to 33 Interrupt Sources:
 - 8 user-selectable priority levels
 - 3 external interrupt sources
 - 4 processor traps

DSP Features:

- Dual Data Fetch
- Modulo and Bit-Reversed modes
- Two 40-Bit Wide Accumulators with Optional saturation Logic
- 17-Bit x 17-Bit Single-Cycle Hardware Fractional/Integer Multiplier
- All DSP Instructions are Single Cycle
 - Multiply-Accumulate (MAC) Operation
- Single-Cycle ± 16 Shift

Peripheral Features:

- High-Current Sink/Source I/O Pins: 25 mA/25 mA
- Up to Five 16-Bit Timers/Counters; Optionally Pair Up 16-Bit Timers into 32-Bit Timer modules
- Up to Four 16-Bit Capture Input Functions
- Up to Four 16-Bit Compare/PWM Output Functions
- Data Converter Interface (DCI) Supports Common Audio Codec Protocols, Including I²S and AC'97
- 3-Wire SPI module (supports 4 Frame modes)
- I²C™ module Supports Multi-Master/Slave mode and 7-Bit/10-Bit Addressing
- Up to Two Addressable UART modules with FIFO Buffers
- CAN bus module Compliant with CAN 2.0B Standard

Analog Features:

- 12-Bit Analog-to-Digital Converter (ADC) with:
 - 200 kspcs conversion rate
 - Up to 13 input channels
 - Conversion available during Sleep and Idle
- Programmable Low-Voltage Detection (PLVD)
- Programmable Brown-out Reset

Special Microcontroller Features:

- Enhanced Flash Program Memory:
 - 10,000 erase/write cycle (min.) for industrial temperature range, 100K (typical)
- Data EEPROM Memory:
 - 100,000 erase/write cycle (min.) for industrial temperature range, 1M (typical)
- Self-Reprogrammable under Software Control
- Power-on Reset (POR), Power-up Timer (PWRT) and Oscillator Start-up Timer (OST)
- Flexible Watchdog Timer (WDT) with On-Chip Low-Power RC Oscillator for Reliable Operation
- Fail-Safe Clock Monitor Operation:
 - Detects clock failure and switches to on-chip low-power RC oscillator
- Programmable Code Protection
- In-Circuit Serial Programming™ (ICSP™)
- Selectable Power Management modes:
 - Sleep, Idle and Alternate Clock modes

CMOS Technology:

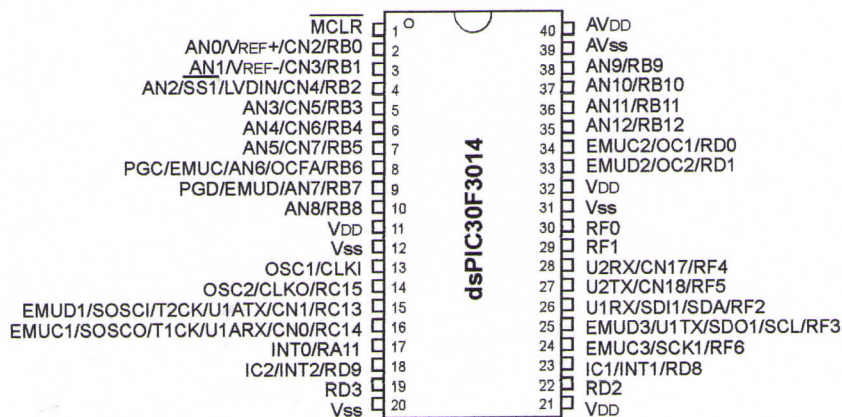
- Low-Power, High-Speed Flash Technology
- Wide Operating Voltage Range (2.5V to 5.5V)
- Industrial and Extended Temperature Ranges
- Low-Power Consumption

dsPIC30F3014/4013 Controller Family

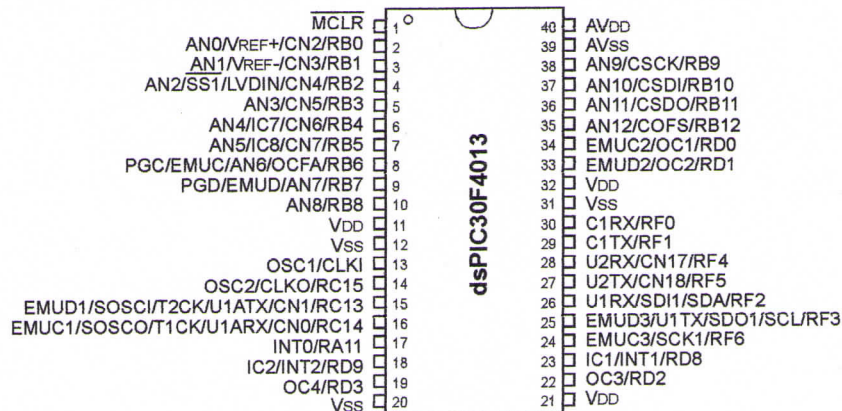
Device	Pins	Program Memory		SRAM Bytes	EEPROM Bytes	Timer 16-Bit	Input Cap	Output Comp/Std PWM	Codec Interface	A/D 12-Bit 200 Ksps	UART	SPI	I ² C™	CAN
		Bytes	Instructions											
dsPIC30F3014	40/44	24K	8K	2048	1024	3	2	2	—	13 ch	2	1	1	0
dsPIC30F4013	40/44	48K	16K	2048	1024	5	4	4	AC'97, I ² S	13 ch	2	1	1	1

Pin Diagrams

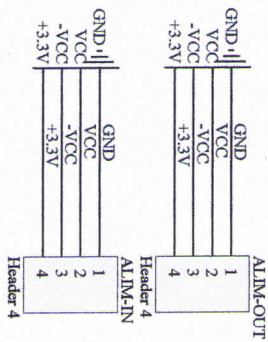
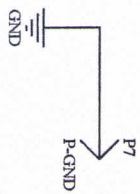
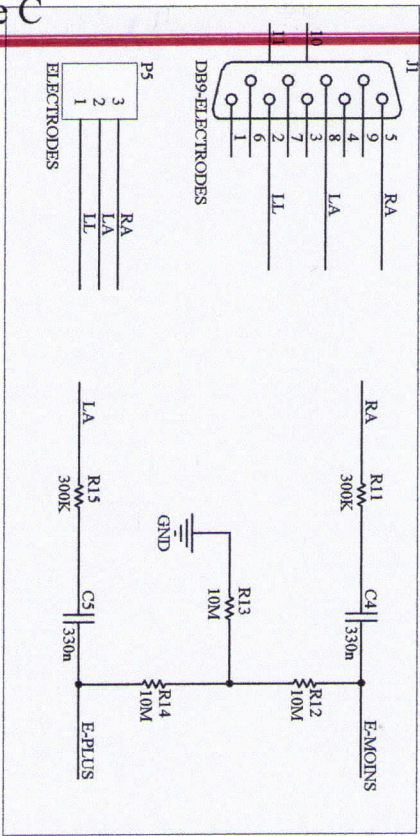
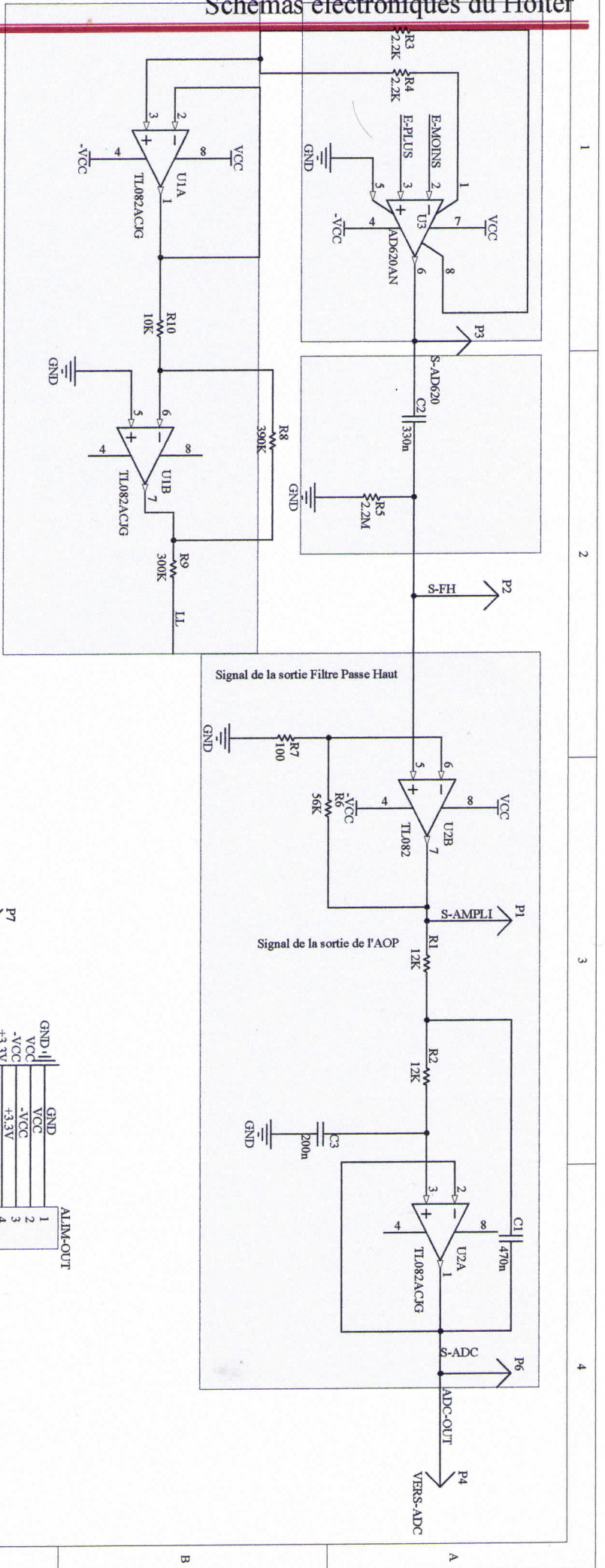
40-Pin PDIP



40-Pin PDIP



Schémas électroniques du Holter



Annexe C

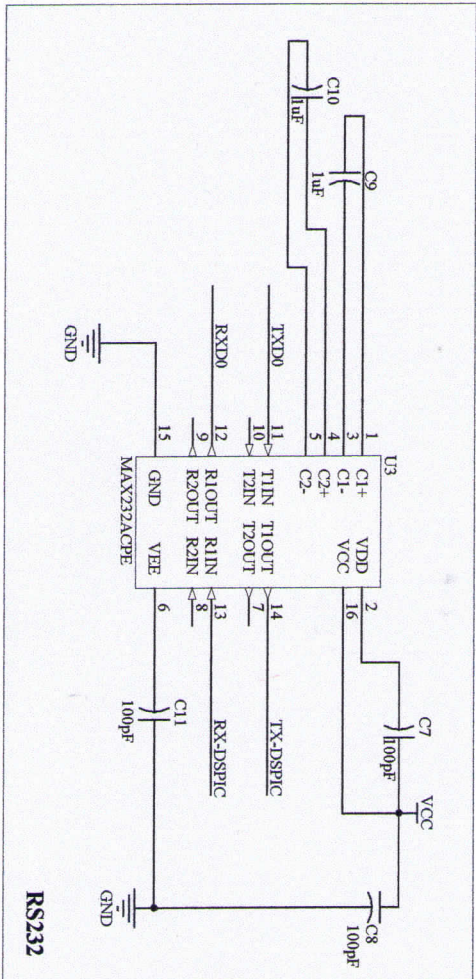
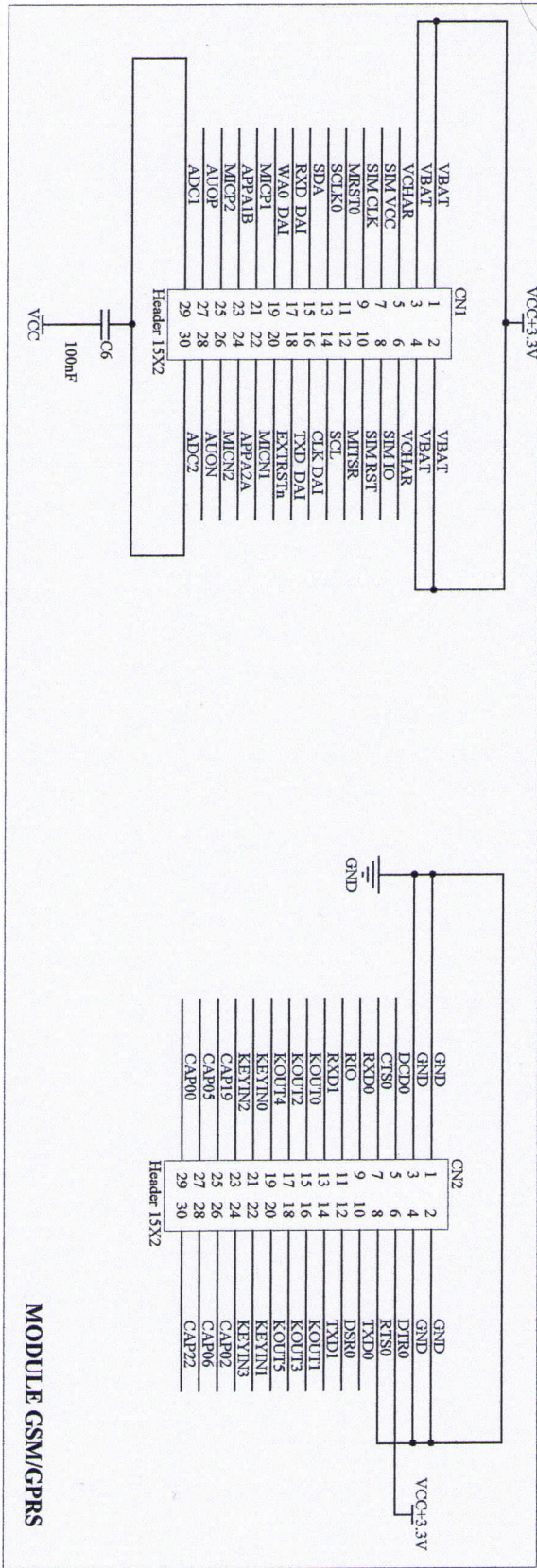
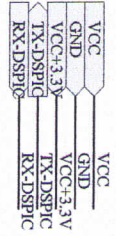
1

2

3

4

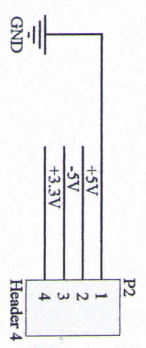
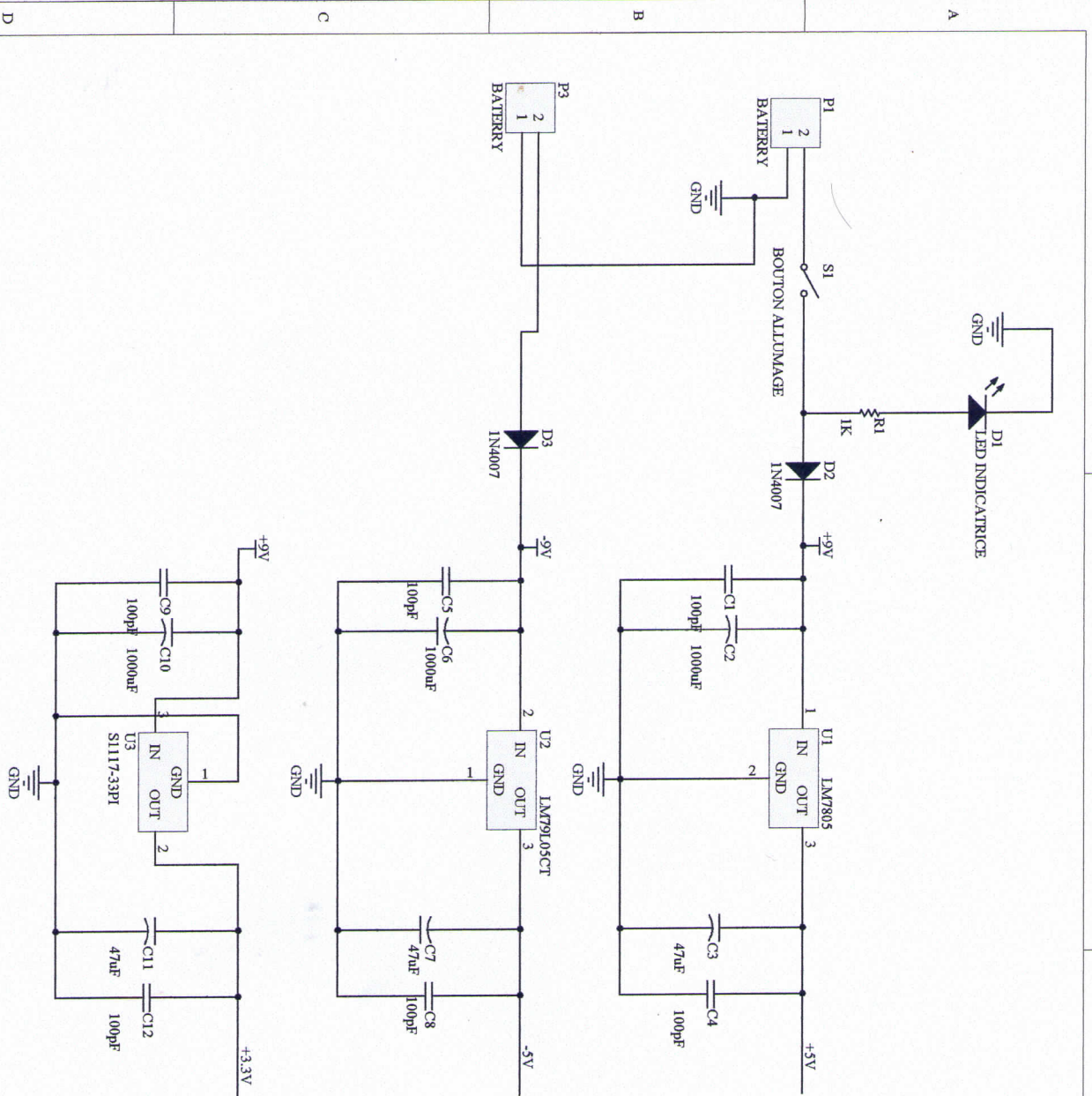
Title		Number		Revision	
Size	A4				
Date:	16/09/2014	Sheet	of		
File:	D:\DESIGN-2014\AMPPLJ-ECG_SoldDoc	Drawn	By:		



RS232

MODULE GSM/GPRS

Title		Number		Revision	
Size	A4	Number		Revision	
Date:	16/09/2014	Sheet of		Drawn By:	
File:	D:\DESIGN\2014\modem-ecg_solidDoc				



Title		Number		Revision	
Size	A4				
Date:	16/09/2014			Sheet of	
File:	D:\DESIGN\2014\ALINE-PCG\SchDoc			Drawn By:	