

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur Et De La Recherche Scientifique
UNIVERSITE MOULOU MAMMERI DE TIZI OUZOU



FACULTE DE GENIE ELECTRIQUE ET D'INFORMATIQUE
DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE

MEMOIRE

En vue de l'obtention Du Diplôme de Master

INSTRUMENTATION BIOMEDICALE

Thème

**CONCEPTION ET REALISATION D'UN
HOLTER**

Présenté par :

Melle MERBOUTI KARIMA

Melle SAIDOUN FERROUDJA

Encadré par :

Mme SIDI SAID AMEL

Proposé par :

Mr DJIOUA SMAIL

Promotion : 2016

Remerciements

Avant tout, nous tenons à remercier le Dieu, le tout puissant de nous avoir donné la force et le courage pour surmonter toutes les difficultés rencontrées durant l'année.

Nous remercions profondément notre promotrice Mme Sidi Saïd pour ses conseils et orientations.

Nous tenons à exprimer nos amples remerciements à Mr Djioua.S pour son aide, son suivi, ses orientations et ses conseils durant cette année, sans lui ce travail n'aurait pu prendre forme et aboutir.

Nous tenons aussi à remercier également Mr Achour et les membres de jury d'avoir accepté d'évaluer notre travail.

On voudrait aussi exprimer notre vive reconnaissance envers tous les enseignants de notre département, la bibliothèque et le personnel administratif pour leur gentillesse et leur soutien.

Merci à vous tous.

Dédicace

Je dédie ce modeste travail ;

A Dieu Le Tout Miséricordieux,

Ton amour, Ta miséricorde et Tes grâces à mon endroit m'ont fortifiée dans la persévérance et l'ardeur au travail.

A mes très chers **parents** qui ont toujours été là pour moi, et qui m'ont donné un magnifique modèle de labeur et de persévérance. J'espère qu'ils trouveront dans ce travail toute ma reconnaissance et tout mon amour.

A mes très chers frères : Kamel, Cherif, Mourad et Hassen.

A mes adorables sœurs : Nacira, Assia, Hassina et kenza.

A mes belles sœurs : Naima, Djahida et Lynda.

A mes nièces : Hayet, Mounia, Houda, , Marwa, et mes neveux, Hakim, Abdou, Mohammed et Yahia.

Mes oncles et tantes paternels et maternels.

A tous mes cousins et cousines.

Mes amis avec qui j'ai passée les moments les plus inoubliables.

Un merci tout particulier à celle qui a partagée avec moi les moments les plus beaux et les plus dures qui resteront gravé dans ma mémoire ma sœur, ma chère binôme Ferroudja.

A tous ceux qui ont contribué de près ou de loin, au bon déroulement de mon cursus et de cette année concluante.

Karima

Tout d'abord je tiens à remercier le dieu tout puissant d'être à nos côtés et de me donner le courage de traverser tous ce cursus.

À mes parents

Je leur dédie ce modeste travail en signe de reconnaissance et de profonde gratitude, pour tous les sacrifices consentis.

Qu'ils voient en moi la fille qu'ils ont souhaité avoir.

À mes grands parents

À mes frères : Nabil et Hakim, mes sœurs : Kahina et Hakima

Qui m'ont toujours soutenu par leurs encouragements.

Pour tout l'amour qu'ils m'ont prodigué.

Qu'il me soit possible de leurs exprimer Ma profonde gratitude.

À Mes oncles et tantes paternels et maternels.

À tous mes cousins et cousines.

À Mes amis avec qui j'ai passée les moments les plus inoubliables.

Un merci tout particulier à celle qui a partagée avec moi les moments les plus beaux et les plus dures qui resteront gravé dans ma mémoire ma sœur, ma chère binôme Karima.

A tous ceux qui ont contribué de près ou de loin, au bon déroulement de mon cursus et de cette année concluante.

Ferroudja

Introduction générale

Introduction générale

Les maladies cardiovasculaires figurent parmi les principales causes de décès et d'invalidité acquise et leur application augmentent avec l'âge, elles constituent l'une des principales priorités de la santé publique dans le monde. Le cœur n'a pas encore dévoilé tous ses secrets même si les connaissances acquises en cardiologie sont grandes.

L'électrocardiogramme (ECG) reste encore l'un des outils prédominants et les plus largement utilisés pour le diagnostic et l'analyse des arythmies cardiaques, il contient énormément d'informations sur le fonctionnement et les éventuelles pathologies du cœur. L'électrocardiogramme (ECG) est une représentation graphique du potentiel électrique qui commande l'activité électrique du cœur.

La plupart des décès cardiaques se produisent à l'extérieur des milieux hospitaliers et de nouvelles stratégies sont nécessaires pour les détecter, dès que possible, l'apparition d'anomalies cardiaques. La télémédecine représente l'utilisation des nouvelles technologies de l'information et de la communication dans le secteur médical, elle permet d'établir un diagnostic à distance.

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 moyens de transmission.

Notre travail consiste à réaliser un système qui permet d'acquérir le signal ECG et de le transmettre à distance en utilisant le WIFI vers un centre d'analyse et de traitement.

Ce mémoire est reparti en trois chapitres :

Après une introduction générale, nous avons abordé le 1^{er} chapitre dans lequel nous faisons une description générale du système cardiovasculaire ainsi le principe de l'électrocardiogramme.

Le 2^{ème} chapitre sera consacré à la conception du notre système en décrirons les étapes du développement de notre système qui sont : l'acquisition, le filtrage, la numérisation, et la transmission du signal ECG.

Da le dernier chapitre, a fait l'Object de la partie expérimentale de notre projet. En effet, nous présentons toutes les étapes de notre réalisation ainsi que les outils utilisés.

Nous terminerons ce mémoire par une conclusion générale et les perspectives.

Chapitre I

I. Introduction

Dans ce chapitre, on va faire une présentation sur le système cardiovasculaire puis, de manière plus détaillée le principe de l'Electrocardiogramme, les techniques d'enregistrement ainsi que le développement d'appareils d'ECG.

II. Le système cardiovasculaire

Le système cardiovasculaire, appelé aussi appareil circulatoire, constitué du cœur et des vaisseaux (artères et veines) qui assurent le transport du sang dans l'organisme afin de distribuer l'oxygène et les nutriments nécessaires au fonctionnement des cellules, et d'éliminer les déchets et les dioxydes de carbone produit par les cellules [1].

Le cœur humain a approximativement la taille d'un poing fermé de 10 cm de long, son poids est variable : 270g chez l'homme et 250g chez la femme. il présente une forme vaguement conique dont la base est orientée vers la clavicule droite et l'apex est dirigé vers la hanche gauche. Le cœur est localisé dans la région centrale de la cavité thoracique nommée le médiastin ; il s'étend de la 2^e côte au 5^e espace intercostale. 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 [2].

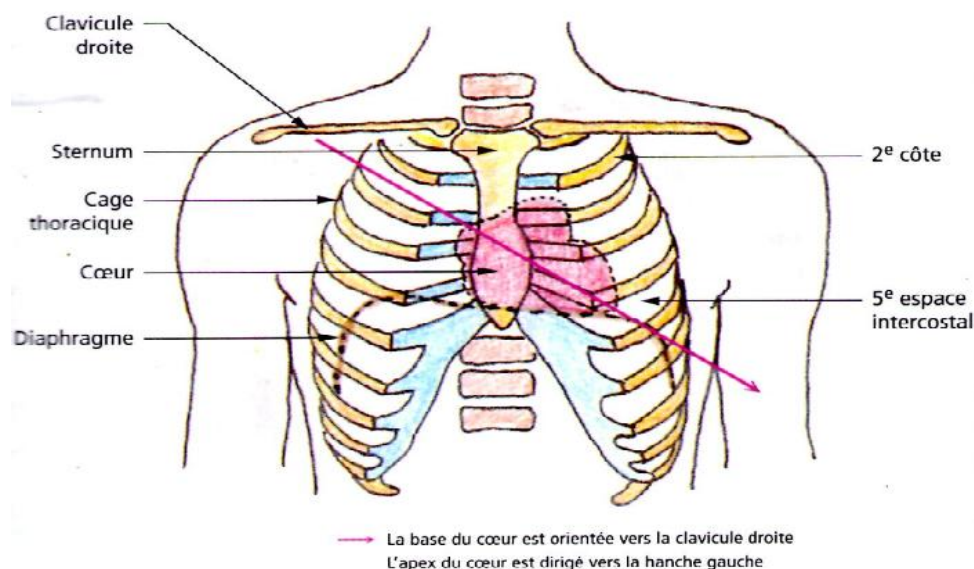


Figure. I.1. Localisation du cœur dans la cage thoracique [2].

ElectroCardioGramme et Electrocardiographie

Le cœur est la pompe responsable du maintien d'une circulation adéquate du sang oxygéné dans le réseau vasculaire de l'organisme, Il s'agit d'une pompe à quatre chambres. Le coté droit reçoit le sang désoxygène (chargé en CO_2) provenant de l'organisme à basse pression et le pompe vers les poumons (circulation pulmonaire). Le coté gauche reçoit le sang oxygéné (déchargé en CO_2) provenant des poumons et le pompe à haute pression vers tout l'organisme (circulation systémique) [3].

Le cœur est un organe automatique. Il possède en lui même tous les éléments de son fonctionnement. Cet automatisme est lié au tissu nodal (système de conduction cardiaque très spécialisé).

Le cœur se contracte parce qu'un stimulus (ou onde de dépolarisation) prend origine au niveau de la paroi postérieure de l'oreillette droite. Ce stimulus traverse d'abord les deux oreillettes puis passe par la suite aux ventricules [10].

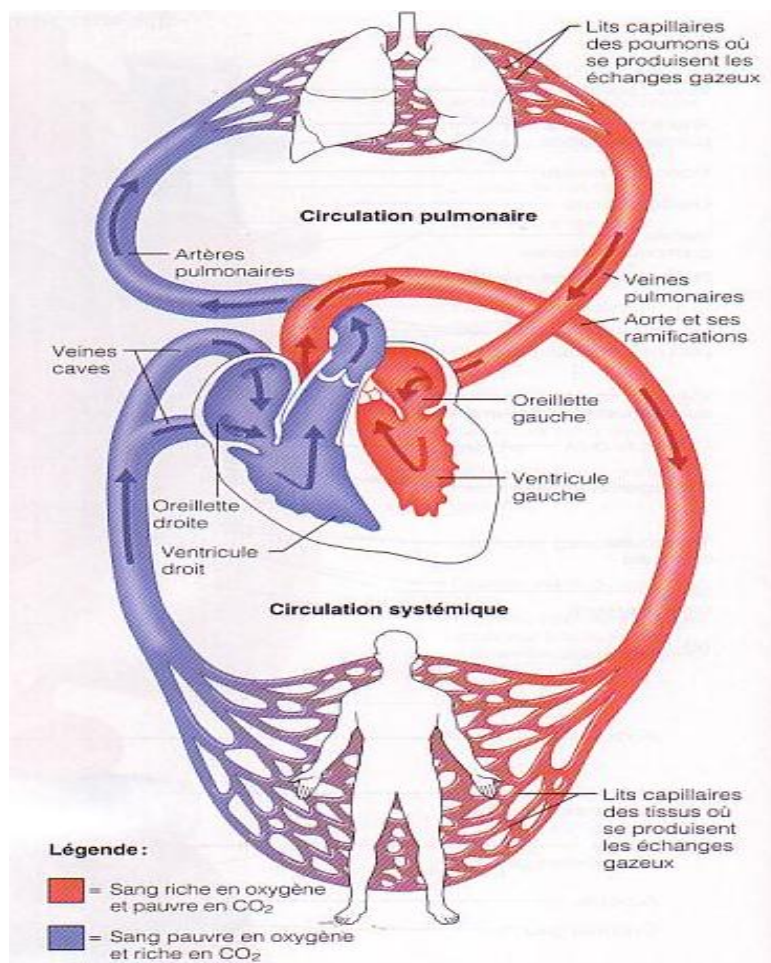


Figure.I.2. Schéma du circuit sanguin [3].

II.1. Activité mécanique cardiaque

Le cœur se contracte rythmiquement de façon automatique et involontaire, Cette contraction est contrôlée par le système nerveux central, mais même isolé un cœur continu à battre seul car il possède un tissu spécial qui au sein du muscle, assure la contraction autonome du cœur.

Le cycle cardiaque ou révolution cardiaque se déroule en deux phases :

- **La phase de contraction ventriculaire ou la systole** : c'est l'ors de cette phase que se fait l'éjection sanguine des ventricules vers les poumons d'une part et vers la périphérie d'autre part, elle se décompose en trois phases:
 - **la systole auriculaire**
 - **La contraction ventriculaire iso volumétrique**
 - **La systole ventriculaire**

- **La phase de repos ventriculaire ou la diastole** : c'est pendant cette phase que s'accomplit le remplissage ventriculaire, elle se décompose en deux phases :
 - **La relaxation ventriculaire**
 - **La phase de repos**

II.2. Activité électrique du cœur

Comme tous les muscles du corps, la contraction du myocarde est provoquée par la propagation d'une impulsion électrique le long des fibres musculaires cardiaques induite par la dépolarisation des cellules musculaires. En effet, le cœur comporte un réseau intrinsèque de cellules conductrices qui produisent et propagent des impulsions électriques, ainsi que des cellules qui répondent à ces impulsions par des contractions. Lors d'une activité cardiaque normale, la stimulation électrique du myocarde naît du nœud sinusal, le pacemaker naturel du cœur. Pendant la période d'activité (liée à la systole) et de repos (liée à la diastole), les cellules cardiaques sont le siège de phénomènes électriques complexes membranaires et intracellulaires, qui sont à l'origine de la contraction [4].

Chaque cellule cardiaque est le siège d'échanges membranaires dans lesquels sont impliqués différents ions : le sodium Na^+ , le potassium K^+ , le calcium et le chlorure Cl^- . Les variations de potentiel observées au cours d'un cycle cardiaque, correspondent à des modifications de la perméabilité membranaire et sont liées aux échanges ioniques. Au repos,

ElectroCardioGramme et Electrocardiographie

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 [4].

Lorsque la cellule est stimulée électriquement, les propriétés de la membrane remodifient et sa perméabilité aux ions augmente. Les échanges ioniques à travers la membrane des cellules myocardiques donnent naissance au potentiel d'action (la d.d.p passe alors de -90mV à environ +20mV).

La figure I.3 montre l'effet des échanges ioniques transmembranaires sur le potentiel d'action.

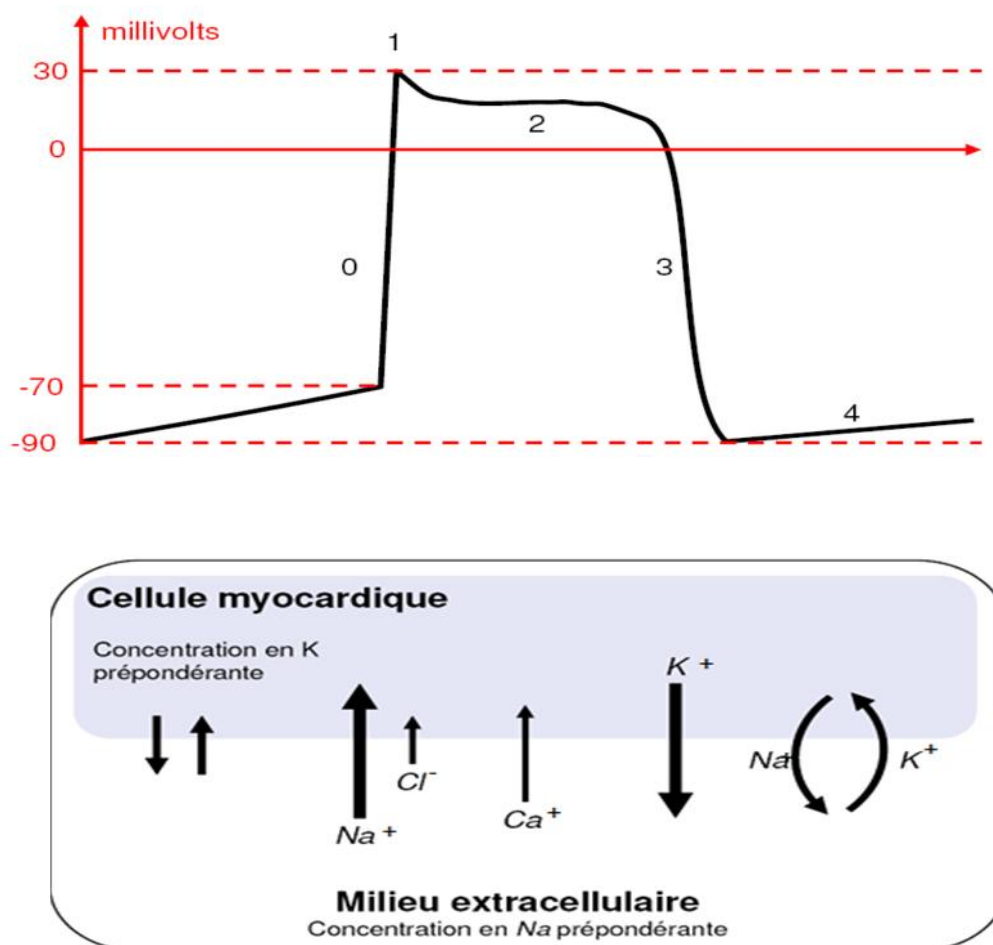


Figure.I.3. Les phases du potentiel d'action d'une cellule du muscle cardiaque [11].

La phase 0 ou dépolarisation rapide : après une excitation électrique au-dessus du seuil d'activation de la cellule, un afflux rapide d'ions Na^+ rentre dans la cellule et inverse rapidement la polarité de la cellule [10].

ElectroCardioGramme et Electrocardiographie

La phase 1 ou début de repolarisation : elle est caractérisée par une repolarisation rapide et de courte durée, due à l'inactivation des canaux Na^+ et au flux sortant d'ions de potassium K^+ [10].

La phase 2 ou plateau : elle correspond à la phase de repolarisation lente. Elle est due à l'entrée lente des ions Ca^{2+} dans la cellule qui atténue l'influence des canaux K^+ continuant à sortir, ralentissant ainsi la phase de repolarisation [10].

La phase 3 ou repolarisation : elle correspond à la phase de repolarisation finale, et se caractérise par la fermeture de canaux ioniques spécifiques qui ramène la cellule au potentiel de repos originel. Durant cette phase, les ions K^+ sont toujours sortants tandis que le potentiel de la cellule tend vers son seuil de repos [10].

La phase 4 : elle correspond au potentiel de repos, où la cellule est plus facilement excitable [4].

II.3 Electrocardiographie

L'électrocardiographie est le procédé par lequel un médecin peut obtenir la représentation graphique du potentiel électrique qui commande l'activité musculaire du cœur sous forme d'électrocardiogramme. L'électrocardiogramme (ECG) est l'enregistrement sur un support papier standard de la stimulation électrique que le cœur reçoit pour pouvoir se contracter [7].

II.3.1 Histoire de l'électrocardiographie

Le potentiel électrique généré par l'activité musculaire est connu depuis les travaux de Carlo Matteucci en 1842.

Les premières expérimentations sont réalisées en 1878 par John Burden Sanderson et Frederick Page qui détectent à l'aide d'un électromètre capillaire les phases QRS et T, définies Par la suite.

A cette même période, E. Marey, et Augustus Waller montrent que l'activité électrique cardiaque peut être suivie à partir de la peau. En 1887, le premier électrocardiogramme humain est publié par Augustus Waller.

En 1895, Willem Einthoven, met en évidence les cinq déflexions P, Q, R, S et T. Il utilise le galvanomètre à cordes en 1901 et publie les premières classifications d'électrocardiogrammes pathologiques en 1906. Il obtiendra en 1924 un prix Nobel pour ses travaux sur l'électrocardiographie.

ElectroCardioGramme et Electrocardiographie

Les dérivations précordiales sont utilisées pour le diagnostic médical à partir de 1932 et les dérivations frontales unipolaires à partir de 1942, ce qui permet à Emanuel Goldberger de réaliser le premier tracé sur 12 voies.

Aujourd'hui, l'électrocardiographie est une technique relativement peu coûteuse, permettant à l'aide d'un examen indolore et sans danger, de surveiller l'appareil cardiocirculatoire, notamment pour la détection des troubles du rythme et la prévention de l'infarctus du myocarde [8,9].

II.3.2 Principe de l'électrocardiographie

L'électrocardiogramme (ECG) repose sur un certain nombre de conventions et de postulats :

- 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.

II.3.3 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 (voir figure I.4) [12].

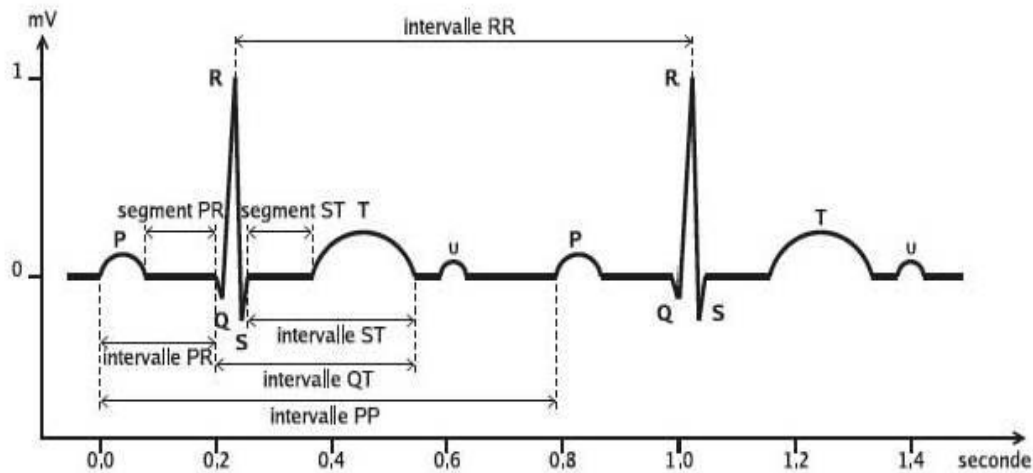


Figure.I.4. les différentes déflexion et intervalles de l'ECG normal.

- **Onde P :** C'est la première onde détectable. Elle apparaît quand l'impulsion électrique se propage à partir du nœud sinusal pour dépolariser les oreillettes (voir Figure 1.4). Sa masse musculaire relativement faible entraîne une variation de potentiel faible (moins de 0.25 mV). La progression de l'onde de dépolarisation dans les oreillettes est beaucoup plus lente que dans les ventricules. Par conséquent, la région des oreillettes autour du nœud sinusal est dépolarisée très en avance par rapport aux régions plus éloignées. Puis, le front de repolarisation prend le même sens que celui de la dépolarisation et le vecteur résultant instantané est orienté vers le nœud sinusal. Cela produit une onde de repolarisation à l'inverse de l'onde de dépolarisation P. Normalement, l'onde de repolarisation des oreillettes apparaît au moment où le complexe QRS est produit. Comme ce signal est beaucoup plus intense que le premier, l'onde de repolarisation est cachée [6].
- **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 [6].

ElectroCardioGramme et Electrocardiographie

- **Le complexe QRS:** C'est un ensemble de déflexions positives et négatives qui correspondent à la contraction des ventricules. Pour un cas normal, il a une durée inférieure à 0.12 seconde et son amplitude variable est comprise entre **5** et 20 mV.

Il est constitué de trois ondes :

- **L'onde Q :** première déflexion négative
- **L'onde R :** première déflexion positive
- **L'onde S :** déflexion négative qui suit l'onde R.

Sa forme est variable selon les dérivations utilisées (emplacement des électrodes) ou une arythmie donnée [10].

- **Segment ST :** il correspond au début de la repolarisation ventriculaire. Il est généralement isoélectrique et suit horizontalement la ligne de base [10].
- **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 [10].
- **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 [10].
- **Onde T :** elle correspond à la repolarisation des ventricules. L'onde T normale à une amplitude plus faible que le complexe QRS [10].
- **Onde U :** est une onde positive qui suit l'onde T. Elle traduirait la repolarisation ventriculaire lente [10]. L'onde U est caractérisé par :
 - Une amplitude (hauteur) inférieur ou égale à 2 mm.
 - De largeur de 200ms.
- **Intervalle R-R :** (fréquence des battements cardiaques). cet intervalle représente l'espacement entre deux ondes R consécutive qui correspond au délai entre deux

dépolarisations des ventricules et dont la durée détermine la fréquence cardiaque instantanée FC [5].

- **Intervalle PP** : l'intervalle PP correspond au délai entre deux dépolarisations des oreillettes [5].

II.3.4 Les systèmes de dérivations

La dérivation en électrocardiographie se définit par deux points d'observation de l'activité électrique du cœur à partir desquels on mesure une différence de potentiel électrique. Généralement les appareils électrocardiographiques peuvent enregistrer plusieurs différences de potentiels en même temps selon l'emplacement et le nombre d'électrodes réparties sur le corps. Chaque mesure de ces potentiels correspond alors à une dérivation de l'ECG. L'emplacement de ces électrodes est choisi de manière à explorer la quasi-totalité du champ électrique cardiaque résultant de la contraction du myocarde [10].

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.5. Les côtés du triangle représentent les d.d.p entre ses sommets [15]:

- **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 : $DI + DIII = DII$ [11,18].

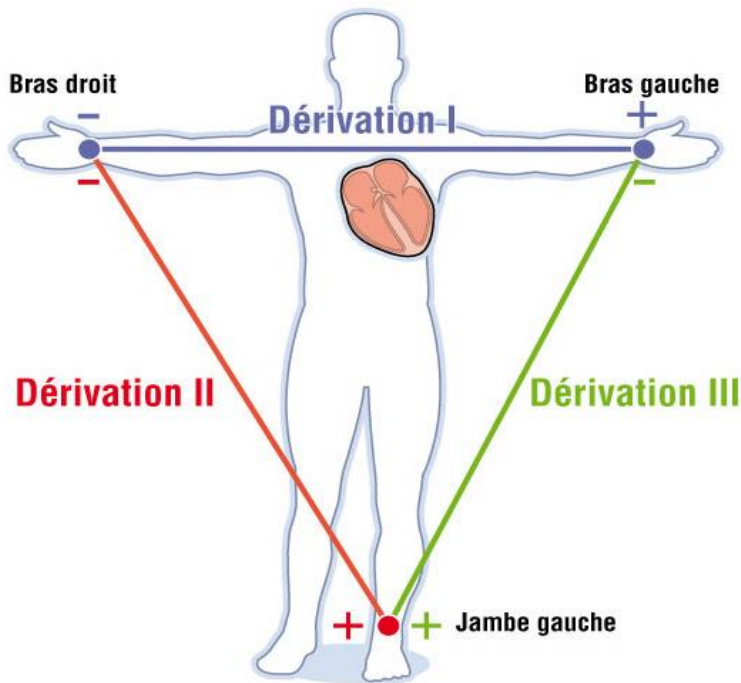


Figure.I.5. Triangle d'Einthoven [14].

B. Dérivation bipolaire

Les trois dérivations bipolaires périphériques DI, DII, DIII 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 [11].

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 [16].
- **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 , des trois électrodes

périphériques d'Einthoven comme montré sur la figure. I.6. [16,17] Il existe ainsi deux variétés de dérivations unipolaires :

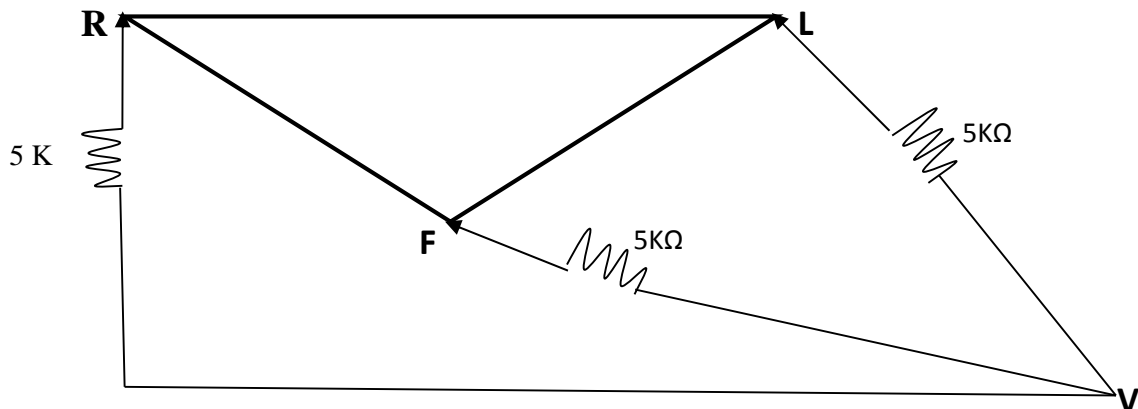


Figure. I.6. Système de Wilson.

- **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.6 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 [19,20].
 - aVR (augmente Voltage Right arm) entre le bras droit et la borne centrale.
 - aVL (augmente Voltage Left arm) entre le bras gauche et la borne centrale.
 - aVF (augmente Voltage Foot) entre la jambe gauche et la borne centrale [20].

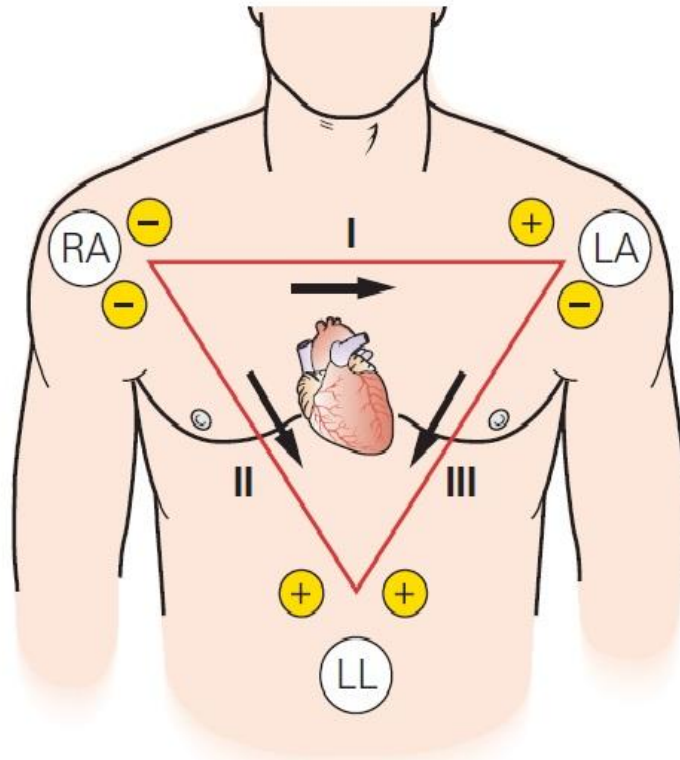


Figure. I.7. Dérivations unipolaires [21].

- **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.8.

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.

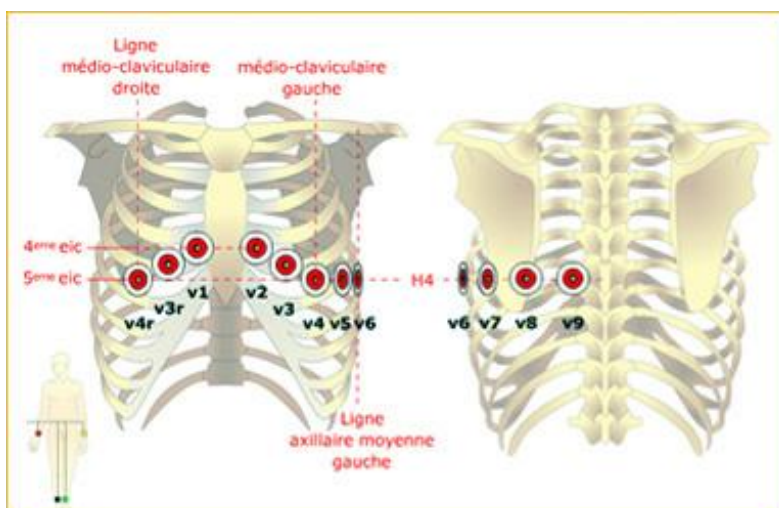


Figure. I.8. Dérivations thoraciques [22].

➤ Position des électrodes précordiales

- **V1**: 4ème espace intercostal, bord droit du sternum (ligne par asternale)
- **V2**: 4ème espace intercostal, bord gauche du sternum (ligne par asternale)
- **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 [13]

• Autres dérivations :

- **V7** : même horizontale que V4, ligne axillaire postérieure
- **V8** : même horizontale que V4, sous la pointe de la scapula (omoplate)
- **V9** : même horizontale que V4, à mi-distance entre V8 et les épineuses postérieures
- **V3R** : symétrique de V3 par rapport à la ligne médiane
- **V4R** : symétrique de V4 par rapport à la ligne médiane
- **VE** : au niveau de la xiphoïde sternale [13]

II.4. Artefacts visibles sur l'électrocardiogramme

Les conditions d'enregistrement de l'ECG font que le signal est nécessairement bruité par des processus autres que cardiaques. Ces perturbations peuvent être d'origine physiologique (peau, muscle, respiration, . . .) ou environnementale (courant de secteur, perturbations électromagnétiques, placement de l'électrode, . . .). Le praticien qui analyse l'ECG peut alors être gêné par la présence de bruit : dans le cas où par exemple il recherche l'existence d'un rythme sinusal normal et qu'il cherche la présence de l'onde P précédant

l'onde R, l'onde P qui est de faible amplitude, peut être noyée dans le bruit. De la même manière, une trop forte variation de la ligne de base peut empêcher de discerner une anomalie de type sur- ou sous-décalage du segment S-T par exemple. Parmi les types de bruits observables sur un ECG, on peut citer [23,24]:

II.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 [5].

➤ Interférence d'un signal à 50 Hz

Les sources principales de ces interférences proviennent du réseau de distribution électrique (signal à 50Hz voire 60Hz dans certains pays) et des rayonnements électromagnétiques environnants. Un exemple d'ECG altéré par ce type de bruit est illustré par la figure I.9, ce type du bruit s'élimine facilement avec un filtre sélectif car c'est un bruit haute fréquence a bande étroite [5].

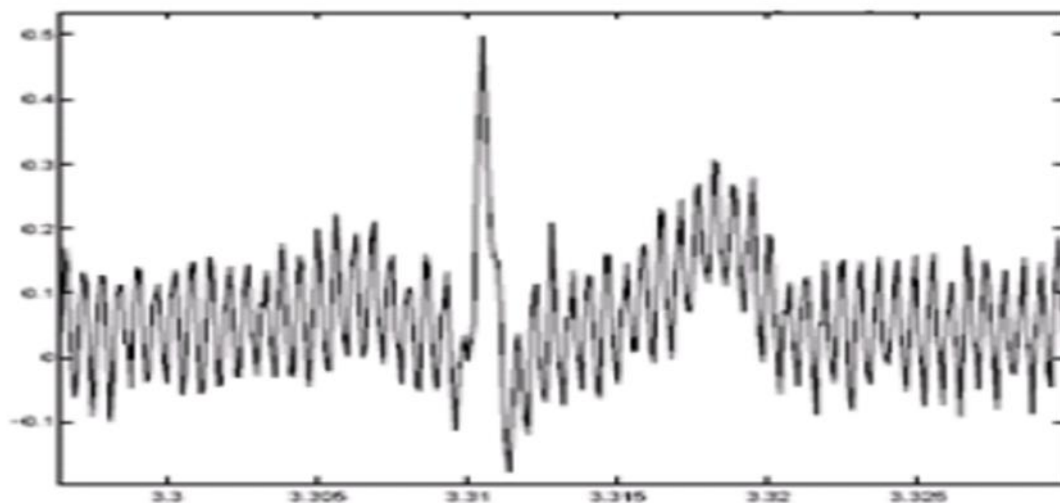


Figure I.9. Interférence secteur 50 Hz [6].

➤ Bruit dû aux mouvements d'électrodes (fréquence entre 1 et 10 HZ)

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.10. 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 [6].

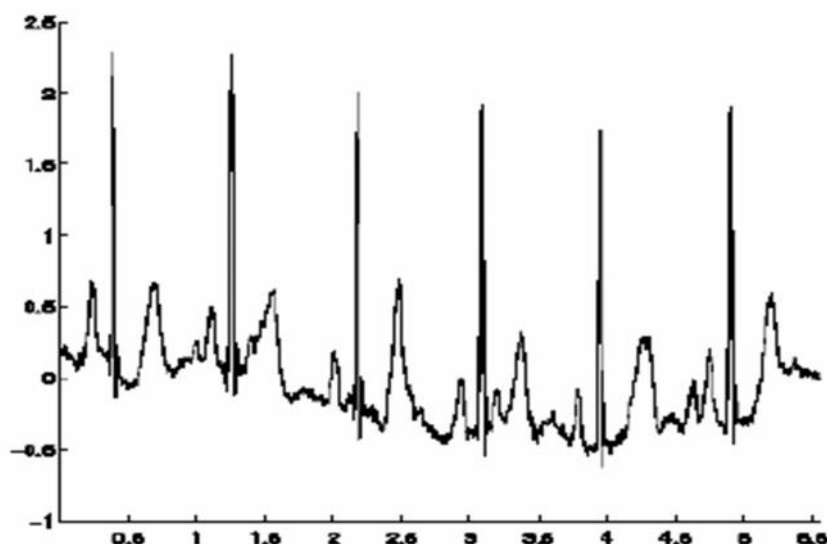


Figure. I.10. Bruit du aux mouvements des électrodes [6].

➤ **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 [5].

II.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 [6].

➤ **Mouvements de la ligne de base (fréquence < 5HZ)**

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.11. D'autres perturbations peuvent avoir pour effet de déplacer temporairement la ligne de base comme, par exemple, les mauvais contacts entre la peau et les électrodes. 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 ($<5\text{HZ}$), qui empiète peu sur celle de l'ECG normal [6].

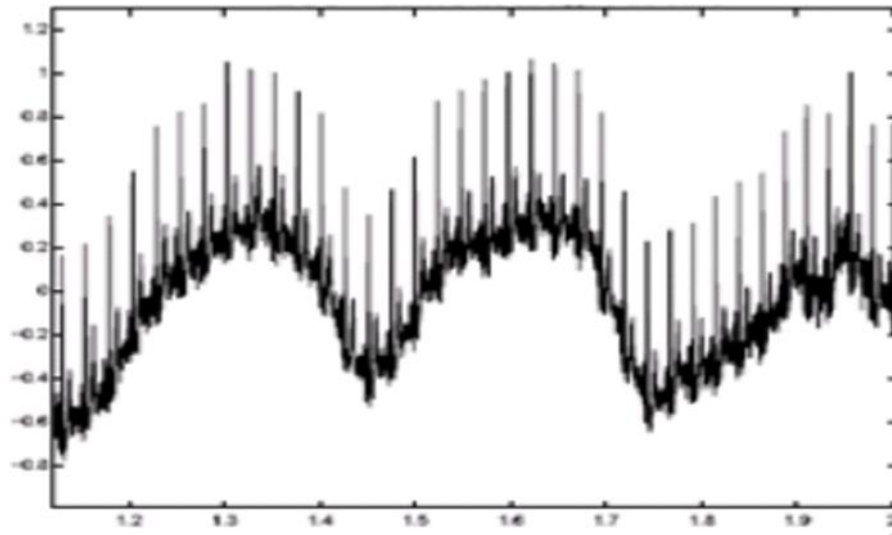


Figure I.11. Dérive de la ligne de base [6].

➤ **Bruit myoélectrique ou tremblement somatique (fréquence 25-100HZ)**

Ce type de bruit correspond à un type d'interférence d'origine biologique. La figure I.12 montre que des mouvements du patient peuvent altérer le signal d'où une difficulté dans les cas d'examen où les sujets ne restent pas immobiles (jeunes enfants, parkinsoniens, . . .). Ce bruit de l'EMG se présente de façon chaotique et ses composantes fréquentielles se retrouvent dans toute la bande passante d'intérêt, chevauchant alors la bande fréquentielle de l'ECG. En condition d'enregistrement à l'effort, le niveau de ce bruit augmente et peut se présenter sous la forme de bouffées de bruit.

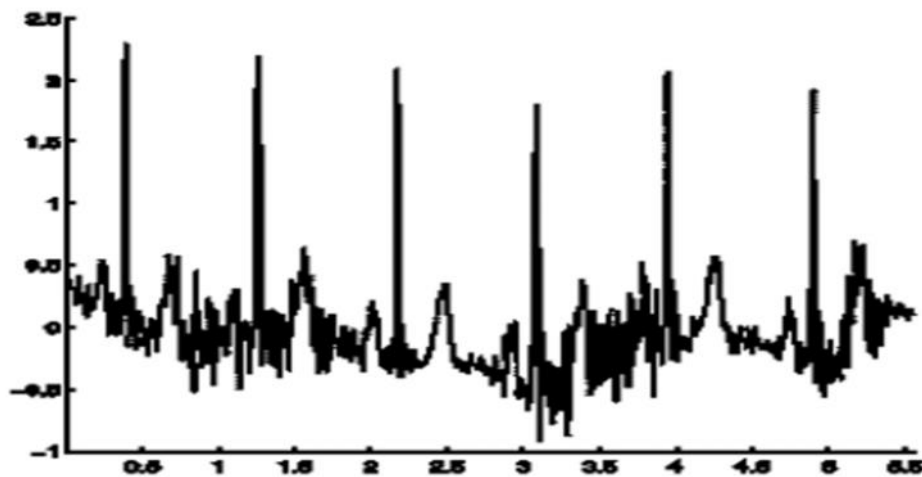


Figure. I.12. Bruit myoélectrique ou tremblement somatique [6].

II.5. Les caractéristiques fréquentielles de l'ECG

L'étude de Thakor et al. 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.13. 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 nulle et environ 100 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 entre 10 Hz et 15 Hz.
- le contenu fréquentiel de la ligne de base et des éventuels artefacts de mouvement se situe entre 0, 5 Hz et 7 Hz [11].

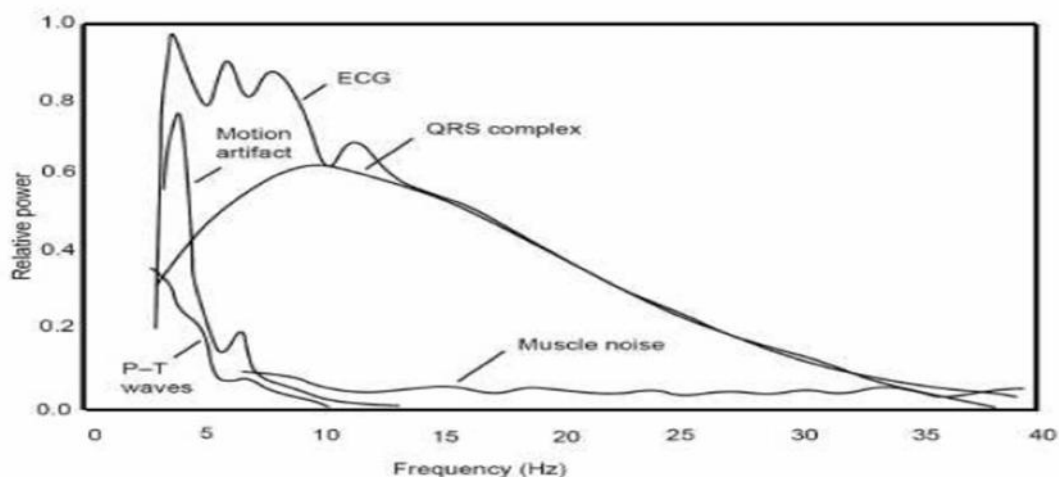


Figure I.13. Densité spectrale de puissance du complexe QRS, des ondes P et T, du bruit d'origine musculaire ou du aux mouvements respiratoire ou autres [11].

III.1 Electrocardiographie

L'électrocardiographie est l'appareil permettant de faire un électrocardiogramme. L'électrocardioscope, ou scope, est un appareil affichant le tracé sur un écran [25].

III.2. Développement d'appareils d'enregistrement

III.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 [26].

III.2.2 L'électromètre capillaire

Un électromètre Lippmann est un dispositif de détection de petites éruptions de courant électrique et il a été inventé par Gabriel Lippmann en 1873. Le dispositif se compose d'un tube qui est épaisse à une extrémité et très mince sur l'autre. L'extrémité mince est conçue pour agir comme un tube capillaire. Le tube est rempli à moitié avec du mercure avec une petite quantité d'acide sulfurique diluée au-dessus du mercure dans le tube capillaire. Des

ElectroCardioGramme et Electrocardiographe

fils métalliques sont raccordés à l'extrémité épaisse dans le mercure et à l'extrémité mince dans l'acide sulfurique.

Lorsque l'impulsion électrique arrive, il modifie la tension superficielle du mercure et cette modification de la colonne de mercure était amplifiée et projetée sur un papier photographique, ce qui permettait l'enregistrement [27]

III.2.3 Le galvanomètre à corde

Le galvanomètre à corde est l'un des premiers appareils qui permettait d'enregistrer les faibles courants électriques produits par le cœur humain, et qui était donc un des premiers à pouvoir réaliser un électrocardiogramme précis. Il a été inventé par Willem Einthoven en 1904, son principe est que le sujet doit être assis avec mains et pieds plongés dans un seau contenant une solution saline [32].

Le galvanomètre à cordes permet une lecture de qualité supérieure à celle de son précurseur, l'électromètre [31].

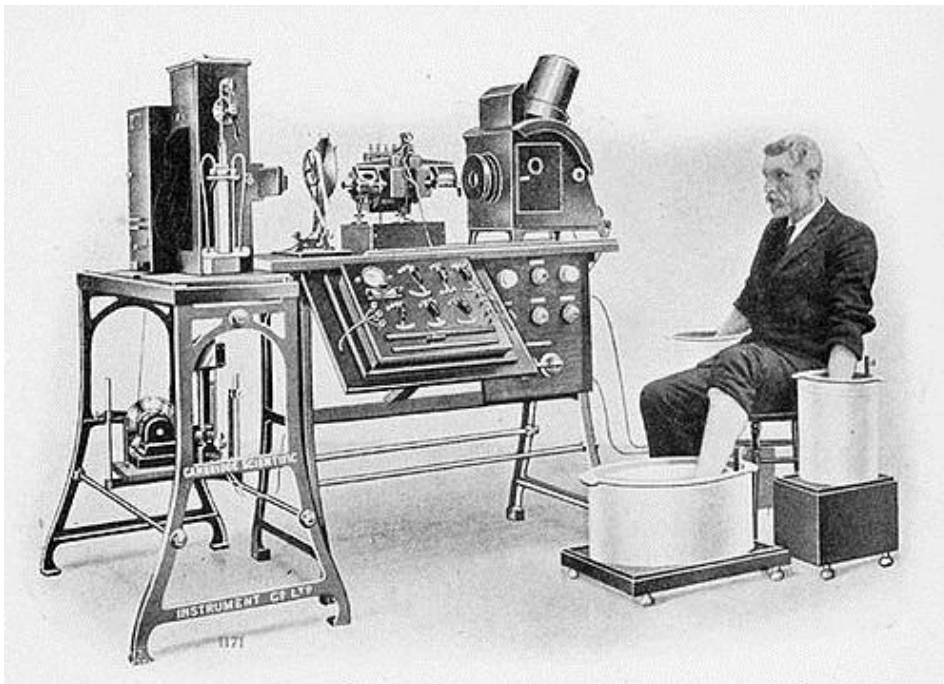


Figure. I.14 Galvanomètre à corde [29].

III.2.4 l'électrocardiographe

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) [33,34].

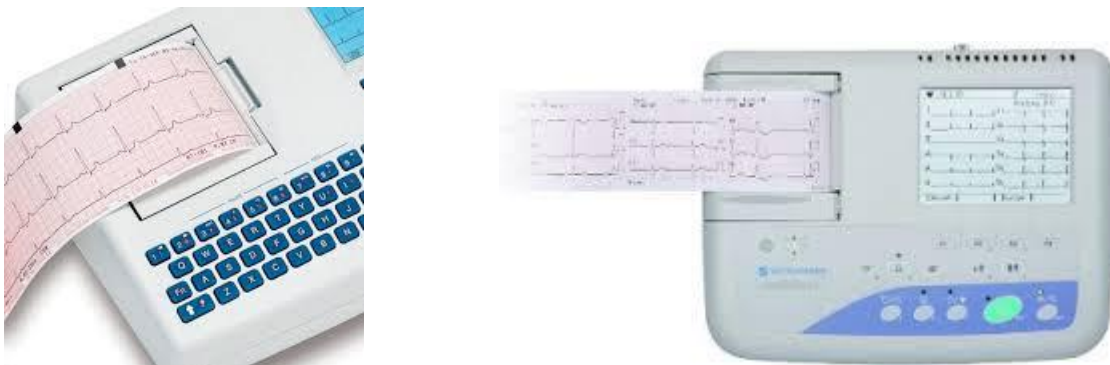


Figure. I.15 Electrocardiographe [30].

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** : 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 permet d'enregistrer 12 signaux électriques différents au même temps. Ils sont habitués 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 employée pour le contrôle continu, comme pendant un procédé chirurgical important ou tandis qu'un patient est

ElectroCardioGramme et Electrocardiographie

transporté dans une ambulance. Ceci ne fournit pas la un tracé graphique imprimée de l'électrocardiogramme, et ne stockent pas les données seulement il nous affiche sur un écran LCD.

- **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 Dérivations est l'examen le plus utilisé dans le domaine de la cardiologie, il permet de détecter les anomalies cardiaques pendant quelques secondes.

Il existe d'autres pathologies qui n'apparaissent que de manière sporadique et qui ne peuvent pas être détectées par un examen ECG standard. Par conséquent, le Dr Norman Holter a inventé un système d'enregistrement ECG connu sous le nom « **Holter** » [5].

Holter est un dispositif portable permet d'enregistrer l'activité cardiaque sur une durée de 24h ou plus [36].

L'examen comporte la mise en place d'un certain nombre d'électrodes au niveau de la peau.

Ces électrodes sont reliées par des câbles à un boîtier d'enregistrement que l'on port habituellement en bandoulière pour 24 heures ou plus.

Le boîtier est alors retiré et le tracé analysé par le cardiologue [35].

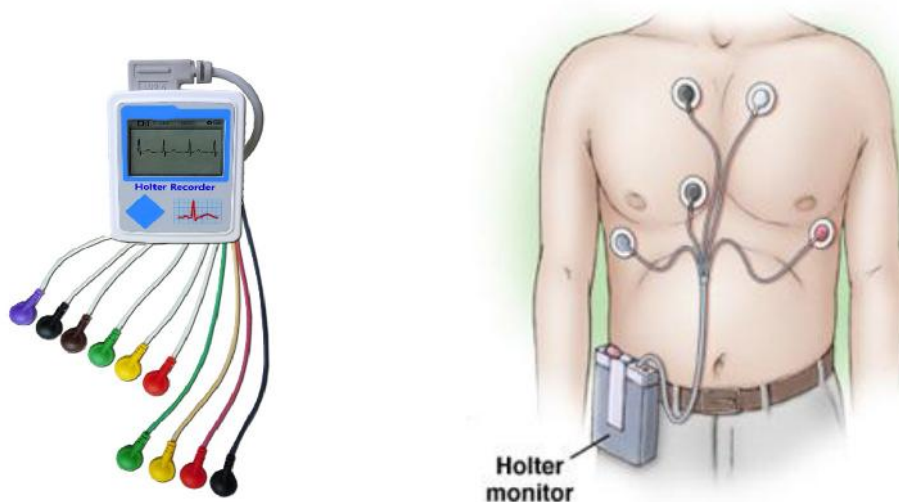


Figure. I.16 Holter

III.2.6. Le moniteur cardiaque

Le moniteur cardiaque appelé aussi « scope » est un appareil électronique de surveillance des vitaux utilisé en médecine d'urgence, réanimation, service de soins, transport médicalisé, bloc opératoire et en cardiologie dont il est nécessaire d'avoir en continu les données électrophysiologiques du cœur du patient.

Ces données 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.

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.

III.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 électrocardiographiques, moniteur de SpO2 (le taux d'oxygène dans le sang) et moniteurs de pression artérielle...

ElectroCardioGramme et Electrocardiographie

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 [38].



Figure. I.17 types des moniteurs cardiaques [39]

III.2.7 R-Test

Parfois, les symptômes recherchés sont tellement rares 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. Le R-test est un enregistrement ECG à la demande qui permet une surveillance du rythme cardiaque pendant plusieurs jours. Le patient peut déclencher l'enregistrement lors de l'apparition d'un symptôme. Dès ce moment l'appareil mémorise 15 à 60 secondes d'ECG. L'appareil garde également en mémoire tout rythme anormal qu'il a détecté durant le temps qu'il a été porté [28].

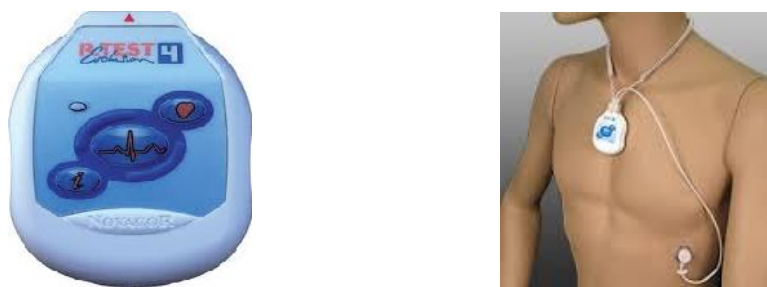


Figure. I.18 R-Test [40]

III.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 [28].

Le moniteur cardiaque implantable est un dispositif médical, de la taille d'un briquet, implanté sous la peau, permettant d'analyser l'électrocardiogramme en temps réel et d'enregistrer automatiquement ou manuellement un certain nombre de tracés qui doivent être validés secondairement par le médecin. Il est utilisé dans le diagnostic des syncopes.

Les stimulateurs cardiaques ont, de longue date, des fonctions diagnostiques mais nécessitent l'implantation d'un boîtier et d'une ou plusieurs sondes. Ils ont été parfois utilisés uniquement dans un but diagnostique. En 1995 a été testé le premier boîtier dédié, sans sonde.

Le boîtier se comporte comme une électrode bipolaire enregistrant le signal électrique sous la forme d'un seul tracé. Il comprend :

- un logiciel d'analyse permettant de discriminer automatiquement certains événements : pause cardiaque, cœur trop lent (bradycardie) ou trop rapide (tachycardie).
- une mémoire, permettant de stocker un certain nombre de ces événements
- une batterie assurant un fonctionnement durant quelques années
- un système de commande par le patient : en cas de malaise ou de syncope, le patient applique un dispositif (en fait un aimant) sur le boîtier, permettant le stockage de l'électrocardiogramme durant les quelques minutes précédant le malaise.

ElectroCardioGramme et Electrocardiographie

- un système de dialogue avec un ordinateur externe permettant le réglage et la récupération des tracés enregistrés.

Le contrôle du boîtier doit être fait à titre systématique tous les 6 à 12 mois et systématiquement après un malaise.

Il est utilisé pour faire le diagnostic de syncopes répétées dont les autres explorations n'ont pu déterminer la cause. En cela, il permet d'effectuer de découvrir un certain nombre d'anomalies du rythme cardiaque pouvant expliquer les malaises [41].

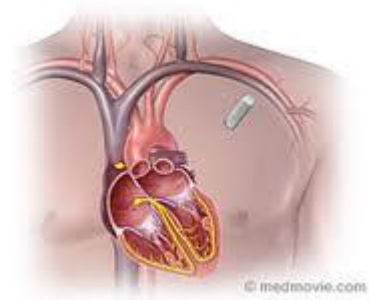


Figure. I.19 Holter implantable [42].

IV. Conclusion

Dans la première partie de ce chapitre, nous avons décrit le système cardiovasculaire, ces deux activités mécanique et électrique ainsi la notion de l'électrocardiographie qui est une technique par laquelle on peut obtenir une représentation graphique de l'activité cardiaque au quelle nous pouvons appliquer des méthodes appropriées du traitement de signal.

Dans la deuxième partie, nous avons présenté les différentes techniques d'enregistrement d'ECG, les artefacts visibles sur l'ECG, et les différents ECG existants. Après cette présentation, nous commencerons la conception de notre système en tenant compte de ces paramètres : la portabilité, la fiabilité en utilisant les dernières technologies connues.

Chapitre 2

II. Partie analogique

II.1. Les capteurs

Le capteur est l'élément d'une chaîne ou d'un instrument de mesure auquel est directement appliquée la grandeur à mesurer ; son rôle est de transformer les grandeurs physiques (température, pression, vitesse...) en signaux électriques exploitables par les autres éléments de la chaîne.

Dans le domaine de la médecine, les capteurs peuvent être utilisés pour assurer une surveillance permanente des organes vitaux de l'être humain. Ceux-ci pouvant être implantés sur la peau pour faciliter le diagnostic de maladies par la mesure continue de paramètres tel que : la tension artérielle, les battements du cœur, la fonction respiratoire ...

II.1.1. Les capteurs biomédicaux

Les capteurs biomédicaux sont des capteurs destinés à mesurer les signaux physiologiques générés par des organismes vivants et en particulier par les êtres humains. Le rôle joué par les capteurs biomédicaux est l'un des aspects techniques que l'on rencontre au cours du dialogue patient-machine, en effet toute transformation biologique doit, pour être exploitée, se présenter sous la forme de signaux compréhensibles, enregistrables et mesurable en valeurs normalisées. Ces informations sont nombreuses, on peut classer les grandeurs physiques en quatre familles [38] :

- **Electrique** : capteur ECG (électrodes)
- **Mécanique** : capteur de vélocité pariétale (ultrasons)
- **Optique** : capteur de saturation d'O₂ du sang (photo transistor)
- **Pression** : capteur de respiration (inductif)

On distingue généralement deux types de capteurs biomédicaux : les capteurs invasifs et les capteurs non invasifs, Les capteurs invasifs sont implantés en partie ou en totalité à l'intérieur du corps humain, Ces capteurs délivrent des mesures de bonne qualité (très peu bruités) parce qu'ils sont placés très près de la source des signaux qu'ils mesurent. A l'inverse, les capteurs non invasifs sont placés à l'extérieur du corps humain. Cependant, les mesures qu'ils génèrent sont plus bruitées que celles des capteurs invasifs parce qu'ils sont plus

éloignés que ces derniers de la source des signaux qu'ils mesurent. et notre système est basé sur les capteurs ECG.

II.1.2 Les électrodes ECG

Les capteurs utilisés pour l'acquisition du signal ECG sont des électrodes de mesure qui sont placées directement sur la peau à travers un gel liquide réalisant un bon contact (électrode-peau), l'électrode la plus utilisée est celle en Ag/AgCl. Ces électrodes sont différentes suivant leur utilisation :

- Les électrodes pour l'ECG des tests d'effort qui doivent être larges pour mieux adhérer à la peau.
- les électrodes utilisées En réanimation, et des électrodes pour anesthésie-bloc opératoire qui sont plus petites afin d'être le moins traumatisantes possible pour le patient.
- Les électrodes pour le service de pédiatrie/Néonatalogie
- Les électrodes pré-câblées ECG pédiatrie/ Néonatalogie qui ont les caractéristiques suivantes : hydrogel premium adapte a un environnement humide comme les couveuses, repositionnable et certains d'eux sont invisibles aux rayons x, très faible impédance avec un contact en Ag/Ag/Cl, fil de couleur pour une bonne reconnaissance lors du branchement dans le câble.
- Les électrodes pour ECG de repos.

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

Ces électrodes sont caractérisées par :

- Une aptitude à capter les bases 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 mV.

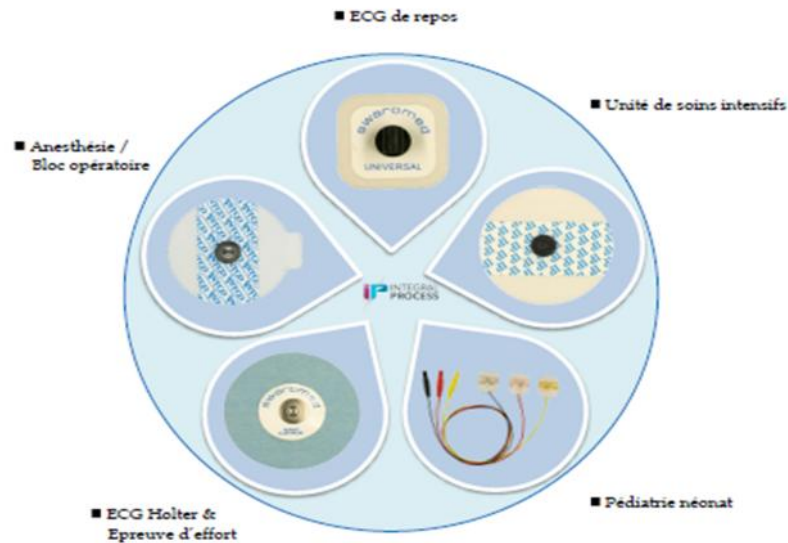


Figure II.2 : Les différentes électrodes existantes

II.1.3. Le choix des électrodes

Notre but est de trouver des électrodes satisfaisantes, Les matériaux constitutifs des électrodes d'ECG sont généralement de couple Ag/AgCl avec un gel liquide, et 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 des caractéristiques recherchées.

II.2. Conception de la chaîne d'acquisition

Dans une chaîne de mesures classique on appelle conditionnement du signal, la partie qui succède directement au capteur, avant un traitement du signal analogique ou numérique plus complet. Si le système comporte plusieurs capteurs, il est important que le signal de chacun soit exploité au mieux. Le capteur transforme une grandeur physique en un signal électrique, courant ou tension. Il est important d'obtenir ce signal avec un meilleur rapport signal sur bruit. La partie conditionnement du signal concerne le traitement immédiat du signal, au plus près du capteur. Avant les étapes de filtrage et de l'amplification, la chaîne

Conception d'un Holter

d'acquisition comporte souvent une **pré-amplification**, une mise en valeur du signal par rapport au bruit, une isolation par rapport aux perturbations qui permettent ensuite de transporter le signal vers des systèmes de traitement plus complexe.

II .2.1. Pré-amplification

Vu que le signal ECG étant de faible amplitude et entaché d'un bruit de mode commun, son acquisition nécessite essentiellement une pré-amplification. Pour réaliser cette opération, il nous faut un amplificateur de mesure qui est un dispositif électronique destiné au traitement de faibles signaux électriques, on le trouve sous le nom d'amplificateur d'instrumentation. Il existe plusieurs références de ces amplificateurs comme (INA 118, AD620, INA114, AD8221, INA321...etc.). Nous avons choisi l'**INA321** chez Texas Instruments, sa documentation technique nous révèle ses caractéristiques et son schéma d'utilisation (voir figure II.3) :

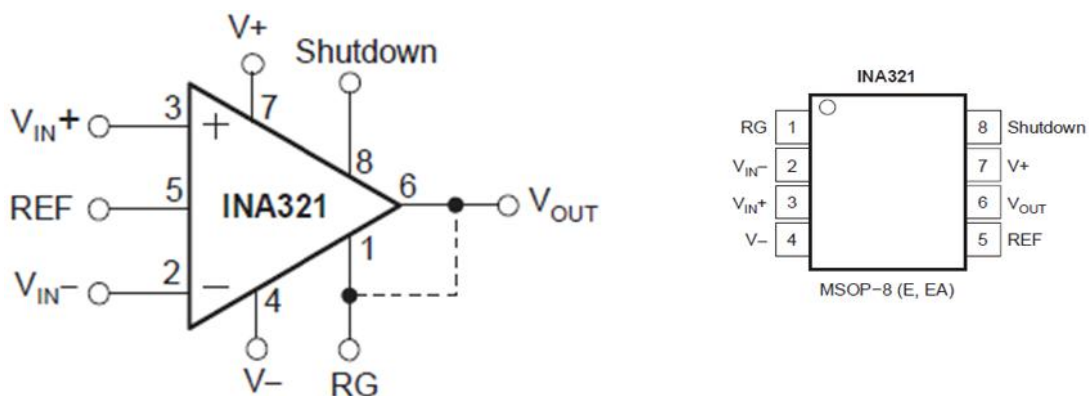


Figure II.3: L'amplificateur d'instrumentation INA321 (voir annexe).

L'INA321 a un gain en tension variant de 5 à 1000, pour le calculer nous utilisons la formule suivante :

$$G=5 + 5 R_2 / R_1$$

Et pour avoir un gain de 10, on prend $R_2=R_1$

Conception d'un Holter

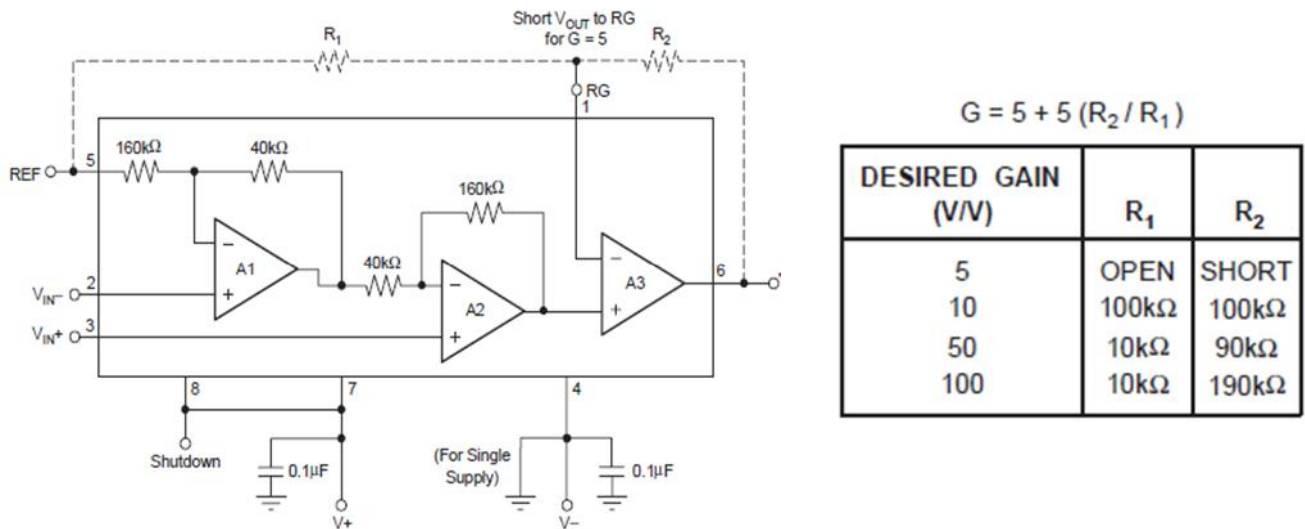


Figure II.4 : schéma interne de l'INA 321

II.2.2. Filtrage et amplification

Une fois qu'on a récupéré le signal cardiaque, nous devons effectuer un filtrage sur ce signal ; cette étape est indispensable dans la réalisation de notre système vu que le signal utile est noyé dans du bruit.

Un filtre est un dispositif électronique (amplificateur ou atténuateur) dont le gain dépend de la fréquence.

La fonction filtrage permet de supprimer certaines fréquences non désirées.

Utilités d'un filtre :

- Filtrer les parasites d'alimentation
- Réduire le bruit en réduisant la bande passante à la bande utile pour l'application
- Réduire les effets d'un parasite externe

Un filtre est défini par :

Sa fréquence de coupure : fixée généralement par une réduction de 3db du signal,

$$|H(G)| = 1/2$$

Son ordre : il correspond à la pente de décroissance du filtre

Son type : passe bande /haut ou bas, coupe bande

Il existe deux sortes de filtre :

Conception d'un Holter

A. Les filtres passifs :

Ils ne sont composés que d'éléments passifs (résistances, Condensateurs, bobines), Par conséquent, ils ne peuvent qu'atténuer une partie des signaux, mais pas les amplifier. Avec un ordre plus important, on peut espérer couper plus brutalement une fréquence.

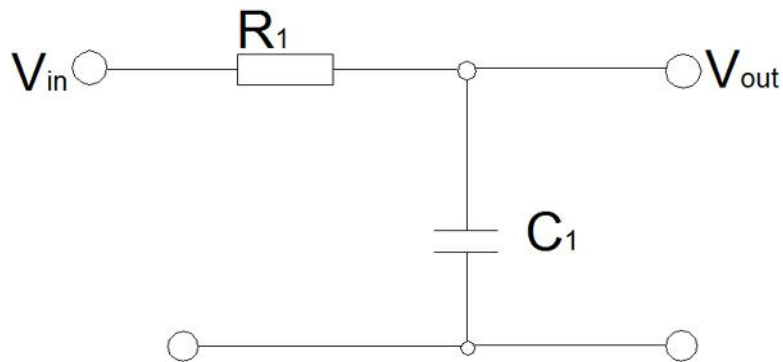


Figure II.5 : Filtre passe bas passif 1^{er} ordre

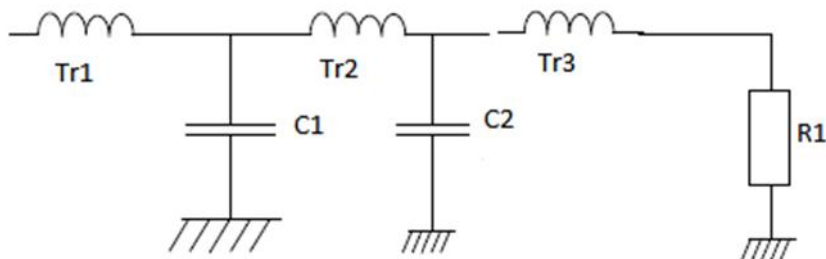


Figure. II.6 : Filtre passif 2^{eme} ordre

B. Les filtres actifs :

Il y a en plus une amplification du signal d'entrée par un élément actif (un amplificateur opérationnel, Transistor), ce genre de filtres nécessite une alimentation.

Dans notre cas, on utilise des filtres à base d'amplificateurs opérationnels qui a pour rôle de :

- Contrôler l'amplitude d'un signal
- Atténuer ou booster certaines fréquences

Conception d'un Holter

-Adaptation d'impédance

Ils sont largement utilisés dans l'instrumentation médicale et en électronique en générale.

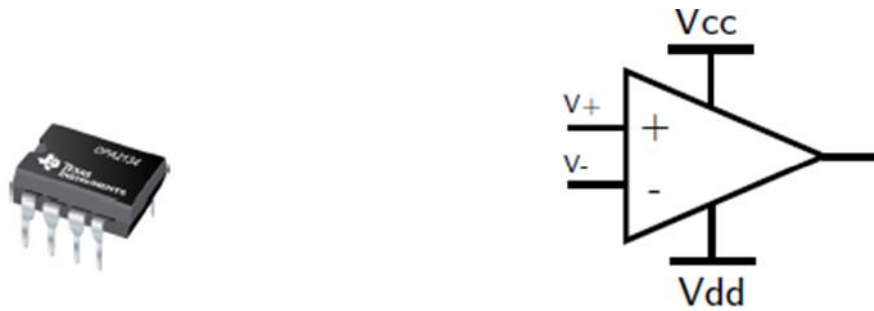


Figure. II.7 : schéma usuel d'un amplificateur

Les figures suivantes nous montrent les schémas des filtres actifs du 1^{er} et 2^{eme} ordre.

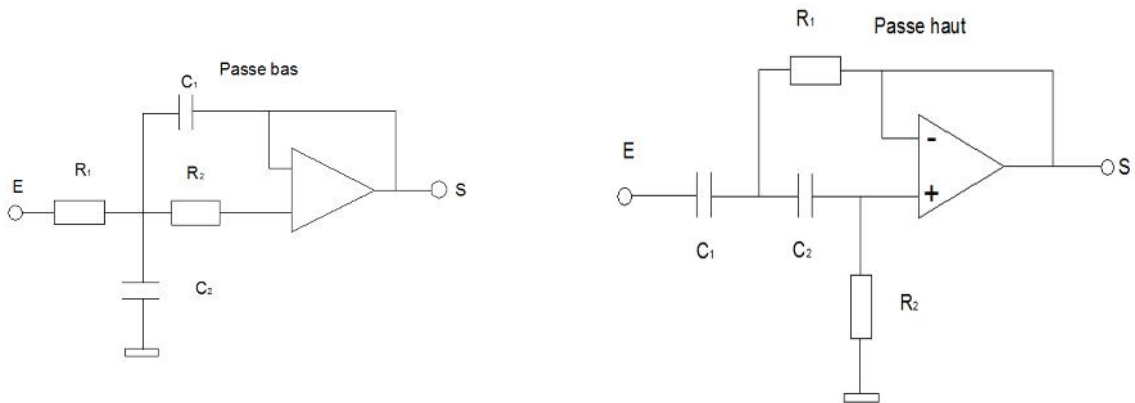


Figure. II.8 : Exemples d'un filtre actif 1^{er} ordre

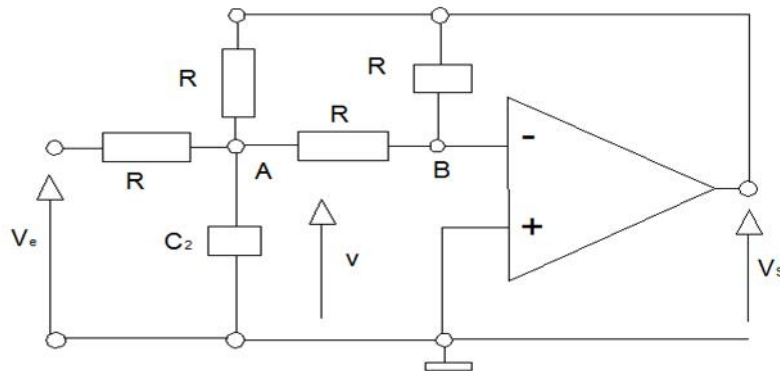


Figure .II.9 : montage d'un amplificateur 2^{ème} ordre

II.2.2.1 Filtre passe haut

Après l'étape de pré-amplification, dont on a pu récupérer le signal cardiaque, vient l'étape du filtrage qui est indispensable vu que les différents artefacts qui influencent le signal utile.

Le signal reçu à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation est noyé dans un bruit, pour cela nous décidons de récupérer le signal à partir de 0.16Hz en utilisant un filtre passe haut passif.

$$F_c = 1/2 RC$$

On donne : $C = 1\mu F$ on aura $R = 1M$

II.2.2.2 Amplification

L'amplification est nécessaire pour permettre une éventuelle acquisition. Cependant le signal ECG est tellement faible (l'ordre de mV) qu'il nécessite un circuit amplificateur à une impédance d'entrée élevée. On utilise un amplificateur non inverseur avec un gain de 5.76 qu'on peut le calculer avec la formule suivante :

$$G = 1 + R_{12} / (R_{11} + R_{11})$$

Avec :

$$R_{12} = 100K$$

$$R_{11} = 1K \quad \text{et} \quad R_{11} = 20K$$

II.2.2.3 filtre passe bas

Plusieurs types de bruit qui influence sur le signal ECG et parmi ces bruits on trouve les interférences du secteur (50 ou 60Hz), pour cela on utilise un filtre passe bas actif 3^{ème} ordre pour les éliminer. Dans notre cas on prend la fréquence de coupure de ce filtre à 40Hz avec un gain de 3.56 sa formule est la suivante :

$$G=1+ (R_{17}/R_{16})$$

III. Partie numérique

Dans notre cas, toute opération de numérisation, de stockage, et de transmission se fait avec la carte Linkit One. Le choix de cette carte se base sur ces performances et ces caractéristiques qui sont directement liées aux besoins tels qu'une mémoire flash (16 MB), mémoire RAM (4MB), un port pour une carte SD, module GPS, Wifi, Bluetooth, GSM et une batterie 3,7 V.

➤ L'avantage d'une telle carte :

- Le cout : au lieu d'acheter par exemple une carte Arduino, un module wifi et un module pour la carte SD il suffit juste d'acheter la carte Linkit One.
- La miniaturisation

III.1. Description de Linkit One

Le Linkit One est une carte électronique destinée à diverses utilisations comme le maquettage ou les objets connectés. Elle utilise le même langage C utilisé par Arduino qui rend plus facile à construire des projets de prototypes. Le LinkIt ONE est également compatible avec les cartes Arduino UNO, et possède un brochage similaire permettant de raccorder un grand nombre de périphériques. La programmation avec cette carte se fait avec le logiciel Arduino [54].

Conception d'un Holter

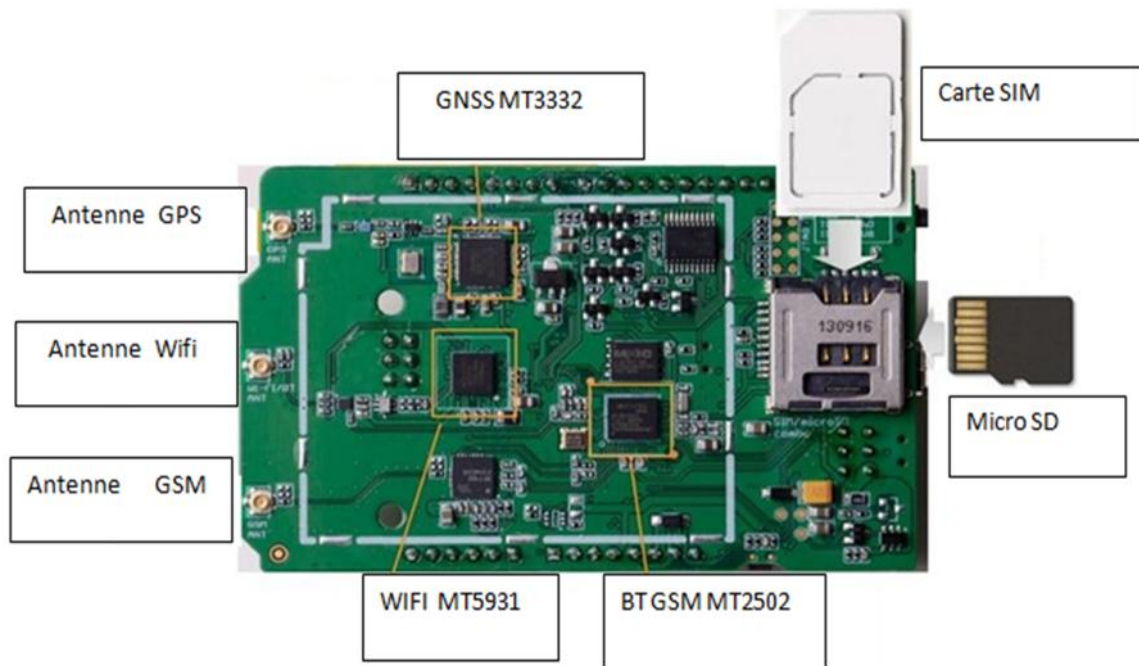


Figure. II.10: Les différentes fonctions de Linkit One

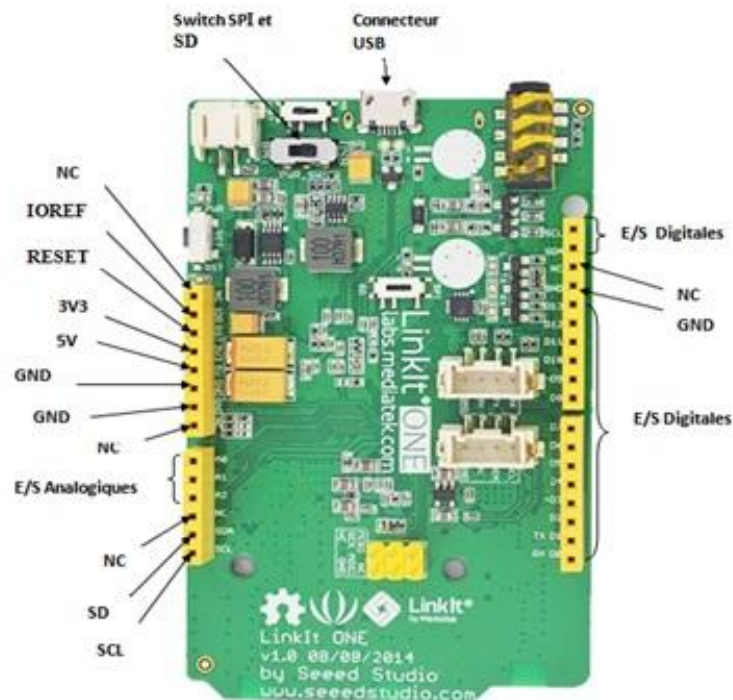
Le Linkit One suscite un réel intérêt c'est qu'il intègre des fonctions qu'on ne retrouve pas ailleurs :

- Microprocesseur: MT2502A ARM7 EJ-S
- Cadencement: 260 MHz
- Dimensions : 87 x 54 x 13 mm
- Mémoire flash : 16 MB
- Mémoire RAM : 4 MB
- Intensité par E/S : 1 mA
- 3 broches d'entrée analogiques
- 2 connecteurs au format Grove
- E/S numériques : 3.3 V
- E/S analogiques : 5 V
- Bus série, I2C et SPI
- Ports pour carte SIM et carte micro SD (32 GB maxi)
- GPS : module MT3332
- GSM : 850/900/1800/1900 MHz
- GPRS

Conception d'un Holter

- Wifi
- Bluetooth BR/EDR/BLE
- E/S audio (jack 3.5mm)
- Batterie Li-ion 3,7 V incluse
- Antennes GPS, GSM et Wifi/Bluetooth incluses

➤ La figure. II .11 suivante nous montre les entrées /sorties du Linkit One



III.2. Numérisation

Une fois qu'on a récupéré et filtrer le signal électrique du cœur, on passe à l'étape de la numérisation qui repose sur l'échantillonnage et la quantification du signal et qui est assurée par un convertisseur analogique numérique intégré dans le microcontrôleur de la Linkit One.

✓ L'échantillonnage

L'échantillonnage permet de passer d'un signal à temps continu en un signal à temps discret (une suite discrète de valeurs) et de maintenir constante l'amplitude de l'échantillon prélevé tous les T_e durant le temps nécessaire à sa conversion.

T_e est la période d'échantillonnage (la durée entre deux échantillons).

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

$$F_e \geq 2 F_c$$

$$F_e \geq 80$$

✓ 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.3. le stockage dans une carte SD

Pour sauvegarder nos données, on a choisi la carte mémoire SD parmi plusieurs types existants comme (Compact flash, Smart media,...).

III.3.1 Définition de la carte SD

Une carte SD (Secure digital) est une carte mémoire amovible de stockage de données numériques créée en janvier 2000 par une alliance entre les industriels Panasonic, Sandisk et Toshiba.

Elle est essentiellement utilisée pour le stockage des fichiers dans les appareils photos, caméscopes numérique, les systèmes de navigation par GPS...etc. C'est au 2010 la carte mémoire la plus répandue, offrant une capacité maximale de 64 Go.

Elle communique avec d'autres composants via le bus SPI.



Figure. II.12 : Exemples d'une carte SD

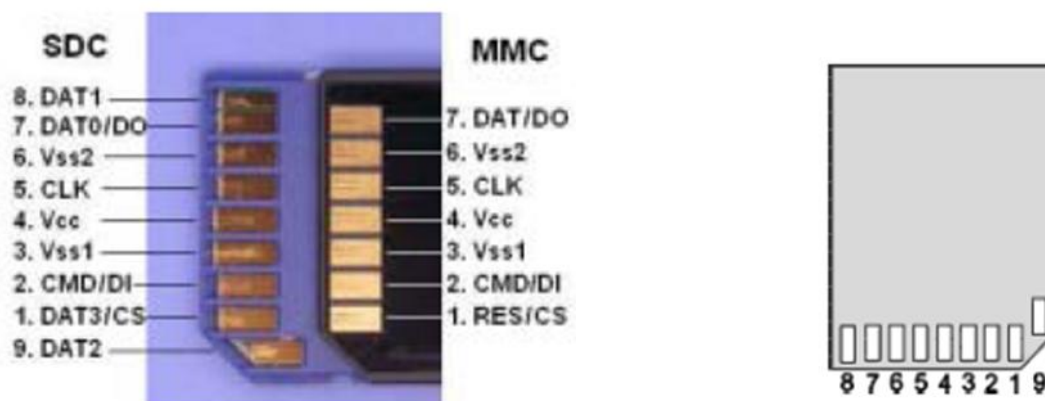


Figure. II.13 : Représentation de différentes broches de la carte SD

III.3.2 Le bus SPI :

Le bus SPI (synchronous peripheral interface), initialement développé par Motorola. D'autres fabricants (Microchip, Texas Instrument, Atmel ...) ont adopté pour ce type de liaison et de nombreux composants sont apparus (mémoire, capteurs, microcontrôleurs...).

Il est utilisé pour la communication rapide de données entre périphériques d'un appareil comme par exemple les mémoires, les systèmes d'affichage, carte SD.

Les circuits communiquent selon un schéma maître-esclave, où le maître s'occupe totalement de la communication.

La transmission s'effectue sur deux fils monodirectionnels nommés (MOSI, MISO) ; les échanges sont synchronisés par une horloge fixée par le maître.

Conception d'un Holter

La fréquence de l'horloge de transmission est comprise entre 1Mhz et 20Mhz.

Le bus SPI contient 4 signaux logiques :

SCLK : Horloge (génééré par le maître)

MOSI : Master Output, Slave Input (génééré par le maître)

MISO : Master Input, Slave Output (génééré par l'esclave)

SS : Slave Select, Actif à l'état bas, (génééré par le maître)

Dans un bus SPI on peut trouver plusieurs maitres [55].

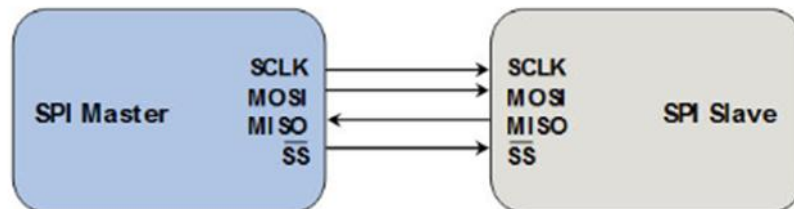


Figure. II.14: Bus SPI 1 maitre 1 esclave

Conception d'un Holter

		SD Mode		SPI Mode		
PIN	Name	Type	Description	Nom	Type	Description
1	CD/DA T3	I/O/P P	Détection de la carte/ Ligne de données du connecteur 3	CS	I	Sélection de la puce à l'état bas
2	CMD	PP	Ligne de commande/Réponse	DI	I	Données d'entrée
3	Vss1	S	Tension d'alimentation (masse)	VSS	S	Tension d'alimentation
4	Vdd	S	Alimentation	VDD	S	Alimentation
5	CLK	I	Horloge	SCLK	I	Horloge
6	Vss2	S	Tension d'alimentation	VSS2	S	Tension d'alimentation
7	DAT0	I/O/P P	Ligne de donnée du connecteur 0	DO	O/PP	Données de sortie
8	DAT1	I/O/P P	Ligne de donnée du connecteur 1	RSV		
9	DAT2	I/O/P P	Ligne de donnée du connecteur 2	RSV		

Tableau 1 : Description des broches d'une carte mémoire SD et d'un bus SPI

III.4. Module RTC :

Puisque le facteur de temps est primordial dans le fonctionnement de notre système, nous avons pensé à l'utilisation d'un module RTC DS 1307(horloge en temps réel).

Le module RTC DS 1307 horloge en temps réel sert à compter l'heur et la date une fois qu'il a été initialisé. L'avantage d'un tel composant est qu'il possède une continuité de fonctionnement même lorsque l'alimentation générale de l'horloge n'est pas branchée. Cette continuité est assurée grâce à une pile interne au lithium CR1225 possédant une durée de vie de 10 ans .La communication de cet composant imposée en bus I2C [58].

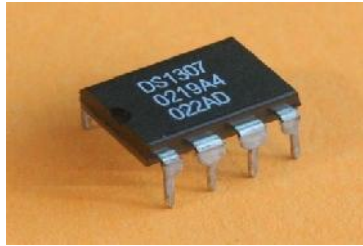


Figure.II.15 :RTC DS1307



Figure. II.16 : le module RTC DS 1307 [52].

III.4.1.Le bus I2C :

Le bus I2C, dont le sigle signifie (inter integrated circuit) est un bus de communication série.

Le protocole est initialement proposé par Philips au début des années 80 mais adapté de nos jours par de très nombreux fabricants. Il permet à un certain nombre d'appareils d'échanger des informations sous forme série grâce a 2 lignes de signal SDA et SCL [57].

III.4.2.Les caractéristiques du bus I2C :

- C'est un bus série bifilaire utilisant une ligne de données appelée SDA (serial data)
Et une ligne d'horloge SCL (serial clock)
- Les données peuvent être échangées dans les deux sens sans restriction.

Conception d'un Holter

- Le bus peut travailler à une vitesse maximum de 100 bps (ou 400 bps) pour les versions les plus récentes
- Le protocole permet de ralentir automatiquement l'équipement le plus rapide Pour s'adapter à la vitesse de l'élément le plus long lors d'un transfert.
- Chaque abonné dispose d'une adresse codée sur 7 bits. On peut donc connecter simultanément 128 abonnées d'adresses différentes sur le même bus à condition de ne pas le surcharger électriquement.
- Le bus est multi- maitres [57].

III.5. La transmission

Après la numérisation et la sauvegarde de données acquises, l'étape suivante est la transmission à distance de ces données vers un centre d'analyse et de traitement. Et comme on a cité précédemment le Linkit One intègre des modules Wifi, Bluetooth, GSM et même un module GPS pour localiser le patient au cas ou d'une chute donc on a le choix d'utiliser l'un de ces types de transmission selon nos besoins (la distance de transmission).

III.5.1. Le WIFI

La norme Wifi est le nom commercial donné à la norme IEEE.11 qui est un ensemble de protocoles et de règles définissant la transmission des données informatiques via le medium 'hertzien'.

Le Wifi est une technologie de transmission du haut débit qui peut atteindre 54 Mb/s.

III.5.2. Le Bluetooth

Est un standard de communication permettant l'échange bidirectionnel de données à très courte distance entre plusieurs appareils avec une faible consommation d'énergie et utilisant des ondes radio, il est bien adapté aux consommations en temps réel [49].

III.5.3. GSM

Le GSM est la première norme de téléphonie cellulaire de secondes génération quoi soit entièrement numérique, c'est la référence mondiale pour les systèmes radio mobile .Le réseau GSM offre à ses abonnés des services qui permettent la communication de stations mobile de bout en bout à travers le réseau .La téléphonie est la plus importante des services offerts .ce réseau permet la communication entre deux postes mobiles ou entre un poste et un

poste fixe .Le standard GSM utilise des bandes de fréquences 900MHZet 1800MHZ et autorise un débit maximal de 9.6kbite/s. Les autres services proposés sont la transmission de données à faible débits et la transmission de messages alphanumériques courts (sms) [48].

III.5.4. Système de localisation GPS

Le GPS est un système de navigation à base satellites conçu pour fournir instantanément des informations de position, de vitesse, et de temps pratiquement à n'importe quel endroit et n'importe quel moment [47].

Ces différentes opérations font partie du domaine de la télémédecine.

IV. La télémédecine

IV.1. Définition :

La télémédecine est une forme de pratique médicale à distance utilisant les technologies de l'information et de la communication .Elle médiate l'acte médical en interposant un outil de communication 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 [45 ,46].

IV.2.Les différents types d'application de la télémédecine:

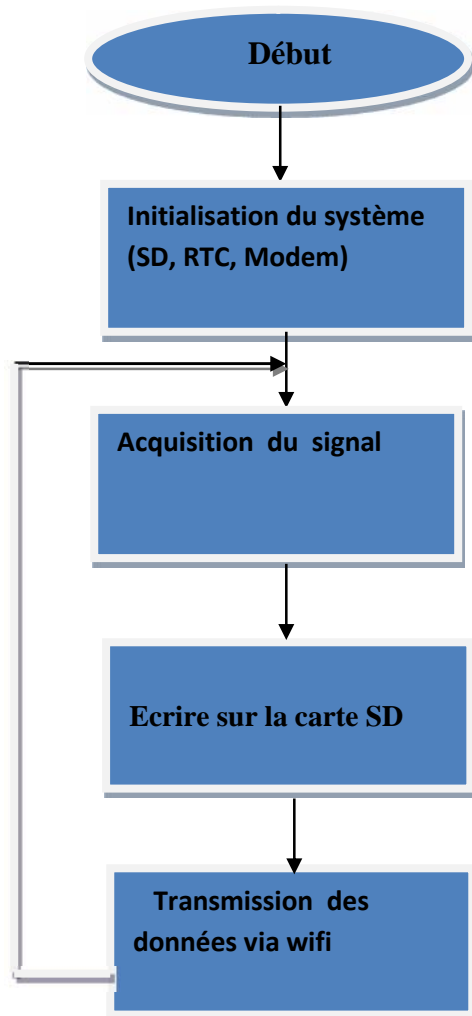
- **La télésurveillance** : elle exploite les techniques de transmission et des traitements pour la collecte de données cliniques d'un patient situé à un endroit éloigné.
- **Téléconsultation** : la téléconsultation s'effectue naturellement en relation avec le patient. Ce dernier prend contact, par téléphone, avec un centre où le médecin établit le diagnostic de gravité et prend la décision d'orientation du patient [53].
- **Téléassistance** : permet à un professionnel médical d'assister à distance un autre professionnel au cours de la réalisation d'un acte [53].

Conception d'un Holter

- **Télé chirurgie** : manipulation de matériel médical et chirurgical, contrôlée à distance par le praticien sur le patient (appelée aussi télémanipulation).
- **Téléformation** : utilisation de l'outil informatique en particulier pour 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 (télé-enseignement) et réunions [4].

V.L'organigramme de fonctionnement de notre système

Comme le montre l'organigramme ci dessous, le fonctionnement de notre système se fait en passant par plusieurs étapes qui sont : l'acquisition, filtrage et amplification, conversion analogique numérique, en fin la sauvegarde et la transmission en temps réel via un réseau vers un centre de traitement.



VI. Réception de données

Après la sauvegarde des données, le système va les transférer vers un centre de traitement où elles vont regroupées dans une base de données installée au niveau du serveur. Cette base de données contient les informations concernant les malades. L'interprétation et la visualisation de données se fait par un logiciel.

VII. Conclusion

Dans ce chapitre, on s'est intéressé à la description des différentes étapes électroniques qui permet la réalisation d'un circuit électronique afin de détecter l'activité électrique du cœur. Cette étude nous a permis de faire le meilleur choix de composants et électrodes, et ça nous a beaucoup aidés à faciliter le développement et la réalisation de ce système.

Chapitre 3

I. Introduction

Ce chapitre est consacré à l'étude pratique du système, dont on va présenter les différents étapes de la carte d'acquisition et les résultats des tests réalisés.

La réalisation de ce système est divisée en deux parties :

La partie hardware (les matériels utilisés) pour la réalisation et le software (logiciels) pour la simulation des différents circuits qu'on va réaliser et la conception. Le but de cette étude est de vérifier le bon fonctionnement de chaque bloc afin d'éviter les problèmes qui peuvent se poser pendant la réalisation.

II. Le software

II.1 Logiciels de simulation

On a utilisé Multisim qui nous a beaucoup aidés pour faire le choix de composants à partir de la simulation des circuits logiques constituant notre système.

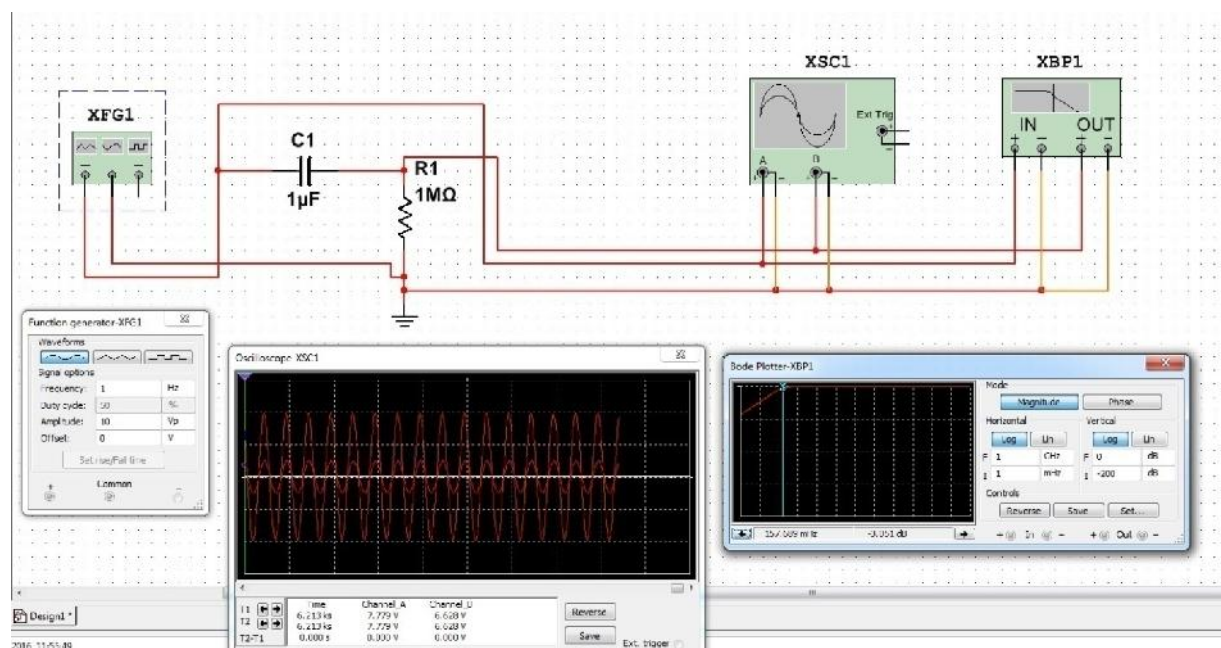


Figure.III.1 Logiciel de simulation (Multisim).

III. Hardware

Le labo où nous avons effectué notre stage nous a mis à notre disposition des composants et des appareils pour développer, tester et régler notre système, et parmi ces appareils :

L'oscilloscope : avec lequel on a visualisé les signaux des circuits qu'on teste.

On a utilisé un oscilloscope numérique UNI-T UTD2052CL à 2 entrées de 50Hz.



Figure.III.2 UNI-T UTD2052CL

Lab d'essai : pour tester nos circuits avant de développer notre maquette.

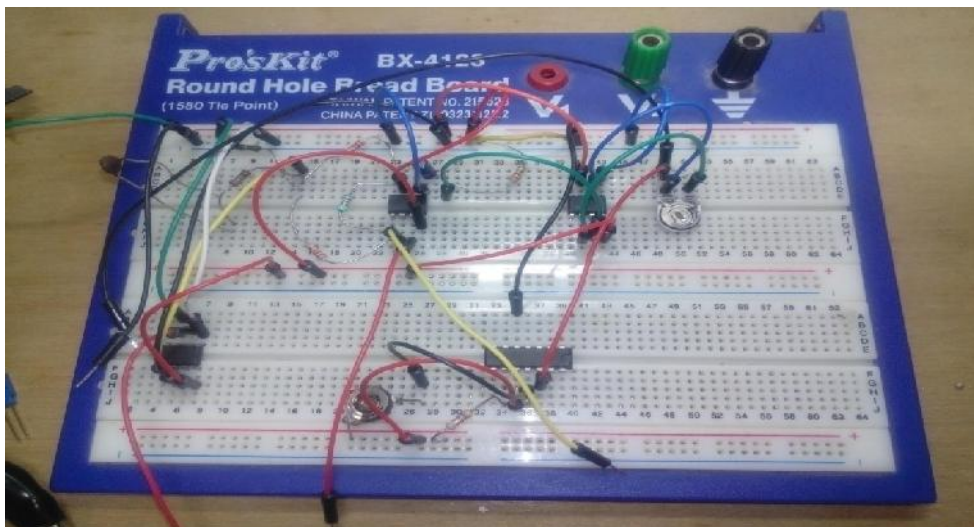


Figure.III.3 Lab d'Essai

Développement et réalisation du système

L'alimentation : pour délivrer les tensions voulue (5 et 3.3V) afin d'alimenter les circuits qu'on a fait sur le lab on a utilisé une alimentation stabilisée et régulée (voir figure.III.5).



Figure.III.4 L'alimentation utilisée

Les électrodes : Pour détecter le signal ECG on a utilisé des électrodes (voir la figure .III.5)



Figure.III.5 exemples d'électrodes utilisées

Développement et réalisation du système

Linkit One : Pour la partie numérique (CAN, la sauvegarde, et la transmission), on a utilisé la carte Linkit One vu qu'elle intègre plusieurs fonctions.

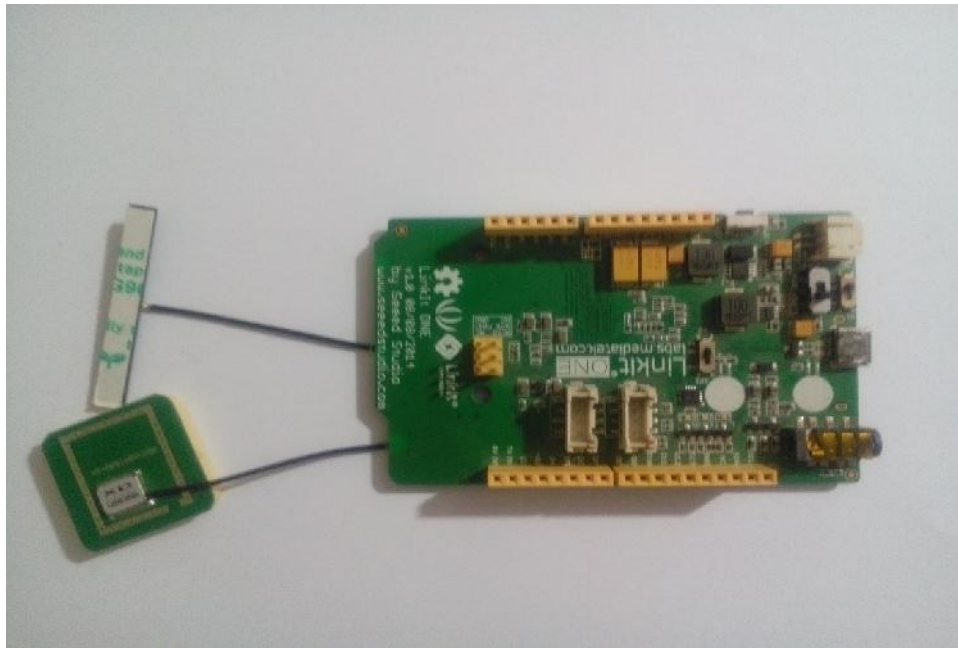


Figure .III.6 Linkit One

Module d'horloge en temps réel : pour sauvegarder et transmettre nos données en temps réel on a choisi le module RTC DS1307.

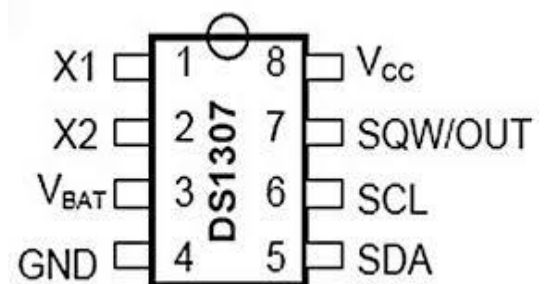
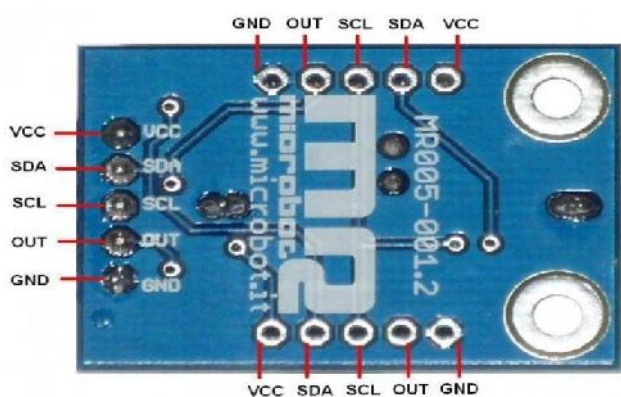


Figure.III. 7 Brochage de module RTC [50].

IV. Les étapes d'acquisition du signal

On a fait plusieurs essais sur lab d'essai avant de choisir le circuit qu'on a réalisé, (voir la figure.III.8).

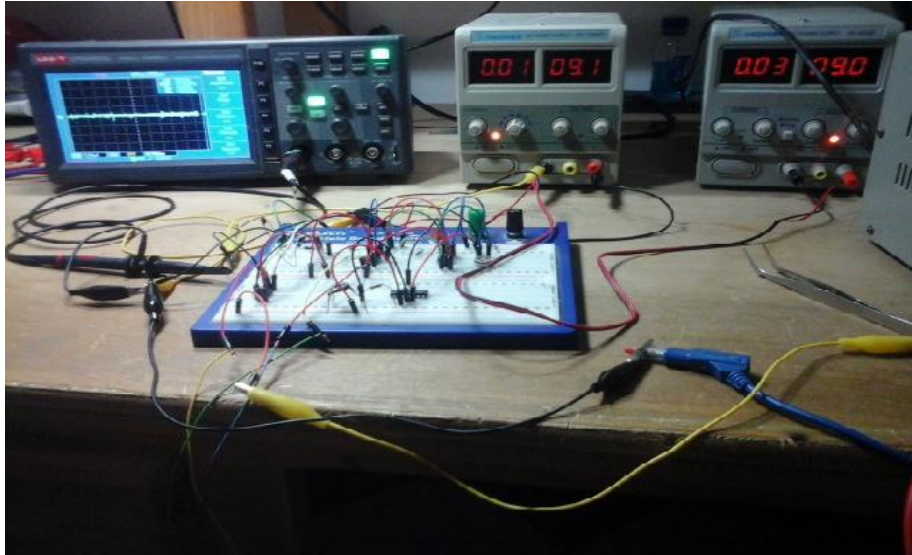


Figure.III.8 circuit ECG sur lab d'essai

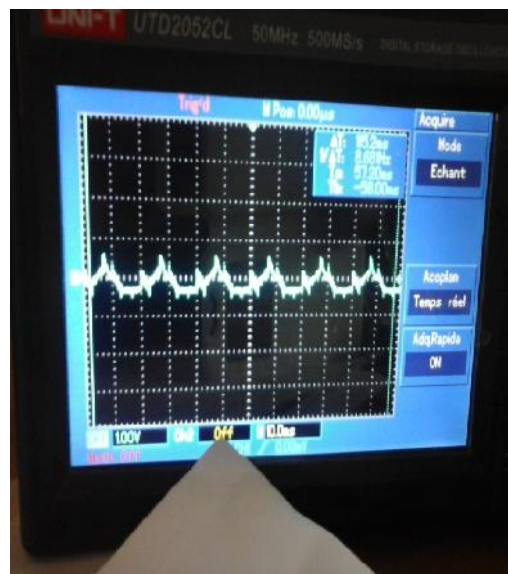


Figure.III.9 exemples de signaux reçus avec le lab

IV.1. Les électrodes

La détection du signal se fait par le biais de trois électrodes, dont 2 sont reliées aux entrées de l'INA321 et une seule reliée à V_{Ref} (tension de référence)

IV.2. Circuit de protection et de rejection HF (haute fréquence)

Le rôle de ce circuit est de protéger le patient contre les parasites d'alimentation.

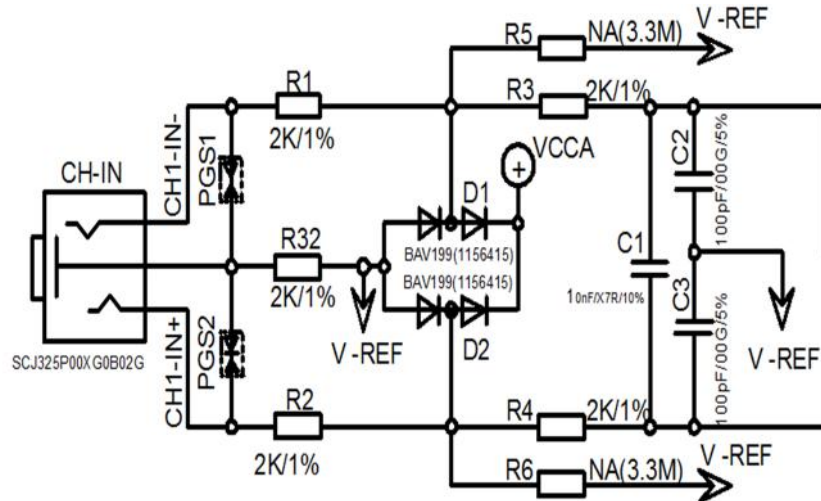


Figure.III.10 Circuit de protection

IV.3 Pré-amplification

Comme on a cité dans la conception, l'amplitude du signal au niveau d'électrodes est très faible donc on a décidé d'utiliser l'INA321 pour amplifier le signal avec un gain de 10 qu'on a calculé avec la formule :

$$G=5+5(R_8+R_7)$$

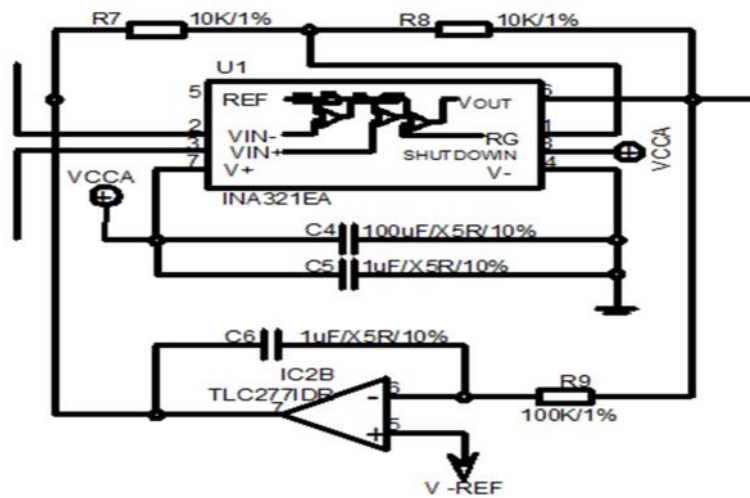


Figure .III.11 Etage de pré-amplification

La figure suivante montre le signal qu'on a récupéré à la sortie de l'INA321, ce signal est trop bruité.

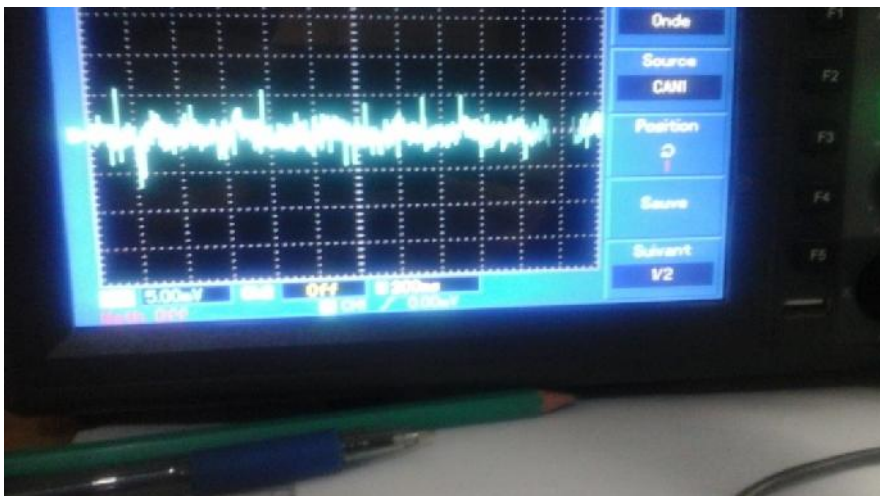


Figure.III.12 La sortie de pré-amplification

IV .4 Filtrage et amplification

Le signal reçu à la sortie de la pré-amplification est noyé dans du bruit (mouvements des muscles, mauvais contact électrode /peau et aussi faible qu'il nécessite un filtrage et une amplification pour visualisé le signal utile. Les figures suivantes (12 ,13 ,14) représentent

Développement et réalisation du système

respectivement l'étage filtre passe haut, amplification et filtre passe bas actif (Besselworth 3^{ème} ordre)

A. Filtre passe haut

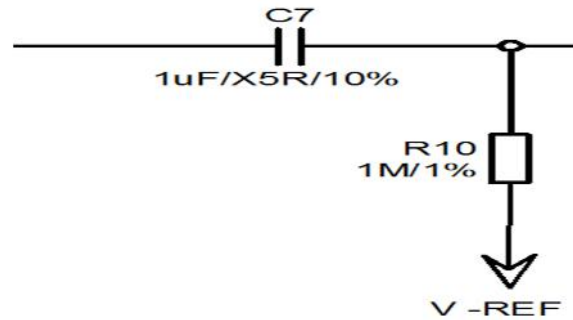


Figure.III.13 Etage de filtre passe haut

B. Amplification

Tellement l'amplitude du signal à la sortie du filtre passe haut est faible qu'il nécessite une amplification

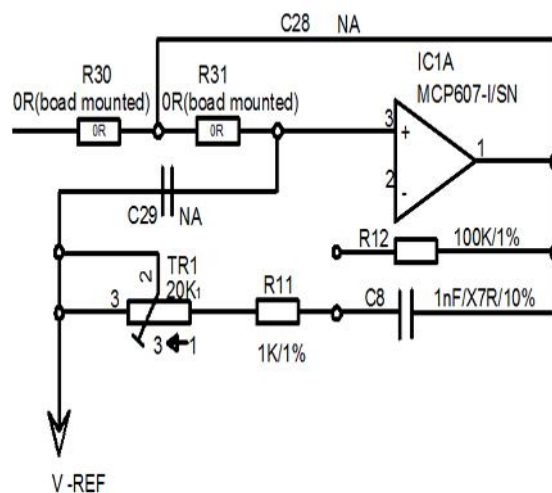


Figure.III.14 Etage de l'amplification

C. Filtre passe bas

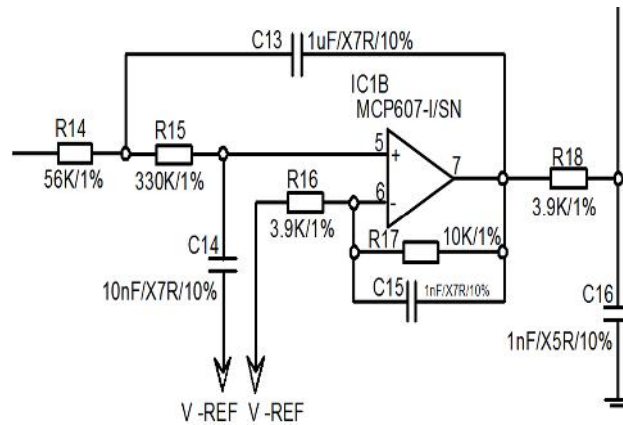


Figure.III.15 Filtre passe bas actif(Besselworth)

A la sortie du circuit complet on a eu le signal illustré par la figure.III.17

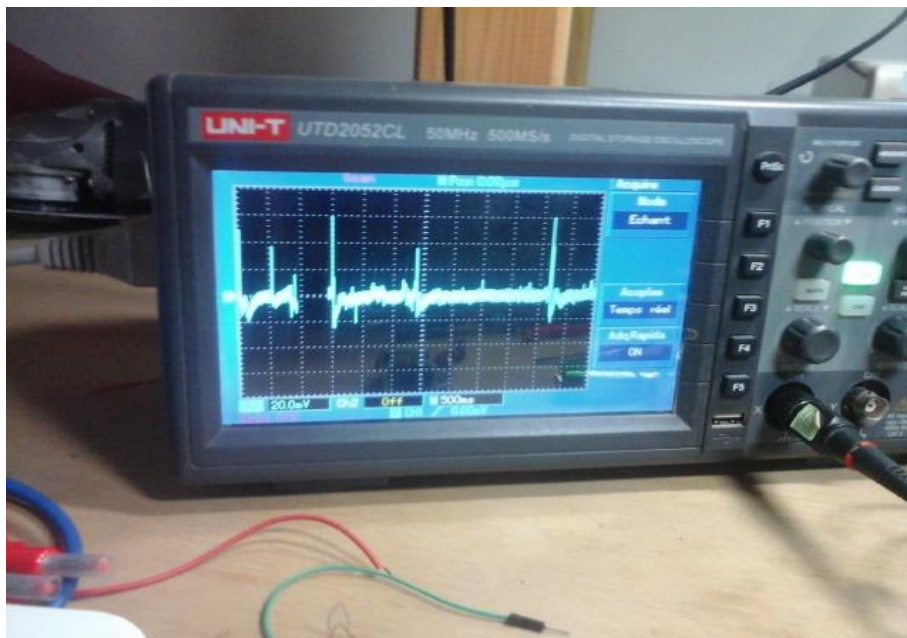


Figure.III.16 signal ECG après filtrage et amplification

Développement et réalisation du système

Après les opérations du filtrage et d'amplification on a eu le signal utile, pour cela on a entamé la fabrication de notre carte d'acquisition. Les figures ci-dessous (17, 18, 19,20) représentent respectivement le typon de notre carte(2 faces), la sérigraphie, et la vue en 3D.

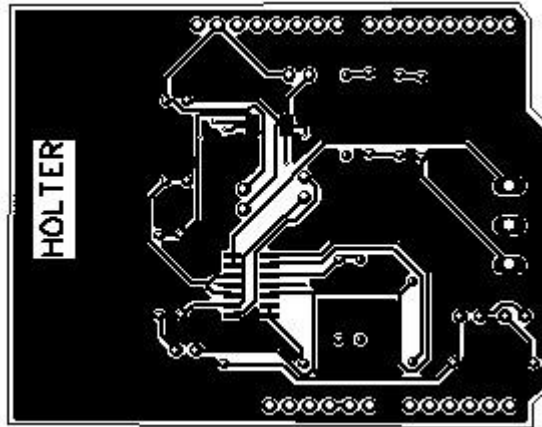


Figure.III.17 Typon de notre carte coté composant

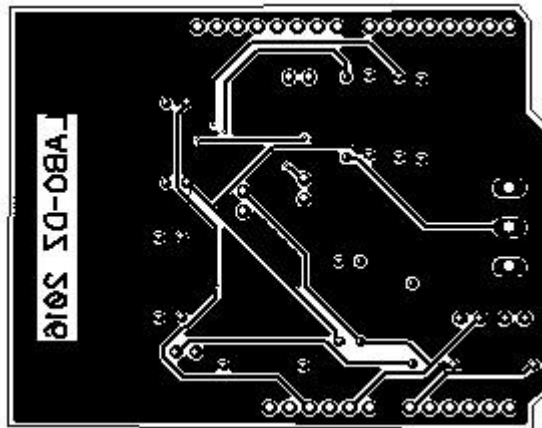


Figure.III.18 Typon de notre carte coté soudure

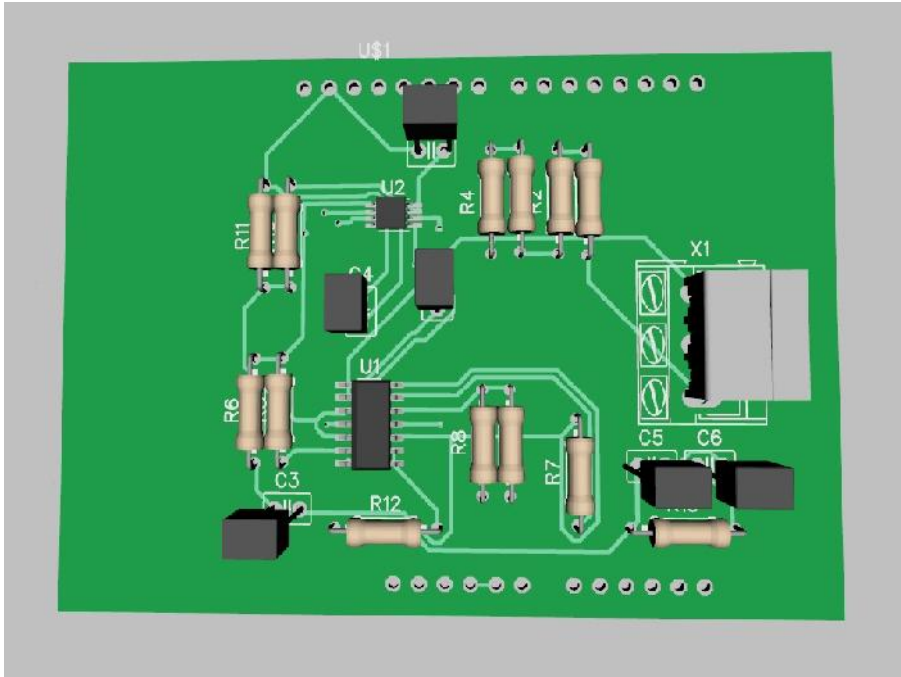


Figure.III.19 la carte d'acquisition en 3D

Et enfin on a terminé la réalisation de la maquette comme illustre la figure.III.21



Figure.III.20 la carte d'acquisition du signal ECG

V. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons expliqué toutes les étapes et les blocs de réalisation de notre projet. La réalisation de la carte d'ECG était particulièrement portée sur le choix de composants, permettant de répondre aux différentes caractéristiques auxquelles un électrocardiographe doit répondre.

Cette réalisation nous a énormément appris, autant de chose au niveau de l'électronique.

Conclusion et perspectives

Dans ce travail, on s'est intéressé à l'étude et la réalisation d'une technique ou d'un système indispensable dans la donne de diagnostic médical, ECG (Holter).

L'objectif principal ce système est l'acquisition, l'enregistrement et la transmission à distance du signal ECG.

Enfin, notre projet nous a permis de comprendre le tracé du signal ECG avec ces différentes ondes et déflexions, et d'approfondir nos connaissances sur les capteurs, en particulier les électrodes, les amplificateurs (opérationnel et d'instrumentation), le filtrage et d'autre composant électronique entrant dans la conception médicale.

Pendant la réalisation, nous avons permis encore de confronter aux problèmes pratiques de l'électronique et comment surmonter tous ces problèmes pour bien mener une réalisation.

Comme perspectives, on peut améliorer ce système on ajoutant :

- Un capteur de température.
- Un capteur de Spo2 pour calculer le taux d'O2 dans le sang.
- Un GPS pour localiser le patient.
- Un capteur de chute.

Et le plus important de miniaturiser ce boîtier afin de mettre le patient plus à l'aise.

RESUME

Le signal électrocardiogramme (ECG) est très largement utilisé comme l'un des outils les plus importants dans la pratique clinique afin d'évaluer l'état cardiaque des patients. Il représente les variations de l'activité électrique du cœur en fonction du temps.

L'électrocardiogramme (ECG) reste encore l'un des outils prédominants et les plus largement utilisés pour le diagnostic et l'analyse des arythmies cardiaques, il contient énormément d'informations sur le fonctionnement et les éventuelles pathologies du cœur. L'électrocardiogramme (ECG) est une représentation graphique du potentiel électrique qui commande l'activité électrique du cœur.

Notre projet nous a permis de comprendre le tracé du signal ECG avec ces différentes ondes et déflexions, et d'approfondir nos connaissances sur les capteurs, en particulier les électrodes, les amplificateurs (opérationnels et d'instrumentation), le filtrage et d'autre composant électronique entrant dans la conception médicale.

SOMMAIRE

Introduction générale.....01

Chapitre I : Electrocardiogramme et électrocardiographie

I. Introduction01

II. Le système cardiovasculaire.....01

II.1. Activité mécanique cardiaque02

II.2. Activité électrique du cœur.....03

II.3. Electrocardiographie.....05

II.3.1. Histoire de l'électrocardiographie.....05

II.3.2. Principe de l'électrocardiographie.....06

II.3.3. Electrocardiogramme.....06

II.3.4. Les systèmes de dérivations.....09

A. Loi d'Einthoven.....09

B. Dérivation bipolaire.....10

C. Dérivations unipolaires.....10

II.4. Artefacts visibles sur l'électrocardiogramme.....13

II.4.1. Bruits techniques.....14

II.4.2. Artefacts physiques.....15

II.5. Les caractéristiques fréquentielles de l'ECG.....17

III.1. Electrocardiographie.....18

III.2. Développement d'appareils d'enregistrement.....18

III.2.1. Siphon enregistreur.....18

III.2.2. L'électromètre capillaire.....18

III.2.3. Le galvanomètre à corde.....	19
III.2.4. l'électrocardiographe.....	20
III.2.5. Le Holter.....	21
III.2.6. Le moniteur cardiaque.....	22
III.2.6.1 Types des moniteurs.....	22
III.2.7. R-Test.....	23
III.2.8. Le Holter implantable.....	24
IV. Conclusion.....	25

Chapitre II : Conception d'un Holter

I.1. Introduction.....	27
II. Partie analogique.....	28
II.1. Les capteurs.....	28
II.1.1. Les capteurs biomédicaux.....	28
II.1.2. Les électrodes ECG.....	29
II.2.3. Le choix des électrodes.....	30
II.2. Conception de la chaîne d'acquisition.....	30
II.2.1. Pré-amplification.....	31
II.2.2. Filtrage et amplification.....	32
A. Les filtres passifs.....	33
B. Les filtres actifs.....	33
II.2.2.1. Filtre passe haut.....	35
II.2.2.2. Amplification.....	35
II.2.2.3. Filtre passe bas.....	36
III. Partie numérique.....	36
III.1. Description de la carte Linkit One.....	36

III.2. Numérisation.....	38
III.3. Le stockage de données dans une carte SD.....	39
III.3.1. Définition de la carte SD.....	39
III.3.2. Le bus SPI.....	40
III.4. Module RTC.....	42
III.4.1. Le bus I2C.....	43
III.4.2. Les caractéristiques du bus I2C.....	43
III.5. La transmission sans fil du signal ECG.....	44
III.5.1. Le WiFi.....	44
III.5.2. Le Bluetooth.....	44
III.5.3. GSM.....	44
III.5.4. GPS.....	45
IV. La télémédecine.....	45
IV.1. Définition.....	45
IV.2. Les différents types d'application de la télémédecine.....	45
V. L'organigramme de fonctionnement de notre système.....	46
VI. Réception de données.....	47
VII. Conclusion.....	47

Chapitre III : Développement et réalisation du système

I. Introduction.....	49
II. Le software.....	49
II.1 Logiciels de simulation.....	49
III. Hardware.....	50

IV. Les étapes d'acquisition du signal.....	53
IV.1. Les électrodes.....	54
IV.2. Circuit de protection et de rejection HF (haute fréquence)	54
IV.3 Pré-amplification.....	55
IV .4 Filtrage et amplification.....	56
A. Filtre passe haut.....	56
B. Amplification.....	56
C. Filtre passe bas.....	57
V. Conclusion.....	60

Acronymes :

ECG : ElectrocardioGramme.

CAN : Convertisseurs Analogiques-Numériques.

µc : Microcontrôleur.

Liste des Figures

Figure. I.1 : Localisation du cœur dans la cage thoracique.....	1
Figure.I.2 : Schéma du circuit sanguin.....	2
Figure.I.3 : Les phases du potentiel d'action d'une cellule du muscle cardiaque.....	4
Figure.I.4 : les différentes déflexion et intervalles de l'ECG normal.....	7
Figure.I.5 : Triangle d'Einthoven.....	10
Figure. I.6 : Système de Wilson.....	11
Figure. I.7:Dérivations unipolaires.....	12
Figure. I.8 : Dérivations thoraciques.....	13
Figure. I.10 : Bruit du aux mouvements des électrodes.....	15
Figure I.11 : Dérive de la ligne de base.....	16
Figure. I.12 : Bruit myoélectrique ou tremblement somatique.....	17
Figure I.13 : Densité spectrale de puissance du complexe QRS, des ondes P et T, du bruit d'origine musculaire ou du aux mouvements respiratoire ou autres.....	18
Figure. I.14 : Galvanomètre à corde.....	19
Figure. I.15 : Electrocardiographe.....	20
Figure. I.16 : Holter.....	22
Figure. I.17 : types des moniteurs cardiaques.....	23
Figure. I.18 : R-Test.....	24
Figure. I.19 : Holter implantable.....	25
Figure II.1 Schéma bloc du notre système.....	27
Figure II.2 : Les différentes électrodes existantes.....	30
Figure. II.3:L'amplificateur d'instrumentation(INA321)	31
Figure. II.4 : schéma interne de l'INA 321.....	32
Figure. II .5: Filtre passe bas passif 1 ^{er} ordre	33
Figure. II.6 : Filtre passif 2 ^{eme} ordre.....	33
Figure. II.7 : Schéma usuel d'un amplificateur.....	34
Figure. II.8 : Exemple d'un amplificateur actif 1 ^{er} ordre.....	34

Figure. II.9 : Montage d'un amplificateur 2 ^{eme} ordre.....	35
Figure. II.10 : Les différentes fonctions de Linkit One.....	37
Figure. II.11 : les entrées /sorties du Linkit One	38
Figure. II.12 : Exemple d'une carte SD.....	40
Figure. II.13 : Représentation de différentes broches de la carte SD.....	40
Figure. II.14 : Bus SPI 1 maitre 1 esclave.....	41
Figure. II.15 : RTC DS 1307.....	43
Figure. II.16 : Le module RTC DS 1307.....	43
Figure.III.1 Logiciel de simulation (Multisim)	49
Figure.III.2 UNI-T UTD2052CL.....	50
Figure.III.3 Lab d'Essai.....	50
Figure.III.4 L'alimentation utilisée.....	51
Figure.III.5 exemples d'électrodes utilisées.....	51
Figure .III.6 Linkit One.....	52
Figure.III. 7 Brochage de module RTC [50].	52
Figure.III.8 circuit ECG sur lab d'essai.....	53
Figure.III.9 exemples de signaux reçus avec le lab.....	53
Figure.III.10 Circuit de protection.....	54
Figure .III.11 Etage de pré-amplification.....	55
Figure.III.12 La sortie de pré-amplification.....	55
Figure.III. 13 Etage de filtre passe haut.....	56
Figure.III.14 Etage de l'amplification.....	56
Figure.III.15 Filtre passe bas actif(Besselworth)	57

Figure.III.16 signal ECG après filtrage et amplification.....	57
Figure.III.17 Typon de notre carte coté coposant.....	58
Figure.III.18 Typon de notre carte coté soudure.....	58
Figure.III.20 la carte d'acquisition en 3D.....	59
Figure.III.21 la carte d'acquisition du signal ECG.....	59

Référence

- [1] Sciencejunior.Fr>Biologie
- [2] Christèle Manuelle, les 5 fonctions vitales du corps humains, éditions LAMARRE, 2008, France.
- [3] Elaine N.Marieb, Anatomie et Pyysiologie Humaine, traduction de la 4 e édition Américaine, 1998.
- [4] BENSAFIA Kahina, Thèse de Magister en Electronique, Télésurveillance : Transmission sans fil, par voie GSM, et traitement du signal électrocardiographie(ECG).
- [5] Zahia Zidelmal épouse Amirou, thèse Doctorat Reconnaissance d'arythmie cardiaques par support Vector Machine(SVMs), Université Mouloud Mammeri, 10 Juin 2012.
- [6] Mohamed Lamine TALBI, These de Doctorat, analyse et traitement du signal électronique, , 2011.
- [7] <http://fr.wikipédia.org/wiki/Electrocardiographie>.
- [8] Sites.estvideo.net /cardioaf /pages / historique2.html.
- [9] Foulon.chez.alice.Fr/Alie % 202.000/DATA/Module1/Histo ECG.htm.
- [10] BENALI Radhwane, Thèse de Doctorat, Analyse du signal ECG par réseau adaptif d'ondelettes en vue de la reconnaissance de pathologies cardiaques, 1, Avril 2000.
- [11] Aline CABASSON, thèse Estimation et Analyse des Intervalles cardiaques, Université de Nice-Sophia Antipolis, le 4 Décembre.
- [12] Waller A.D, demonstration on man of electromotive changes accompanying the heart beat, in: *Physiol.*8, 229-234, 1887.
- [13] www-besancon-cardio.org/cours/03-ecgnormal.php#01.
- [14] <http://www.e-cardiogram.com>
- [15] Einthoven W, Un nouveau galvanometer, in: *Arch.Néerland.Sci exactes naturelles*, Série 2, 6,625-633,1901.

- [16] E.Goldberger: The Avf lead; a simplification of standard lead Electrocardiography.Am.Heart J., 24:378-396, 1942.
- [17] E.Goldberger, A simple electrocardiographie electrode of zero potential and a technic of obtaining augmented, unipolar extremity leads.Am. Heart J., 23:483-492, 1942.
- [18] www.ednes.cpm/ecg-ex/phyder2.htm.
- [19] F.N.Wilson,F.D.Johnston,A.G.Maleod et P.S.Barker,Electrocardiograms that represent the potential variations of a signal electrode,Am.Heart J.,23:483-492,1942.
- [20] 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.
- [21] Shirley A.Jones, ECG notes, edition F.A.Davis Company, 2005.
- [22] Umvf.uni-nantes.fr.
- [23] J.Makay, G.Menasah, THE ATLAS OF HEART DISEAS AND STROCK, Organisation Mondiale de la santé, 2004.
- [24] J.Adamec, ECG HOLTER:MANUEL D'INTERPRETATION ELECTROCARDIOGRATQUE, Edition Médecine et Hygiène, 2000.
- [25] <https://Fr.wikipedia.org/wiki/Electrocardiographie>.
- [26] Andrew R.Houghton Dvid Gray, Maitriser l'ECG de la théorie a la Clinique, ELSEIVIER MASSON.
- [27] Phymuse.univ.lille1.Fr.aspx
- [28] www.e-Cardiogram.com/ecg_lexique_theme.php?id_th=2&id
- [29] https://Fr.wikipedia.org/wiki/Galvano_a_cordes
- [30] http://www.materiel-medical.biz/ecg_electrocardiographe/ecg_electrocardiographe
- [31] https://fr.wikipedia.org/wiki/Galvanometre_à_cordes
- [32] [www.laboiteverte.fr/photo-mystere-n 169/](http://www.laboiteverte.fr/photo-mystere-n_169/)

- [33] www.bem.fi/book/15/15.htm
- [34] www.hc-Sante.com/electrocardiogramme.php
- [35] [irr-nancy.fr/MG/File/Holter % 20 ECG.pdf](http://irr-nancy.fr/MG/File/Holter%20ECG.pdf)
- [36] Campus.cerimes.fr/semiologie-cardiologie/.../holter/site/html/cours.pdf
- [37] <http://www.Kardio.lv/site/eng/holter-monitor>
- [38] Nasr Kaid Ali Moulhi, these de Magister,exploration cardiovasculaire par étude correlative des activités électriques et hémodynamique cardiaque et l'activité rhéologique pariétale,mai 2012.
- [39] <http://www.hexamed.fr>
- [40] <http://novacor.co.uk>
- [41] https://fr.wikipedia.org/wiki/Moniteur_cardiaque_implantable
- [42] <http://www.spirehealthcare.com>-<http://www.medicalexpo.fr>
- [43] [https://fr .wikipedia.org/wiki/Amplificateur_de_mesure .](https://fr.wikipedia.org/wiki/Amplificateur_de_mesure)
- [44] Fabrice.sincere.pages perso.Fr
- [45] www.brnt.eu/telemedecine.pdf
- [46] Un F35.cerimes .Fr/media/pages/Lorraine/télémedecine .
- [47] https://Fr.wikipedia.Org/wiki/Global_positionning_system
- [48] https://Fr.wikipedia.org/wiki/Global_system_for_Mobile_Commur
- [49] <https://Fr.wikipedia.org/wiki/Bleutooth>
- [50] [https://www.google.com/search ?q=brochage+de+module+rtc&clier](https://www.google.com/search?q=brochage+de+module+rtc&clier)
- [51] [https://www.google.com/search ?q=rtc+ds1307&client=firefox_b&biv](https://www.google.com/search?q=rtc+ds1307&client=firefox_b&biv)
- [52] [https://www.google.com/search ?q=le+module+rtc+ds1307&client=F](https://www.google.com/search?q=le+module+rtc+ds1307&client=F)

- [53] Social-Sante.gouv.Fr/IMG/pdf/Rapport_Final_telemedecine.pdf
- [54] [www.gotronic.fr/art-carte-linkit one](http://www.gotronic.fr/art-carte-linkit-one)
- [55] https://fr.wikipedia.org/wiki/Serial_Peripherique_Interface
- [56] eduscol.education.fr/Sti/Site/
- [57] <https://fr.wikipedia.org/wiki/I2C>
- [58] www.robostshop.com/ca/fr/module

ANNEXES



Burr-Brown Products
from Texas Instruments



INA321
INA2321

www.ti.com

microPower, Single-Supply, CMOS INSTRUMENTATION AMPLIFIER

FEATURES

- **LOW QUIESCENT CURRENT:** 40 μ A/channel
Shut Down: < 1 μ A
- **HIGH GAIN ACCURACY:** G = 5, 0.02%, 2ppm/ $^{\circ}$ C
- **GAIN SET WITH EXTERNAL RESISTORS**
- **LOW OFFSET VOLTAGE:** \pm 200 μ V
- **HIGH CMRR:** 94dB
- **LOW BIAS CURRENT:** 10pA
- **BANDWIDTH:** 500kHz, G = 5V/V
- **RAIL-TO-RAIL OUTPUT SWING:** (V₊) – 0.02V
- **WIDE TEMPERATURE RANGE:**
–55 $^{\circ}$ C to +125 $^{\circ}$ C
- **SINGLE VERSION IN MSOP-8 PACKAGE AND
DUAL VERSION IN TSSOP-14 PACKAGE**

APPLICATIONS

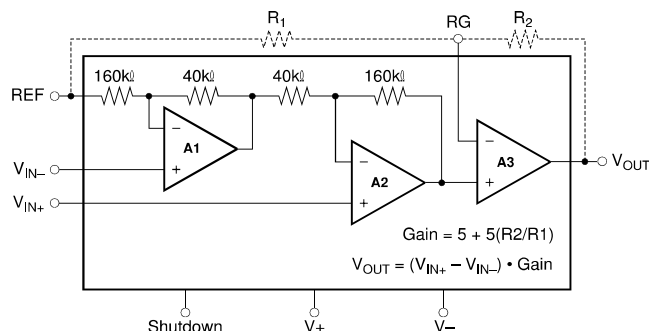
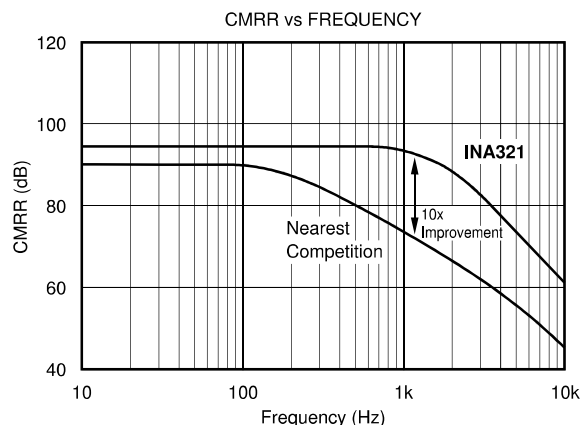
- **INDUSTRIAL SENSOR AMPLIFIERS:**
Bridge, RTD, Thermistor, Position
- **PHYSIOLOGICAL AMPLIFIERS:**
ECG, EEG, EMG
- **A/D CONVERTER SIGNAL CONDITIONING**
- **DIFFERENTIAL LINE RECEIVERS WITH GAIN**
- **FIELD UTILITY METERS**
- **PCMCIA CARDS**
- **COMMUNICATION SYSTEMS**
- **TEST EQUIPMENT**
- **AUTOMOTIVE INSTRUMENTATION**

DESCRIPTION

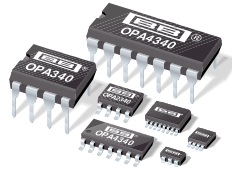
The INA321 family is a series of rail-to-rail output, micropower CMOS instrumentation amplifiers that offer wide-range, single-supply, as well as bipolar-supply operation. The INA321 family provides low-cost, low-noise amplification of differential signals with micropower current consumption of 40 μ A. When shutdown the INA321 has a quiescent current of less than 1 μ A. Returning to normal operations within nanoseconds, the shutdown feature makes the INA321 optimal for low-power battery or multiplexing applications.

Configured internally for 5V/V gain, the INA321 offers exceptional flexibility with user-programmable external gain resistors. The INA321 reduces common-mode error over frequency and with CMRR remaining high up to 3kHz, line noise and line harmonics are rejected.

The low-power design does not compromise on bandwidth or slew rate, making the INA321 ideal for driving sampling Analog-to-Digital (A/D) converters as well as general-purpose applications. With high precision, low cost, and small packaging, the INA321 outperforms discrete designs, while offering reliability and performance.



TEXAS
INSTRUMENTS



OPA340
OPA2340
OPA4340

SINGLE-SUPPLY, RAIL-TO-RAIL OPERATIONAL AMPLIFIERS

MicroAmplifier™ Series

FEATURES

- RAIL-TO-RAIL INPUT
- RAIL-TO-RAIL OUTPUT (within 1mV)
- *MicroSIZE* PACKAGES
- WIDE BANDWIDTH: 5.5MHz
- HIGH SLEW RATE: 6V/μs
- LOW THD+NOISE: 0.0007% (f = 1kHz)
- LOW QUIESCENT CURRENT: 750μA/channel
- SINGLE, DUAL, AND QUAD

APPLICATIONS

- DRIVING A/D CONVERTERS
- PCMCIA CARDS
- DATA ACQUISITION
- PROCESS CONTROL
- AUDIO PROCESSING
- COMMUNICATIONS
- ACTIVE FILTERS
- TEST EQUIPMENT

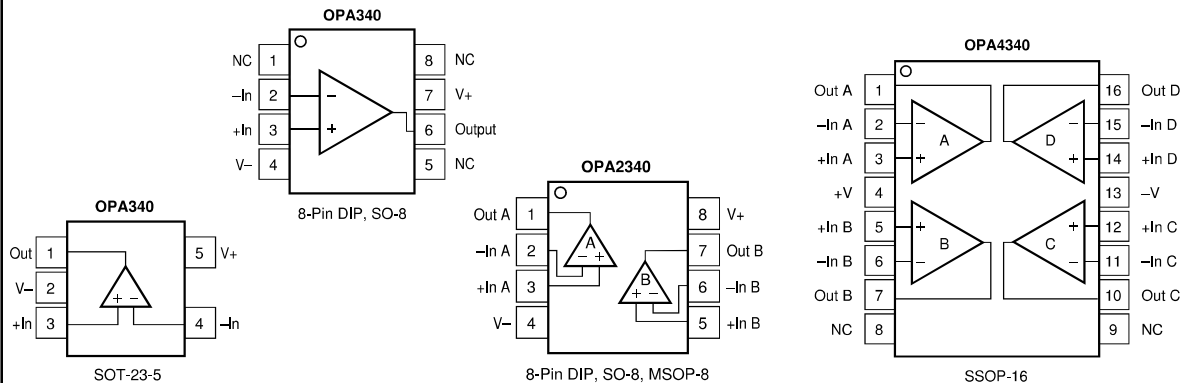
DESCRIPTION

OPA340 series rail-to-rail CMOS operational amplifiers are optimized for low voltage, single supply operation. Rail-to-rail input/output and high speed operation make them ideal for driving sampling analog-to-digital converters. They are also well suited for general purpose and audio applications as well as providing I/V conversion at the output of D/A converters. Single, dual, and quad versions have identical specifications for design flexibility.

The OPA340 series operates on a single supply as low as 2.5V with an input common-mode voltage range that extends 500mV below ground and 500mV above the positive supply. Output voltage swing is to within 1mV

of the supply rails with a 100kΩ load. They offer excellent dynamic response (BW = 5.5MHz, SR = 6V/μs), yet quiescent current is only 750μA. Dual and quad designs feature completely independent circuitry for lowest crosstalk and freedom from interaction.

The single (OPA340) packages are the tiny 5-lead SOT-23-5 surface mount, SO-8 surface mount, and 8-pin DIP. The dual (OPA2340) comes in the miniature MSOP-8 surface mount, SO-8 surface mount, and 8-pin DIP packages. The quad (OPA4340) packages are the space-saving SSOP-16 surface mount, SO-14 surface mount, and the 14-pin DIP. All are specified from -40°C to +85°C and operate from -55°C to +125°C. A SPICE macromodel is available for design analysis.



International Airport Industrial Park • Mailing Address: PO Box 11400, Tucson, AZ 85734 • Street Address: 6730 S. Tucson Blvd., Tucson, AZ 85706 • Tel: (520) 746-1111 • Twx: 910-952-1111
Internet: <http://www.burr-brown.com/> • FAXLine: (800) 548-6133 (US/Canada Only) • Cable: BBRCORP • Telex: 066-6491 • FAX: (520) 889-1510 • Immediate Product Info: (800) 548-6132

GENERAL DESCRIPTION

The DS1307 serial real-time clock (RTC) is a low-power, full binary-coded decimal (BCD) clock/calendar plus 56 bytes of NV SRAM. Address and data are transferred serially through an I²C™, bidirectional bus. The clock/calendar provides seconds, minutes, hours, day, date, month, and year information. The end of the month date is automatically adjusted for months with fewer than 31 days, including corrections for leap year. The clock operates in either the 24-hour or 12-hour format with AM/PM indicator. The DS1307 has a built-in power-sense circuit that detects power failures and automatically switches to the battery supply.

ORDERING INFORMATION

PART	TEMP RANGE	PIN-PACKAGE	TOP MARK
DS1307	0°C to +70°C	8 PDIP	DS1307
DS1307Z	0°C to +70°C	8 SO	DS1307
DS1307N	-40°C to +85°C	8 PDIP	DS1307*
DS1307ZN	-40°C to +85°C	8 SO	DS1307N

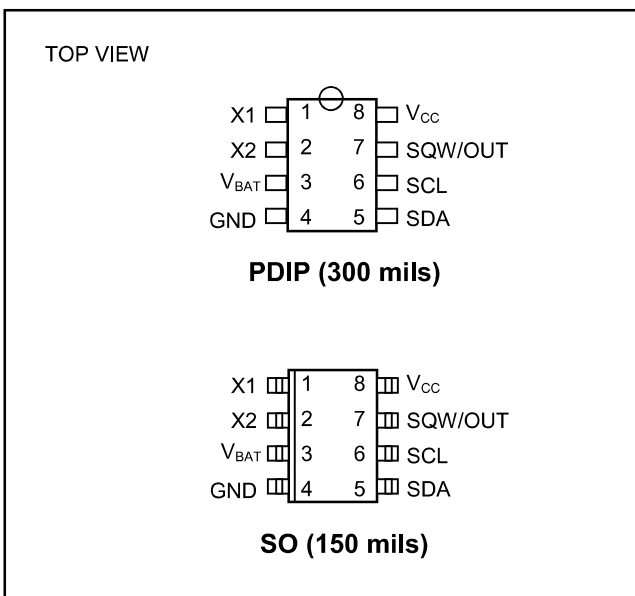
* An 'N' is added to the lower right-hand corner of the top brand.

I²C is a trademark of Philips Corp. Purchase of I²C components of Maxim Integrated Products, Inc., or one of its sublicensed Associated Companies, conveys a license under the Philips I²C Patent Rights to use these components in an I²C system, provided that the system conforms to the I²C Standard Specification as defined by Philips Corp.

FEATURES

- Real-Time Clock (RTC) Counts Seconds, Minutes, Hours, Date of the Month, Month, Day of the week, and Year with Leap-Year Compensation Valid Up to 2100
- 56-Byte, Battery-Backed, Nonvolatile (NV) RAM for Data Storage
- I²C Serial Interface
- Programmable Square-Wave Output Signal
- Automatic Power-Fail Detect and Switch Circuitry
- Consumes Less than 500nA in Battery-Backup Mode with Oscillator Running
- Optional Industrial Temperature Range: -40°C to +85°C
- Available in 8-Pin DIP or SO
- Underwriters Laboratory (UL) Recognized

PIN CONFIGURATIONS



Typical Operating Circuit appears at end of data sheet.

Note: Some revisions of this device may incorporate deviations from published specifications known as errata. Multiple revisions of any device may be simultaneously available through various sales channels. For information about device errata, click here: www.maxim-ic.com/errata.