

**MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE, UNIVERSITE MOULOU MAMMERI, TIZI-OUZOU**



FACULTE DE GENIE ELECTRIQUE ET D'INFORMATIQUE

DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE

Mémoire de fin d'études

En vue de l'obtention du diplôme de Master en Electronique

Option : Instrumentation Biomédicale

Thème

***Conception et réalisation d'un système
d'acquisition et de transmission d'un ECG***

Mémoire soutenu publiquement le 28 septembre 2014

Présenté par :

Mr HAMZA HADID

Mr MOHAMED MERIEM

Dirigée par :

Mme Z.AMIROU

Année universitaire 2013/2014

Remerciement

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

Nous remercions énormément et infiniment Madame L. Amirou d'avoir accepté de nous encadrer et nous lui sommes très reconnaissant pour ces précieuses aides pendant les moments difficiles de notre recherche.

Nous tenons à remercier les membres de jury qui ont acceptés de juger ce modeste travail.

Dédicace

Nous voudrions dédier le présent travail tout spécialement à nos chers parents qui nous ont élevé et soutenu tout au long de notre vie.

Nous dédions également ce projet à nos chères sœurs, et nos chéris frères ainsi que nos grandes mères et toute la famille.

Nous tenons énormément à remercier nos chers amis et camarades de notre promotion surtout ceux avec lesquels on a travaillé au Laboratoire projet : Salim, Tarik, Sofiane et Mustapha, Mehdi, Yazid, Karim

Nous voudrions aussi dédier cette thèse au responsable du laboratoire projet Mme Slimani.

Enfin, nous voudrions dédier cette thèse à toute personne ayant participé de loin ou de près à la réalisation de ce travail.

Introduction générale	1
------------------------------	----------

Chapitre I : les principes de base d'un ECG

I- Préambule	2
II-1-Anatomie et fonctionnement du cœur	2
II-2-Le cycle cardiaque	4
II-2-1-Le potentiel d'action	4
II-2-2-Activation cardiaque physiologique et conduction intracardiaque	6
III- L'électrocardiogramme	8
III-1-1Historique	8
III-2-Enregistrement de l'électrocardiogramme	9
III-2-1-LeHolter	11
III-3-Les électrodes	11
III-4-L'électrocardiogramme	12
III-4-1-Contenu temporelle et morphologie du signal	12
III-4-2-Intervalles temporels	13
III-4-3- Contenu fréquentiel du signal	14
III-4-4-Les sources de bruit influant sur l'ECG	15
IV-Conclusion	17

Chapitre II : acquisition et transmission du signal ECG

I -Introduction	18
II- Description du système	18
II-1-Partie analogique	19
II-1-1- Amplificateur d'instrumentation	19
II-1-2 -Pilotage de la cheville droite	20
II-1-3-Circuit de filtrage	21
II-1-4-Deuxieme amplification	22
II-1-5-Circuit de fixateur de niveau (CNF)	23
II-2-Partie numérique	24

II-2-1-Description de la carte ARDUINO UNO	24
II-2-2-Alimentation de la carte ARDUINO	25
II-2-3- Protection du port USB contre la surcharge en intensité	26
II-2-4-Gestion des mémoires dans la carte ARDUINO	26
II-2-5-les entrées/sorties numériques	27
II-2-6- Les entrées analogiques	28
II-2-7- ARDUINO et la communication avec l'extérieur	29
II-2-8-Le microcontrôleur ATmega328	30
II-2-9- Les principales caractéristiques de l'ATmega328	31
III-Le module de transmission	32
III-1 Historique	32
III-2- Le module Bluetooth de sparkfun	33
III-2-1- Les caractéristique du module BlueSMiRF	33
III-2-2 Brochage de module blueSMiRF	34
IV- LE module de stockage	36

Chapitre III :conception logicielles et validation experémentale

Introduction	39
I-Environnement de programmation Arduino	39
II-1- description du logiciel Arduino	40
II-1-1- Description de la barre des boutons	42
II-1-2- Description de la barre des menus	43
II-2-Les étapes de televersement d'un programme vers la carte ARDUINO	43

III-Programmation sous Android et éclipse	44
III-1- Introduction	44
III-2- L'environnement de développement sous Android	44
III-2-1- Le JDK (JAVA Development Kit)	44
III-2-2- Le SDK (Software Development Kit) Android	45
III-2-3- L'IDE Eclipse	46
III-2-4- Le plugin ADT pour Eclipse	46
III-2-5- L'émulateur de téléphone (Android virtual Device)	47
III-3- Structure d'un projet	47
IV- Création d'un projet Android	49
IV-1- création d'un AVD	49
IV-2- création d'un nouveau projet Android	50
IV-2-1 Explication des paramètres du projet	52
V- Validations expérimentales	53
V-1- Teste sur des signaux simulés	53
V-2- Test sur des signaux réels	53
Conclusion général	58

Annexes**Bibliographie**

Introduction

Introduction

L'étude du signal électrocardiogramme ECG est un moyen essentiel pour faire le diagnostic de plusieurs maladies d'origine cardio-vasculaire. L'ECG est une représentation graphique du potentiel électrique qui représente l'activité électrique du cœur. Ce potentiel est recueilli par des électrodes placées à la surface de la peau, qui mesure la différence de potentiel présent au deux endroits différents du Corps. L'électrocardiogramme (ECG) est composé de trois déflexions importantes : l'onde P, le complexe QRS et l'onde T correspondant respectivement à la dépolarisation de oreillettes, la dépolarisation des ventricules et le relâchement

Le travail qui nous a été confié dans le cadre de notre projet de fin d'études rentre dans ce contexte-là. Notre objectif est de mettre en œuvre nos connaissances dans le domaine de l'électronique analogique et numérique ainsi que nos connaissances en électrophysiologie.

Il s'agit alors d'étudier les caractéristiques du signal ECG afin de concevoir et réaliser une carte pour son acquisition. Le signal acquis sera ensuite transmis via Bluetooth vers un smartphone. la gestion de la communication sera développée sous Android pour être visualisé. Ainsi notre travail est structuré comme suit :

Dans le premier chapitre est consacré à l'anatomie du cœur, les notions de la cardiologie et le système cardiovasculaire afin de mettre en évidence l'origine du signal.

Le second chapitre décrit la conception du système comportant une partie analogique pour la mise en forme du signal et une partie numérique autour de la carte ARDUINO UNO. La description du module Bluetooth et module SD carte utilisés y seront également exposés

Le troisième chapitre sera consacré à la présentation des différents Logiciels utilisés pour réaliser ce travail.

Nous terminerons notre travail par une conclusion générale et quelques perspectives sur lesquelles il s'ouvre.

Chapitre I

Les principes de base d'un ECG

I- Préambule

Nous présenterons dans ce premier chapitre l'anatomie et le fonctionnement du cœur ainsi que le système cardiovasculaire. Des généralités sur le signal d'ECG, l'ECG Holter et les différentes dérivations.

II-1-Anatomie et fonctionnement du cœur

Le cœur est un organe musculaire assurant le rôle d'une pompe au niveau du système sanguin. Son activité à la fois électrique et mécanique assurant le pompage de 8000 litres de sang par jour avec 100 000 battements quotidiennement en moyenne. Il est situé au milieu du médiastin où il est partiellement recouvert par les poumons et antérieurement par le sternum et les cartilages des troisièmes, quatrièmes et cinquièmes côtes. Les deux tiers du cœur sont situés à gauche de la ligne passant par le milieu du corps. Il repose sur le diaphragme et est incliné en avant et à gauche de telle sorte que l'apex soit antérieur par rapport au reste du cœur.

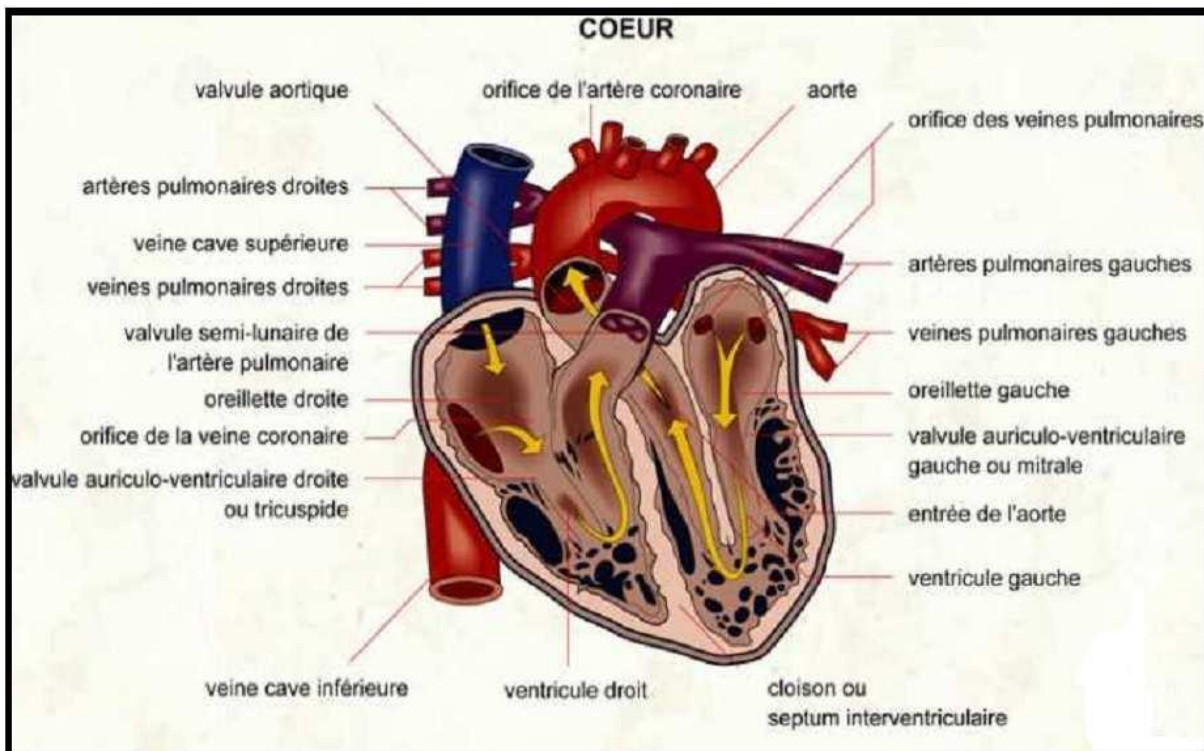


Figure 1-1 : Schéma et anatomie du cœur

Le cœur est constitué de quatre cavités contractiles: les oreillettes reçoivent le sang veineux et les ventricules droit et gauche le propulsent.

Respectivement dans la circulation pulmonaire et dans la circulation systémique (**Figure 1-1**). Chaque battement cardiaque est un processus mécanique engendré par des phénomènes bioélectriques, notamment ioniques.

La paroi du cœur est formée d'un tissu musculaire contractile appelé **le myocarde**. Il existe dans ce dernier un tissu musculaire très particulier qui est **le tissu nodal**, ce tissu joue un rôle primordial, car il stimule et entretient les battements cardiaques.

Ce tissu est constitué essentiellement de :

a-Nœud sinusal : localisé dans la paroi de l'oreillette droite tout près de la veine cave supérieure, il détermine la fréquence cardiaque (pour un être humain en bonne santé est d'environ 70 battements par minute), est aussi le pacemaker pour le rythme cardiaque normal.

b-Nœud Auriculo-ventriculaire AV : il occupe la partie intérieure de la cloison inter auriculaire.

c-Faisceau de His : ce faisceau pénètre dans la cloison inter ventriculaire et se divise en deux branches droite et gauche qui se ramifient dans le myocarde ventricule.

d-Réseau de Purkinje : ce réseau est créé par la ramification des deux branches du faisceau de His.

L'ensemble de ces éléments constitue aussi le réseau de conduction électrique du cœur, c'est-à-dire que la stimulation électrique du myocarde part du nœud sinusal (ou nœud de KEITH & FLACK), elle traverse l'oreillette et elle transite par le nœud auriculo-ventriculaire (ou nœud d'ASCHOFF-TAWARA), avant de rejoindre les ventricules via le réseau de distribution nodal c.à.d. le faisceau de HIS, les branches de TAWARA et le réseau terminal de PURKINJE.

On peut voir tous ces éléments dans la **figure1-2** :

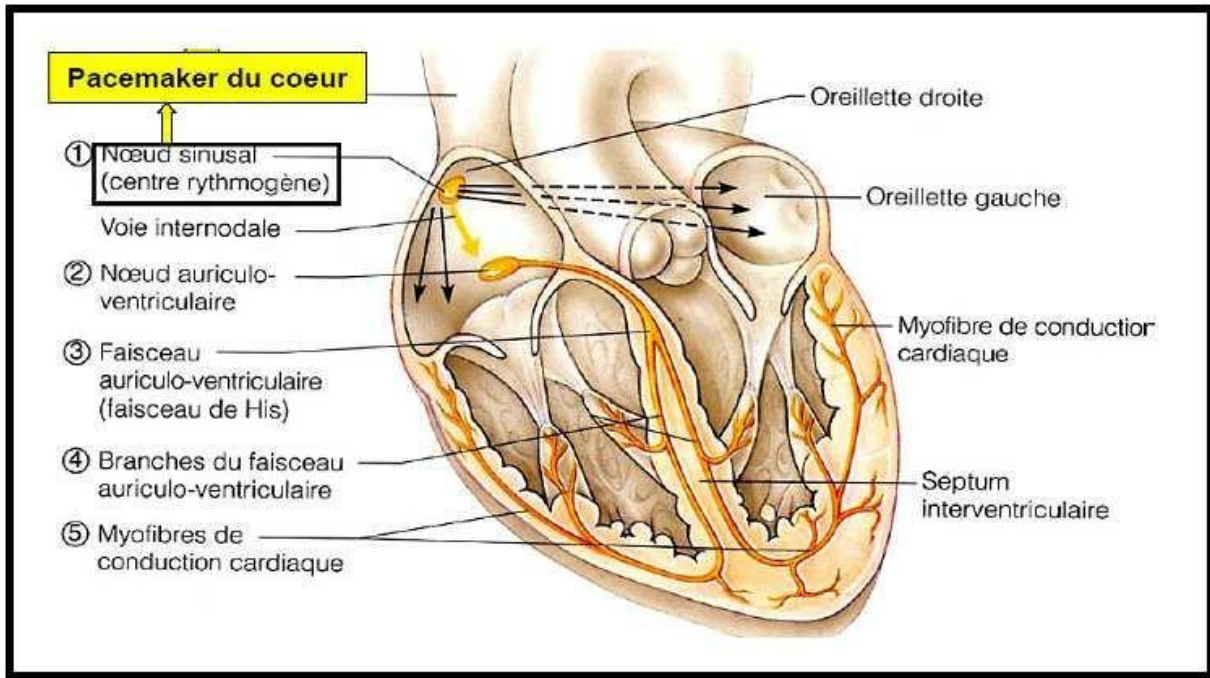


Figure1-2 : Illustration schématique du système de conduction électrique du cœur

II-2-Le cycle cardiaque

Le cycle cardiaque consiste en trois étapes majeures : la systole auriculaire, la systole ventriculaire, et la diastole.

La systole auriculaire consiste à la contraction des oreillettes pour chasser le sang dans les ventricules en passant par une valvule à sens unique (anti retour).

La systole ventriculaire dans son sens implique la contraction des ventricules expulsant le sang vers le système circulatoire.

La troisième étape qui est la diastole consiste en elle-même à la relaxation de toutes les cavités, puis le démarrage du cycle à nouveau.

Ce cycle est commandé par des impulsions générées par les fibres du myocarde.

II-2-1-Le potentiel d'action

Il est très important à ce niveau, d'étudier le comportement des cellules cardiaques appelées **les myocytes**. Ce sont les cellules responsables de l'activité électrique du cycle cardiaque, le potentiel dit d'action se produit comme suit :

Au début, la cellule est au repos on dit qu'elle est polarisée, le potentiel de la face interne de la cellule étant négatif par rapport à celui du milieu environnant. Cette différence de

potentiel représente le potentiel de la membrane, elle est dû à l'écoulement des ions de Sodium (Na^+) et de Potassium (K^+) à travers la membrane cellulaire (**Figure 1-3**), elle est comprise entre 70 et 100 mV.

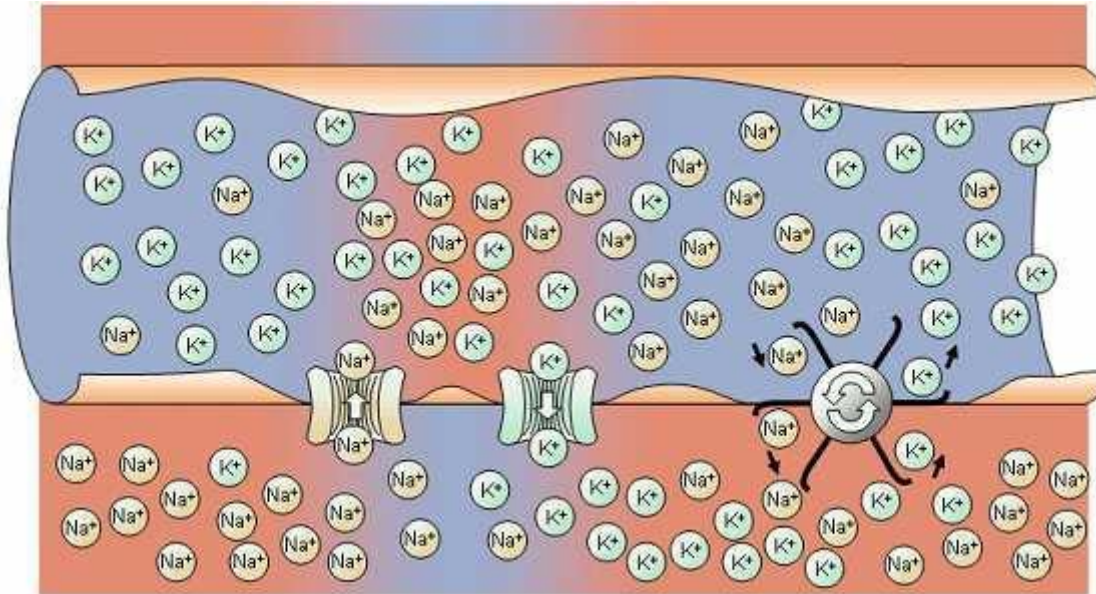


Figure 1-3 Ecoulement des ions de Potassium K^+ et de Sodium Na^+ à travers la membrane cellulaire

Si on excite la surface de la cellule avec une charge négative telle que le potentiel de la membrane s'abaisse au moins d'un tiers, une décharge (dépolariation) de celle-ci surviendra alors spontanément. La cellule cardiaque répond à ce phénomène par une contraction. La polarité à travers la membrane cellulaire est inversée. Le potentiel de la face interne est alors approximativement de 25 mV plus élevé que celui de la surface externe de la cellule. Après la dépolariation (phénomène initiale et rapide), la cellule se repolarise automatiquement (phénomène terminal et lent) et revient à l'état de repos.

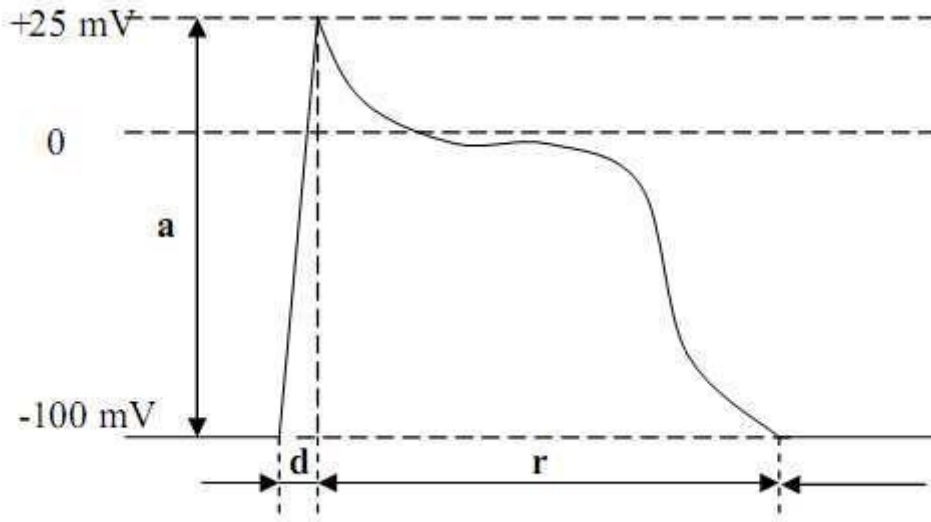


Figure 1-4 : Courbe du potentiel d'action : Dépolarisation ' d ' (rapide) et Repolarisation ' r ' (lente).

La **figure 1-4** montre la succession d'événements électriques par une courbe de variations de la différence de potentiel (**ddp**) entre les faces de la membrane cellulaire au cours d'un seul cycle.

La variation de la ddp de -100 à 25 mV s'appelle « potentiel d'action ».

Lorsqu'un phénomène électrique altère suffisamment le milieu au contact d'un tissu excitable, il se produit un état de déséquilibre qui se propage de proche en proche à toutes les parties du tissu.

Cette propagation s'accompagne avec une onde électrique enregistrable avec des appareils adéquats.

II-2-2-Activation cardiaque physiologique et conduction intracardiaque

L'onde d'activation naît dans l'oreillette droite, dans le nœud sinusal, situé au pied de la veine cave supérieure (**Figure 1-5a**). Cette onde diffuse ensuite à travers les deux oreillettes et atteint le nœud auriculo-ventriculaire d'ASCHOFF-TAWARA (**Figure 1-5b**), où elle subit une conduction décrémenteille (**Figure1-5c**). L'onde de dépolarisation subit un ralentissement à ce niveau, puis parcourt le système HIS-PURKINJE (**Figure 1-5d**).

Le tronc du faisceau de His se bifurque en deux branches droite et gauche :

- l'unique branche droite, parcourt la bandelette ansiforme du ventricule droit.

- la branche gauche se divise en deux faisceaux antérieurs (fin et fragiles) et postérieur (plus épais et résistant).

À la sortie des branches du faisceau de His, l'impulsion électrique s'engage dans le myocarde ventriculaire à travers le réseau de Purkinje sous l'endocarde des deux ventricules. L'onde de dépolarisation atteint enfin le myocarde indifférencié (**Figure 1-5e**), qui se dépolarise de l'endocarde vers l'épicarde.

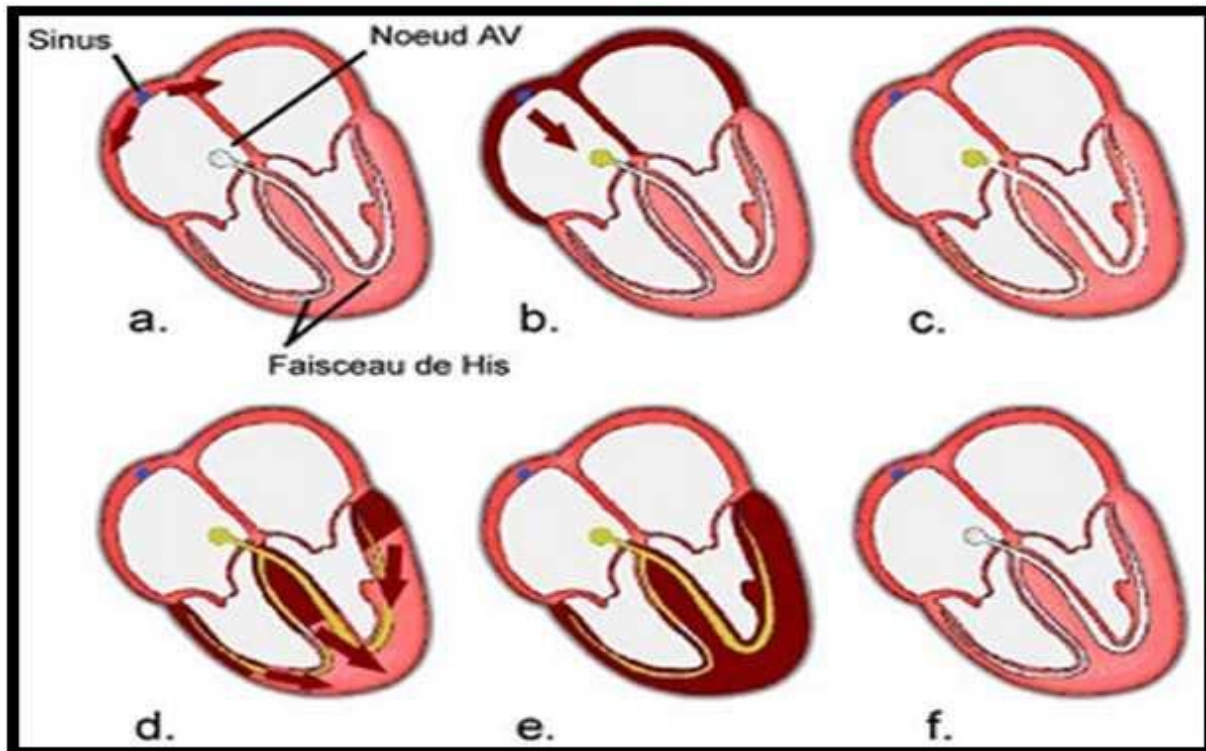


Figure 1-5 : Activation électrique et physiologique du myocarde

Le ralentissement de l'onde de dépolarisation, au niveau du nœud auriculo-ventriculaire (durée : 0,12 à 0,20s), permet aux ventricules d'être stimulés avec un certain retard par rapport aux oreillettes, ce qui favorise le remplissage ventriculaire passif qui sera complété en fin du diastole par la contraction auriculaire.

Aux étages auriculaire et ventriculaire, la conduction se fait de proche en proche, avec une direction bien établie :

Étage auriculaire : l'impulsion électrique se propage de l'OD vers l'OG, à travers le septum inter-auriculaire, du plafond vers le plancher des oreillettes (durée 0,04s).

Étage ventriculaire : le VD et le VG se dépolarisent au même temps (ce qui permet leurs synchronisations mécaniques) sur une durée de 0,10 s.

L'activation débute au niveau de la région moyenne du septum du VG vers le VD (les premières 0,02 s) puis s'étend rapidement au reste des ventricules. La partie la plus basale des parois ventriculaires et du septum est la dernière activée (les dernières 0,02 s).

La **figure 1-6** nous permet de voir les différentes formes d'ondes qui apparaissent dans les différents tissus du muscle cardiaque :

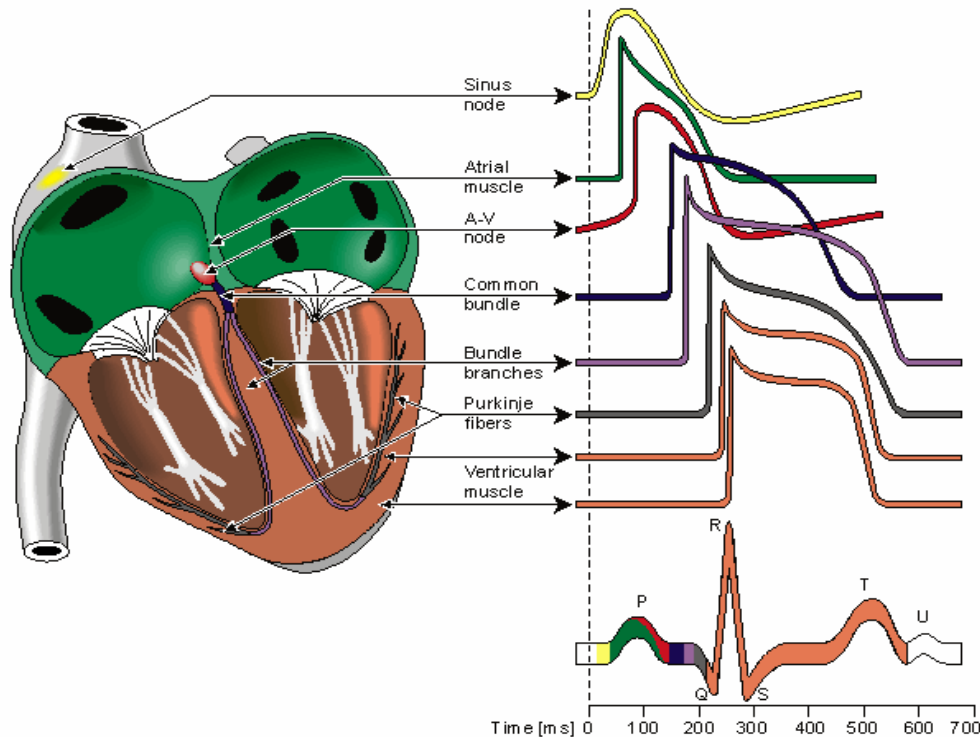


Figure1-6 Les différentes formes d'ondes qui apparaissent dans les différents tissus du cœur (extrait de [5]).

III- L'électrocardiogramme

L'électrocardiogramme abrégé par l'acronyme "**ECG**", est un signal décrivant l'activité électrique du cœur recueillie par les électrodes placées à la surface du patient. La variation de la tension mesurée par les électrodes est causée par le potentiel d'action des cellules cardiaques précédemment citées.

III-1-1 Historique

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** [6], et **Augustus Waller** [7] 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** [4], 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.

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.

L'électrocardiographe est constitué en général des éléments suivants :

- Un ensemble d'électrodes destinées à être appliquées en contacte directe avec le patient.
- Un système d'amplification des signaux issus des électrodes, qui est basé généralement sur des composants de précision comme les amplificateurs d'instrumentations.
- Un appareil enregistreur.
- Un système d'enregistrement graphique.

III-2-Enregistrement de l'électrocardiogramme

Pour pouvoir lire l'ECG, il est nécessaire d'avoir un moyen permettant d'enregistrer ce signal. Pour cela, une technique est mise en œuvre, l'enregistrement de ce signal sur une feuille millimétrée ou bien, visualiser ce signal sur un moniteur (oscilloscope), puis le sauvegarder sur un support de stockage, citons l'exemple des cartes mémoire ou CD.

L'acquisition du signal ECG se fait par des électrodes placées à la surface du patient suivant un emplacement qui définit un type de dérivations. Ces électrodes sont reliées à un système qui permet de convertir le signal acquis en une vibration d'une plume permettant de dessiner le signal sur le papier millimétré (ceci pour les anciens électrocardiographes).

Les emplacements des électrodes sur le thorax du patient sont choisis de manière à explorer la quasi-totalité du champ électrique cardiaque. En cardiologie, l'examen le plus couramment pratiqué est l'ECG 12 dérivations, où le signal électrocardiographie est visualisé selon les 12 axes privilégiés :

- 6 axes sur le plan frontal qui sont : **(Figure 1-7 :(b))**

Les trois dérivations bipolaires DI, DII et DIII dites dérivations d'Einthoven :

- DI : enregistre les différences de potentiel électrique entre le poignet droit et le poignet gauche.

- DII : enregistre les différences de potentiel électrique entre le poignet droit et la jambe gauche.

- DIII : enregistre les différences de potentiel électrique entre le poignet gauche et la jambe gauche.

- Trois dérivations unipolaires AVR, AVL, AVF dites de Wilson

- AVL (left) pour l'avant-bras gauche.

- AVR (right) pour l'avant-bras droit.

- AVF (foot) pour la jambe gauche.

- 6 axes sur le plan transversal (dérivations unipolaires précordial V1 à V6 dite de Kossman) : **(Figure 1-7 :(a))**

V1 : 4ème espace intercostal droit, bord droit du sternum (parasternal).

V2 : 4ème espace intercostal gauche, bord gauche du sternum (parasternal).

V3 : à mi-chemin entre V2 et V4.

V4 : 5ème espace intercostal gauche, sur la ligne médio claviculaire.

V5 : même horizontale que V4, ligne axillaire antérieure.

V6 : même horizontale que V4, ligne axillaire moyenne.

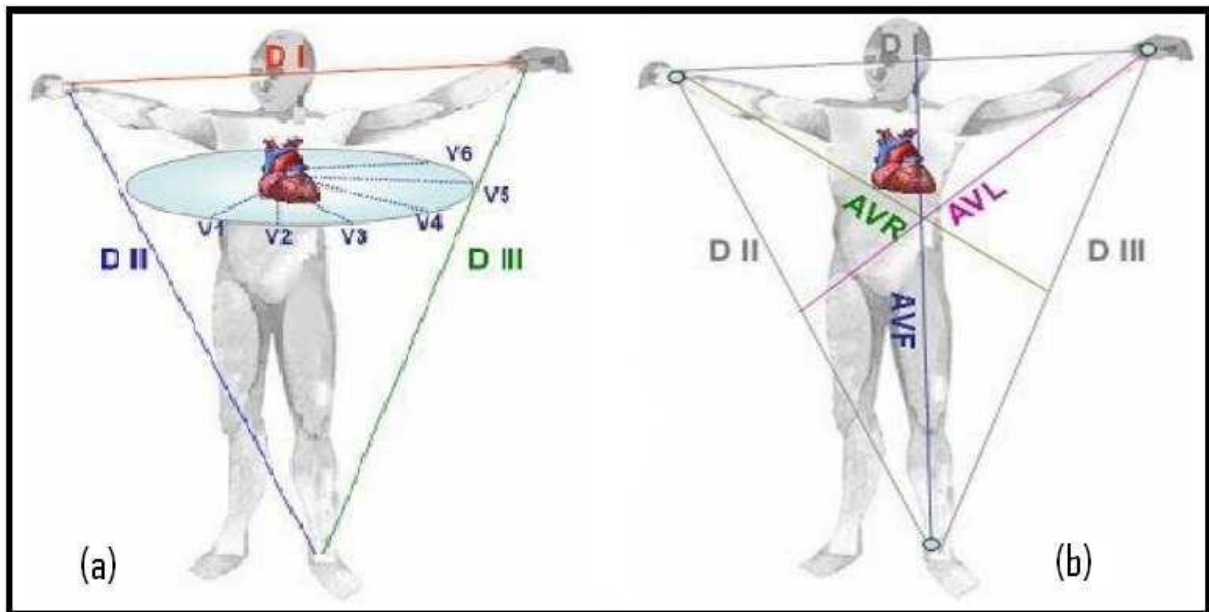


Figure 1-7 : (a) : Les dérivations précordiales. (b) : Position des électrodes des dérivations bipolaires et des dérivations unipolaires.

III-2-1-Le Holter

Parfois, il est nécessaire de suivre l'activité cardiaque du patient pas uniquement pour un laps de temps mais pour une durée importante qui dépasse 1 heure voir 24 ou 48 heures pour pouvoir diagnostiquer des arythmies transitoires, le diagnostic de l'insuffisance coronaire et la modification du segment ST-T (segments qu'on va voir un peu plus loin dans ce chapitre).

Pour se faire, un système appelé **Holter** est mis en œuvre.

III-3-Les électrodes

Les électrodes sont des sondes utilisées pour recueillir des potentiels bioélectriques comme ceux provoquées par les cellules de muscles et de nerfs. Les électrodes d'ECG sont généralement du type à contact directe (c.-à-d. contacte directe avec la peau). Elles fonctionnent comme capteurs convertissant l'écoulement ionique du corps à travers un électrolyte en une circulation d'électrons et par conséquent, sont capable de mesurer le potentiel électrique.

Ces capteurs, connus sous le nom « électrodes de surface », se composent généralement d'un métal tel que l'argent ou l'acier inoxydable, avec un électrolyte contenant du chlorure d'argent (**Figure 1-8**).

Plus les électrodes sont proches du cœur, plus le signal obtenu, est meilleur. L'emplacement des électrodes sur le thorax d'un patient fournit un signal meilleur que celui obtenu avec des électrodes sur les poignets et la cheville.

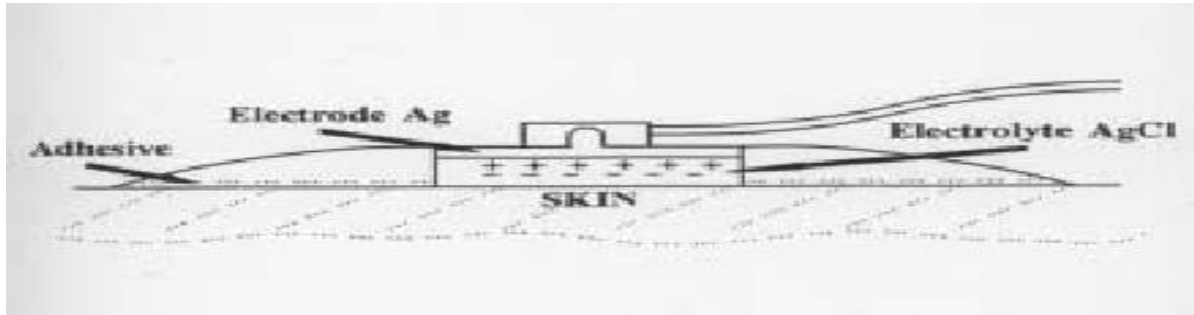


Figure 1-8 : Structure d'une électrode

III-4-L'electrocardiogramme

L'allure d'un cycle cardiaque est illustrée par la figure 1-9. Il est constitué de plusieurs ondes de forme différente et de plusieurs segments.

III-4-1-contenue temporelle et morphologie du signal

L'ECG est constitué d'ondes successives. L'onde P représente l'activité électrique des oreillettes, le complexe QRS représente l'activité électrique des ventricules, l'onde T et U représentent la phase de récupération. Le complexe QRS est l'onde la plus prononcée du signal. Il est couramment appelé battement cardiaque. Tout problème cardiaque peut être interprété par un changement dans la morphologie de ce signal.

En effet, chaque phase du cycle cardiaque a une onde bien précise. Après l'impulsion initiale provenant du nœud sinusal (qui n'est pas visible sur le signal d'ECG), l'onde se propage ensuite dans les oreillettes et entraîne leur contraction, qui donne naissance à une petite déflexion positive sur l'ECG qui est l'onde P (**Figure 1-10a**). Cette impulsion arrive alors au nœud auriculo-ventriculaire (AV), où se produit la courte pause qui se traduit sur l'ECG par un petit segment plat PR ; puis elle emprunte les voies de conduction rapide (le faisceau de His) pour entraîner la contraction des ventricules interprétée par le complexe QRS.

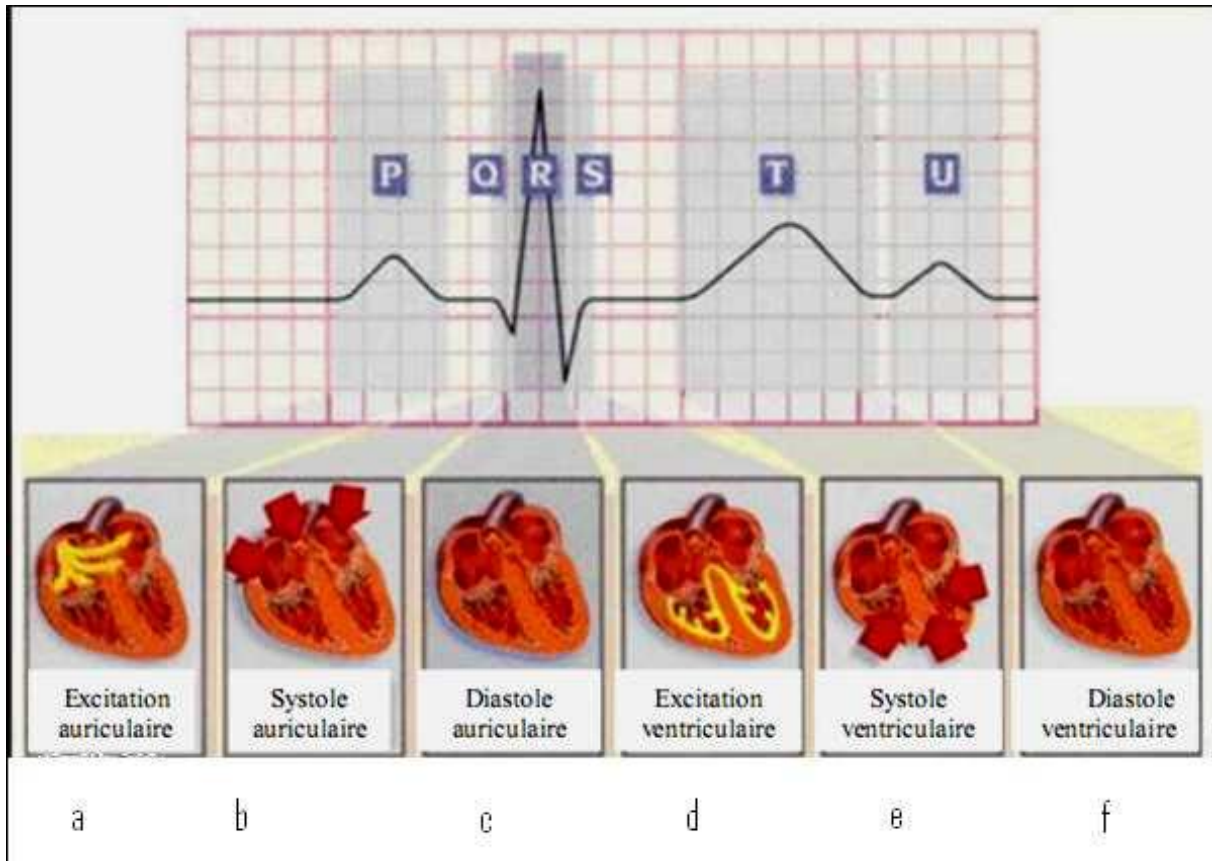


Figure 1-9 : Les étapes de reconstitution du signal d'ECG (extrait de [3]).

Après chaque complexe QRS, on observe sur l'ECG une onde appelée onde T (Figure 1-9e).

Entre cette onde et l'onde précédente, on note une courte pause appelée le segment ST, dont l'étude est très importante pour l'identification de certaines pathologies. L'onde T traduit la phase de repolarisation des cellules constituant les ventricules; c'est un phénomène purement électrique et pendant cette phase le cœur est mécaniquement inactif (Figure 1-9c). Enfin, le cycle se termine par une petite déflexion parfois visible qui est l'onde U (Figure 1-9f).

III-4-2-Intervalles temporels

L'analyse de l'électrocardiogramme comprend la mesure des amplitudes et durées ainsi que l'examen de la morphologie de l'onde P, du complexe QRS, de l'onde T, de l'intervalle PR, du segment ST, de l'intervalle QT. Les valeurs normales citées ci-dessous qui s'appliquent à des adultes d'âge moyen sont données à titre indicatif car il existe un chevauchement parfois important entre les valeurs normales et pathologiques.

- L'Intervalle PR ou PQ

L'intervalle PR ou PQ, mesuré du début de l'onde P au début du complexe QRS, représente le temps de propagation de l'influx par les oreillettes, le nœud auriculo-ventriculaire, le faisceau de His, ses branches, le réseau de Purkinje jusqu'au début de l'activation ventriculaire.

La durée de l'intervalle PR varie de 0,12 à 0,20 secondes en fonction de la fréquence cardiaque et de l'âge.

- L'Intervalle QS

La durée de cet intervalle représente le temps de dépolarisation ventriculaire.

- L'Intervalle ST

Le segment ST est la partie du tracé comprise entre la fin du complexe QRS et le début de l'onde T. Il correspond à la phase 2, en plateau, du potentiel d'action transmembranaire. Le segment ST normal peut être légèrement décalé, vers le haut au repos, ou vers le bas à l'effort.

- L'Intervalle QT

Il s'agit de la distance entre le début du complexe QRS et la fin de l'onde T, englobant la dépolarisation et la repolarisation ventriculaires. La durée de l'intervalle QT varie en fonction de la fréquence cardiaque, de l'âge et du sexe.

- L'Intervalle RR

Cet intervalle désigne le temps entre deux ondes R successives. La facilité de la détection de l'onde R donne l'importance de cet intervalle qui sert à mesurer la fréquence cardiaque, tel que $F = 1/TRR$ [Hz].

III-4-3- contenu fréquentiel du signal

L'étude de **Thakor et al.** [2] 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 moyennage sur 150 battements sont présentés sur la figure 1.10. 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.

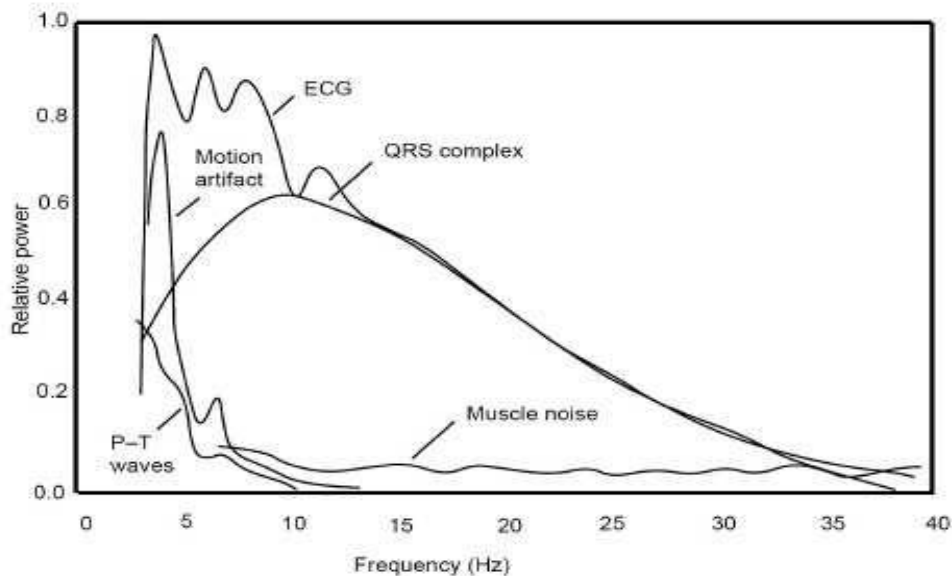


Fig. 1-10 – Densité spectrale de puissance des complexes QRS, des ondes P et T, et des bruits d'origine musculaire ou respiratoire, après moyennage sur 150 battements (extrait de [1]).

III-4-4 Les sources de bruit influant sur l'ECG

L'acquisition de l'ECG, comme tous les processus d'acquisition, peut être très largement perturbée par le bruit extérieur. On entendra par «bruit extérieur» tout signal qui ne porte pas des informations sur l'activité cardiaque. Ainsi, ces bruits peuvent dans une certaine mesure altérer potentiellement l'information clinique cardiaque. Donc, il est important de connaître les principaux bruits susceptibles d'altérer le signal ECG.

- Types de bruit

Les perturbations relatives à l'acquisition des ECG peuvent être de différentes natures. Elles peuvent être d'origine physiologique (peau, muscle, respiration...), Ou environnementale (courant de secteur, perturbations électromagnétiques, placement de l'électrode). Parmi ces bruits, les plus courants sont :

1- La dérive de la ligne de base

On appelle ligne de base de l'ECG la ligne isoélectrique du cœur. Elle correspond au tracé de l'électrocardiogramme d'un cœur sans aucune activité électrique. Voir figure 1-11.

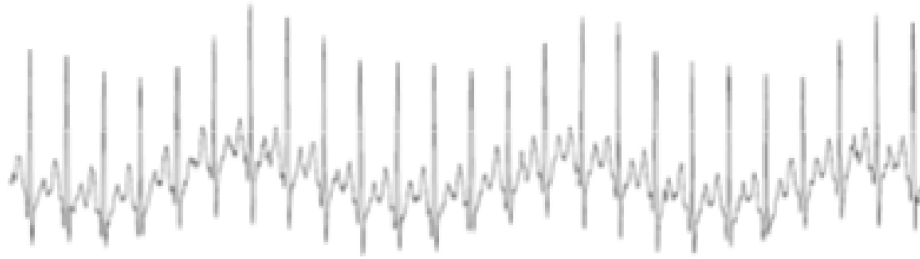


Figure 1.11 : ECG présentant des dérives de la ligne de base

Ce type de perturbation appartient au type des perturbations physiologiques (activité pulmonaire). Les composantes fréquentielles de la dérive de la ligne de base sont habituellement inférieures à 0,5 Hz et limitées à 2 Hz. A l'effort, l'amplitude de mouvement respiratoire occupe la bande spectrale de cette perturbation.

2- Interférences de 50 Hz

Les sources principales de ces interférences proviennent classiquement du réseau de distribution électrique (50Hz) et des rayonnements électromagnétiques qui en résultent.



Figure 1-12 ECG présentant des interférences de 50 hz

Ce type de perturbation est très difficilement évitable malgré un blindage des câbles reliés aux électrodes. Ce type de bruit peut rendre l'analyse des ECG très difficile (figure1-12), en particulier lorsqu'il s'agit de déterminer le début et la fin des ondes.

3- Interférence d'origine électromyographiques(EMG)

Ce type de bruit est particulièrement présent sur les ECG concernant les personnes ne restant pas immobiles (jeunes enfants, personnes âgées atteints de la maladie de Parkinson).

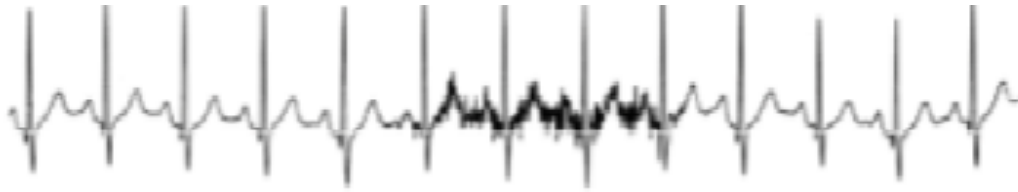


Figure 1-13 ECG présentant des interfaces d'origine électromyographiques

D'après la figure, on remarque que le bruit EMG se présente de façon chaotique. Ses composantes fréquentielles touchent toute la bande spectrale de l'ECG. A l'effort, ses effets peuvent être encore plus important c.-à-d. une augmentation du niveau de bruit se résulte.

IV-Conclusion

Nous avons vu à travers ce chapitre que le signal ECG est très important pour l'établissement d'un diagnostic et d'analyse, car il fournit tout un ensemble d'information concernant l'activité électrique du cœur. Il est nécessaire au préalable pour réaliser un tel système d'acquisition du signal ECG de connaître le minimum sur le fonctionnement du cœur ainsi les différentes ondes constituant ce signal, et la durée des intervalles PQ, le complexe QRS, ST, et TU, et faire le procès des amplitudes de ces différentes ondes.

Enfin, la description des différentes sources qui influe sur le signal ECG était présentée.

Chapitre II

Acquisition et transmission du signal ECG

I- Introduction

Après avoir pris connaissance des caractéristiques temporelle, énergétique et fréquentielles du signal ECG, nous allons proposer à travers ce chapitre une carte qui nous permettrait d'acquérir, de visualiser et d'enregistrer le signal. Pour cette conception, nous devons tenir compte des bruits qui affectent le signal, de sa faible amplitude et de son contenu fréquentiel tout en respectant certaines normes, notamment celles relatives à la sécurité du patient.

II- Description du système

Le système que nous avons conçu et réalisé est composé de deux parties principales :

Une partie analogique et une partie numérique réalisée à base d'une carte ARDUINO UNO (voir figure 2-1).

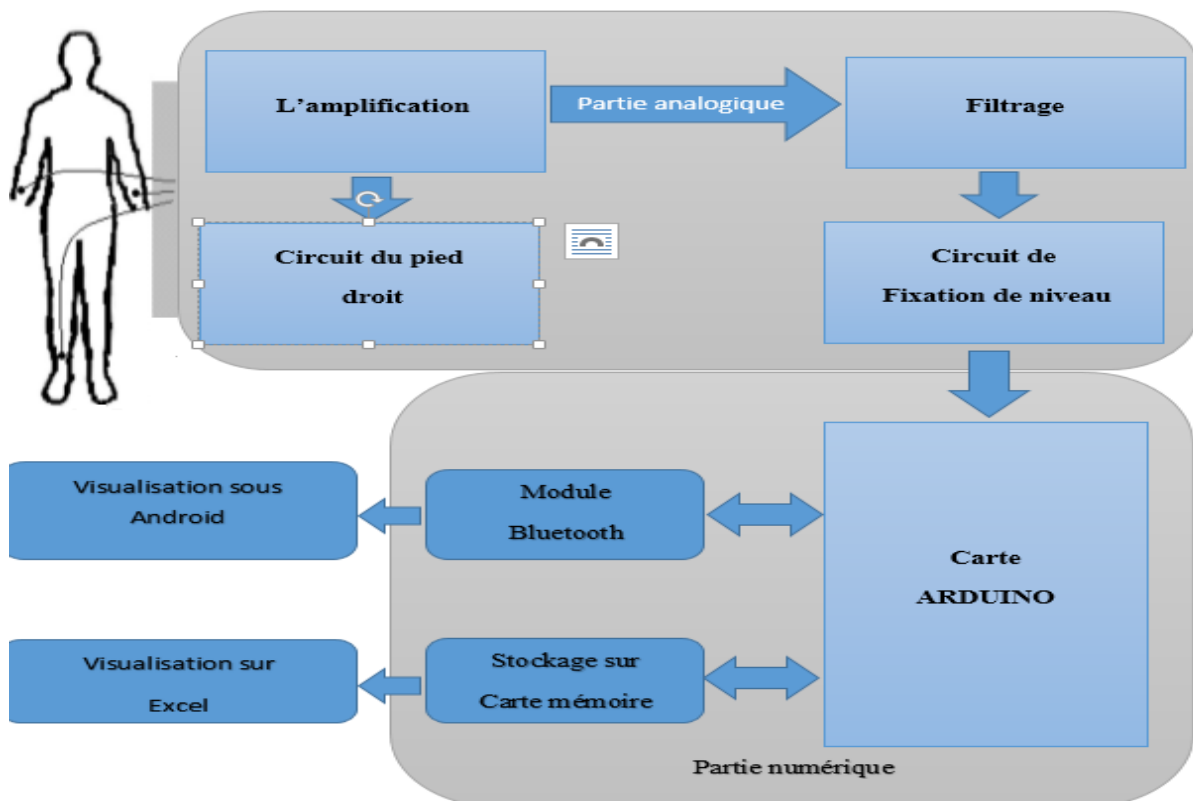


Figure 2-1 : Schéma bloqué de notre chaîne d'acquisition

II-1 partie analogique

La partie analogique est composée d'électrodes et de circuits de mise en forme de signal.

II-1-1- Amplificateur d'instrumentation

Pour faire l'étude d'un phénomène physiologique, souvent on fait appel à un signal électrique le caractérisant. Le signal est souvent faible et entaché de bruit de mode commun. Il est nécessaire de l'amplifier, mais cette amplification ne doit concerner que le signal utile. Or ce dernier est accompagné de tensions parasites (souvent du même ordre de grandeur que le signal utile) .Il faut donc faire une amplification « sélective » qui élimine ou atténue fortement tout signal ne contenant pas d'informations utiles pour ne garder que le signal désiré. Pour aboutir à cette solution, on fait appel à un amplificateur dit d'instrumentation qui permet d'avoir un signal plus précis avec un important taux de rejection du mode commun.

L'amplificateur d'instrumentation est un circuit à base d'amplificateur opérationnel permettant de rejeter : des signaux inutiles, les interférences et le bruit commun aux deux entées. Il est très utilisé dans le conditionnement des signaux dans les applications biomédicales.

- Description de l'amplificateur utilisé

Il existe plusieurs références d'amplificateur d'instrumentation sur le marché. Dans notre projet on a préféré utiliser le **AD620** vu sa disponibilité et sa simplicité d'utilisation comme le réglage de son gain en tension.

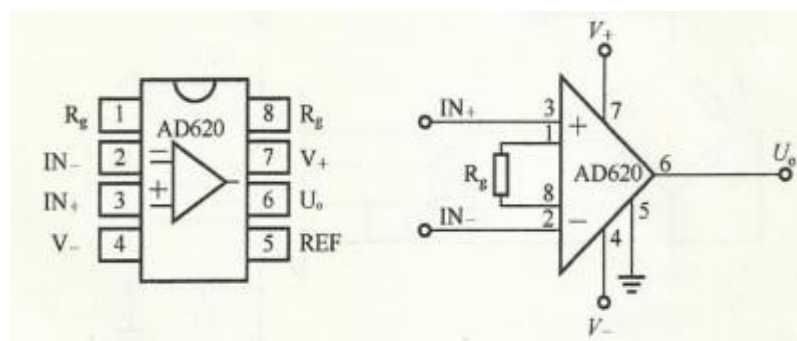


Figure 2-2 l'amplificateur utilisé dans notre projet

La relation entre la résistance R_g et le gain en tension est caractérisé par la formule suivante :

$$G = 1 + \frac{49.4k\Omega}{R_g}$$

Dans notre cas, nous avons pris un gain de $G=495$ on a choisi une résistance $R_g=100\Omega$.

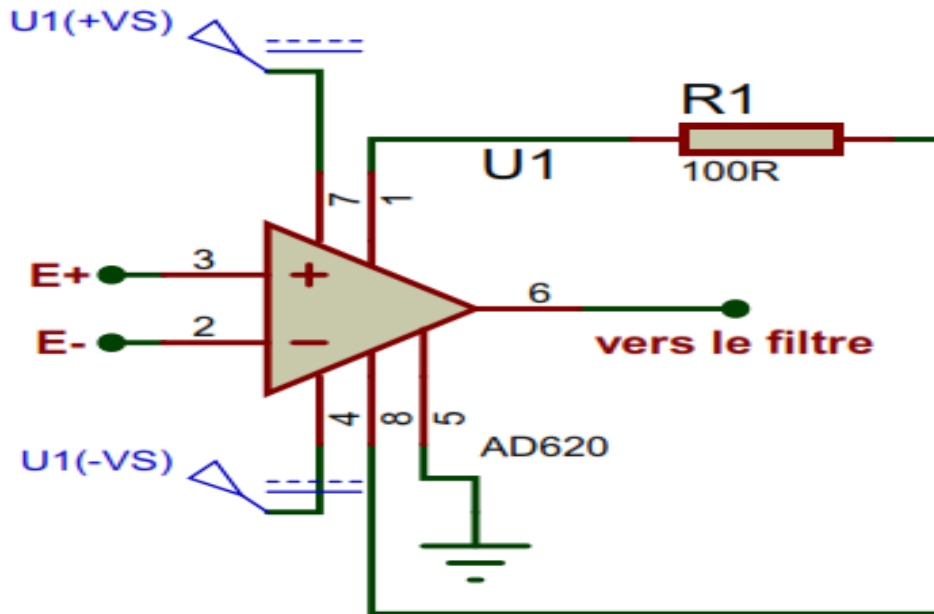


Figure 2-3 : Circuit de pré-amplification.

II-1-2 pilotage de la cheville droite

Le circuit du pied droit ou pilotage de la cheville droite diffère d'un électrocardiogramme à un autre, il réduit considérablement le bruit du mode commun. Dans notre projet, une électrode est reliée au pied droit du patient et elle est connectée à la sortie d'un amplificateur opérationnel auxiliaire (Figure2-4).

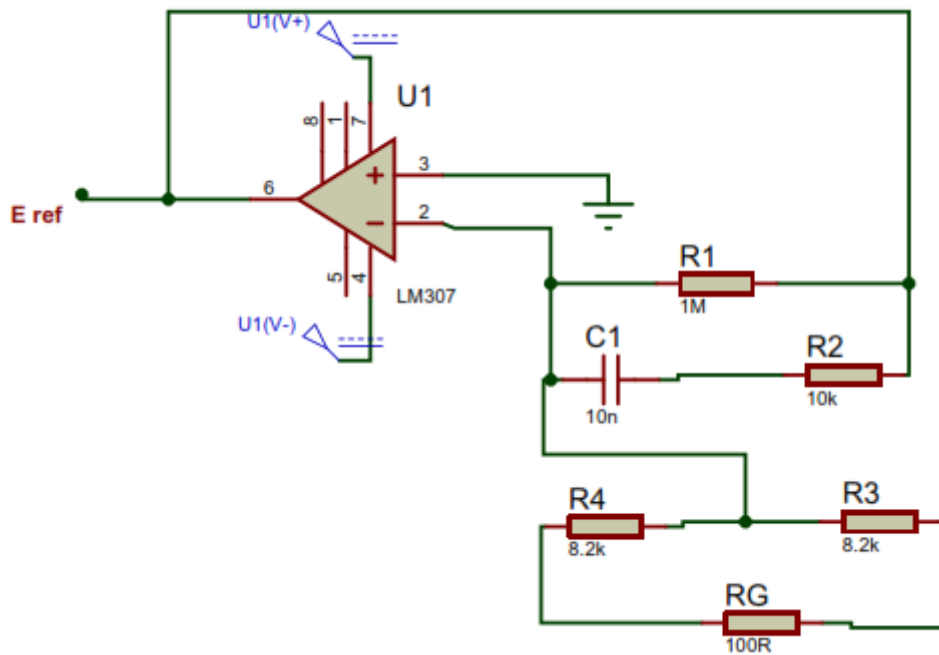


Figure 2-5 : Pilotage de la cheville droite

II-1-3 circuit de filtrage

La fréquence d'un signal ECG est comprise entre 0,3 Hz et 100 Hz environ au-delà de 100 Hz le signal ECG est souvent accompagné d'un bruit de haute fréquence et d'un bruit de basse fréquence (en dessous de 0,3 Hz). Dans ces conditions un filtrage est nécessaire, donc on va faire passer le signal par un circuit permettant d'enlever tous ces fréquences parasites. Donc on à utiliser un filtre passe bande. Ce filtre est construit comme une cascade d'un filtre passe haut de seconds ordres et un filtre passe bas 2eme ordres. Deux filtres (passe haut, passe bas) sont utilisés parce que la réponse fréquentielle du filtre aura une coupe bande plus aigüe qu'un filtre à un seul stade.

La basse fréquence de coupure est $f_{basse} = 1/2\pi * (47 * 10^{-6}) * (10 * 10^3) = 0.338\text{Hz}$

La haute fréquence de coupure est $f_{haute} = 1/2\pi * (4.7 * 10^{-6}) * (1 * 10^3) = 33.8\text{Hz}$

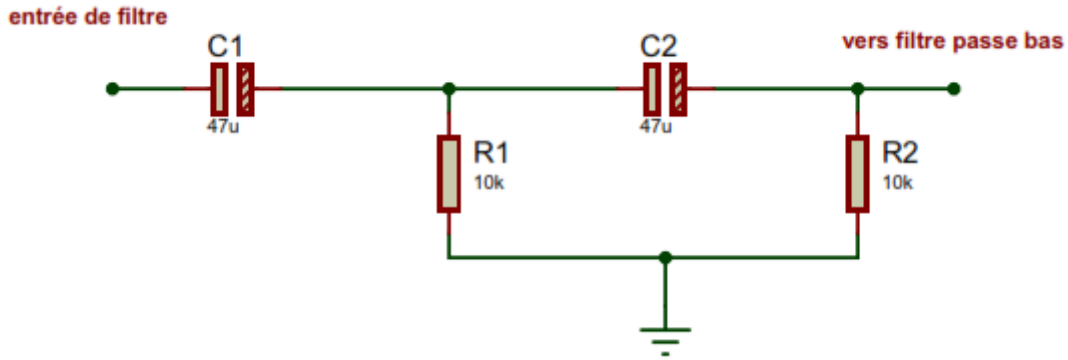


Figure 2-6 filtre passe haut

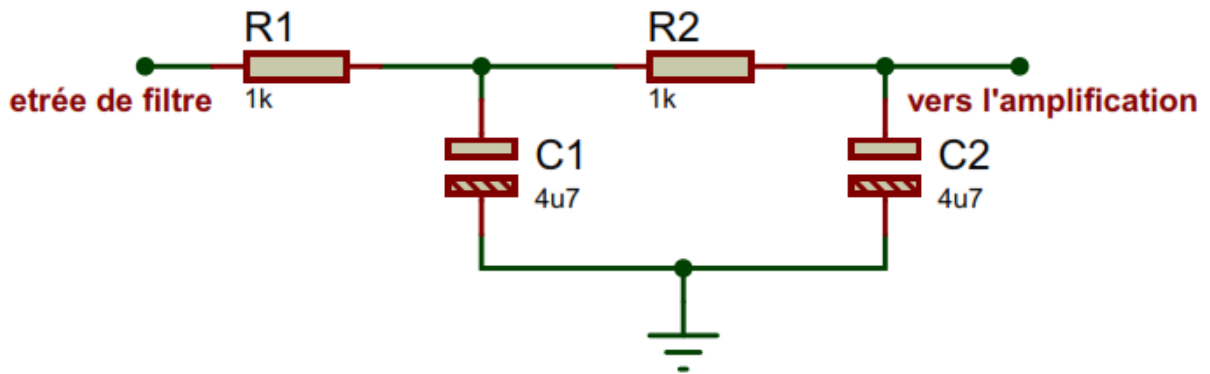


Figure 2-7 Filtre passe bas

II-1-4 deuxième amplification

Nous avons réalisés un amplificateur non-inverseur. Nous calculons le gain avec cette

équation : $G2 = 1 + \frac{R2}{R1}$, Dans notre cas le gain égale à 5.5.

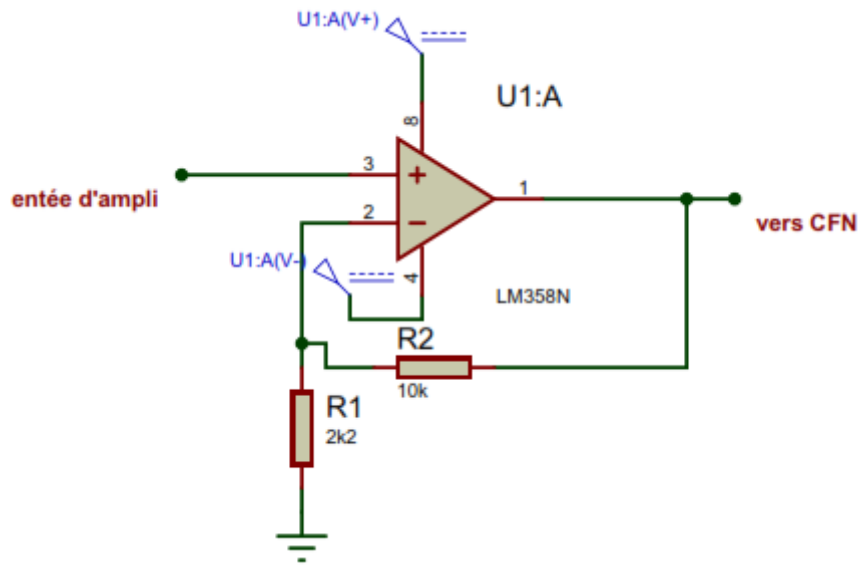


Figure 2-8 Circuits de 2 eme amplification

Donc le gain totale de notre circuit égale $G_{total} = G1 * G2 = 2.7 * 10^3$.

II-1-5 circuit de fixateur de niveau (CNF)

Si on prend le signal d'ECG normal on peut constater qu'il contient des valeurs positives et des valeurs négatives comme le cas des deux ondes Q et S, mais il se trouve que les microcontrôleurs n'acceptent que des valeurs positives. Il est obligatoire de rendre ce signal positif sans perdre son allure, la résolution de ce problème se fait en utilisant un circuit dit de fixation de niveau permettant de décaler le signal vers le haut (c.à.d. vers les valeurs positives), et garder l'allure du signal telle quelle est (figure 2-9).

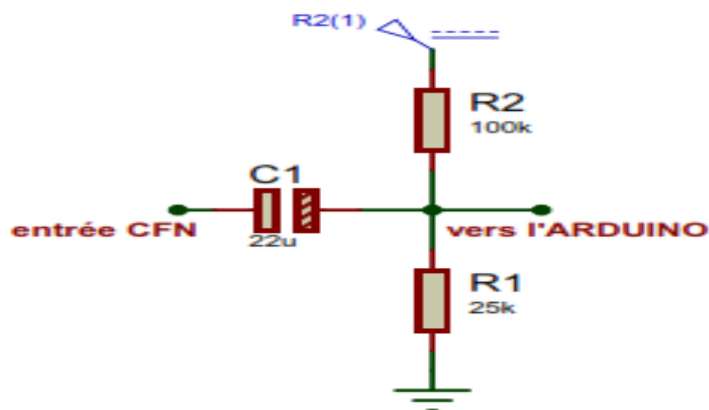


Figure 2-9 : circuit de fixateur de niveau

Après que nous avons terminé la description de la partie analogique de notre circuit d'ECG, nous passons à la seconde partie qui consiste à numériser le signal analogique et le sauvegarder sur carte mémoire, puis le transmettre via Bluetooth vers un smartphone (Android) où va ce faire la visualisation.

II-2 partie numérique

Pour numériser et mémoriser le signal, nous avons opté pour la carte ARDUINO. Cette carte est disponible, à la portée de l'étudiant et dispose de 6 entrées analogiques. Ceci serait intéressant pour envisager d'autres applications.

II-2-1 Description de la carte ARDUINO UNO

Le modèle **UNO** (figure 2-9) de la société **ARDUINO** est une carte électronique dont le cœur est un microcontrôleur **ATMEL** de référence **ATMega328**. Le microcontrôleur **ATMega328** est un microcontrôleur 8bits de la famille **AVR** dont la programmation peut être réalisée en langage C. Cette carte possède 14 entrées/sorties numériques (dont 6 peuvent être utilisées comme étant des sortie **PWM (Pulse width Modulation)**), 6 entrées analogiques avec un convertisseur Analogique/Numérique de 10bits de résolution, 1 résonateur céramique (quartz) de 16MHz, 1 connecteur **ICSP (In circuit serial Programming)** qui permet d'injecter le *bootloader* à l'intérieur du microcontrôleur, 1 connecteur jack pour une alimentation extérieur, un bouton de reset pour mettre le processus à 0.

L'avantage de cette carte c'est qu'elle n'a pas besoin de pilot pour faire la conversion FTDI USB/série, elle a juste un petit microcontrôleur ATMega8 (pour la version 2) programmé comme convertisseur USB/série.

Elle contient tout ce que le microcontrôleur a besoin pour fonctionner, il faut seulement la connecter avec un câble USB à un ordinateur ou avec une alimentation externe pour commencer.

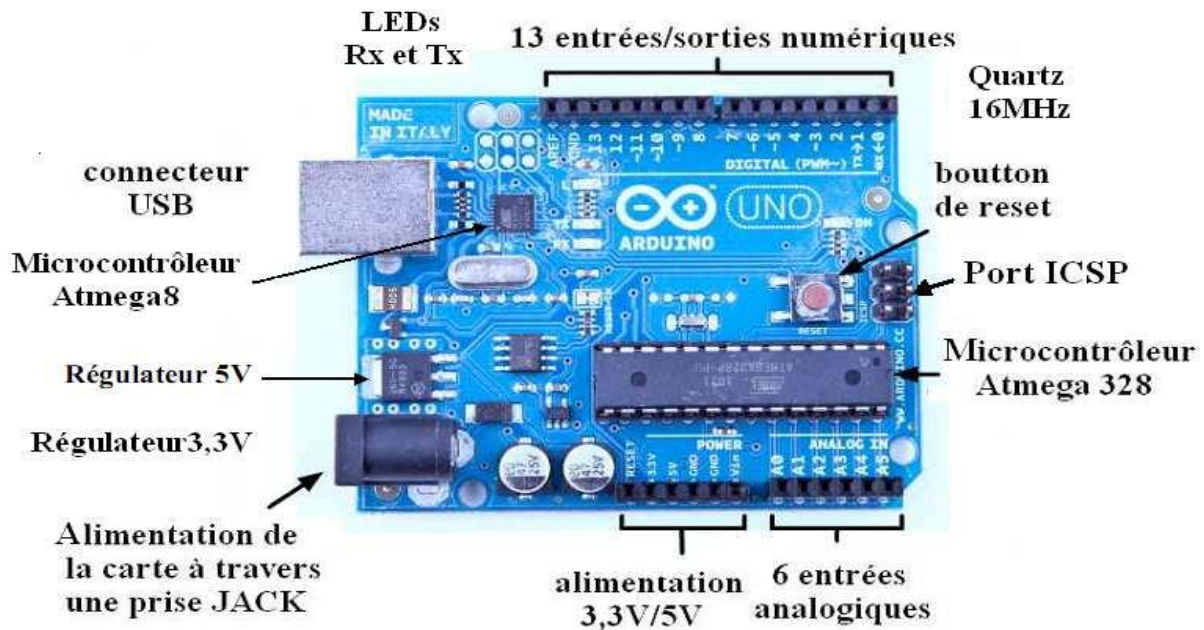


Figure 2-9 descriptions de carte ARDUINO UNO

L'intérêt principal des cartes ARDUINO est leur facilité de mise en œuvre.

ARDUINO fournit un environnement de développement s'appuyant sur des outils open-source. Le chargement du programme dans la mémoire du microcontrôleur se fait de façon très simple par port USB. En outre, des bibliothèques de fonctions "clé en main" sont également fournies pour l'exploitation d'entrées-sorties courantes : gestion des E/S, gestion des convertisseurs ADC, génération de signaux PWM, exploitation de bus I2C, exploitation de servomoteurs, émission /réception série ...

II-2-2Alimentation de la carte ARDUINO

La carte ARDUINO Uno peut-être alimentée soit, via la connexion USB (qui fournit 5V jusqu'à 500mA) ou à l'aide d'une alimentation externe. La source d'alimentation est sélectionnée automatiquement par la carte. L'alimentation externe (non-USB) peut être soit un adaptateur secteur (pouvant fournir typiquement de 3V à 12V sous 500mA) ou des piles (ou des accus).

L'adaptateur secteur peut être connecté en branchant une prise de 2.1mm, dédié du pole positif au centre dans le connecteur jack de la carte. Les fils en provenance d'un bloc de piles ou d'accus peuvent être insérés dans les connecteurs des broches de la carte appelées GND (masse ou 0V) et Vin (Tension positive en entrée) du connecteur d'alimentation. La carte peut

fonctionner avec une alimentation externe de 6 à 20 volts. Cependant, si la carte est alimentée avec moins de 7V, la broche 5V pourrait fournir moins de 5V et la carte pourrait être instable. Si on utilise plus de 12V, le régulateur de tension de la carte pourrait chauffer et endommager la carte. Aussi, la plage idéale recommandée pour alimenter la carte Uno est entre 7V et 12V.

Il est à noter qu'il est strictement dangereux d'utiliser une alimentation externe via la prise jack et avoir le câble USB connecté (risque de destruction de la carte).

Les broches d'alimentation sont les suivantes :

- ❖ **VIN** : (à distinguer du 5V de la connexion USB ou autre source 5V régulée). On peut alimenter la carte à l'aide de cette broche, ou, si l'alimentation est fournie par le jack d'alimentation, on peut accéder à la tension d'alimentation sur cette broche.
- ❖ **5V** : La tension régulée utilisée pour faire fonctionner le microcontrôleur et les autres composants de la carte (pour info : les circuits électroniques numériques nécessitent une tension d'alimentation parfaitement stable dite "tension régulée" obtenue à l'aide d'un composant appelé un régulateur et qui est intégré dans la carte Arduino). Le 5V régulé fourni par cette broche peut donc provenir soit de la tension d'alimentation VIN via le régulateur de la carte, ou bien de la connexion USB (qui fournit du 5V régulé) ou de tout autre source d'alimentation régulée.
- ❖ **3V3** : Une alimentation de 3.3V fournie par le régulateur de 3,3v de la carte est disponible : ceci est intéressant pour certains circuits externes nécessitant cette tension au lieu du 5V). L'intensité maximale disponible sur cette broche est de 50mA.

II-2-3- Protection du port USB contre la surcharge en intensité

La carte Arduino Uno intègre un poly-fusible réinitialisable qui protège le port USB de votre ordinateur contre les surcharges en intensité (le port USB est généralement limité à 500mA en intensité). Bien que la plupart des ordinateurs aient leur propre protection interne, le fusible de la carte fournit une couche supplémentaire de protection. Si plus de 500mA sont appliquées au port USB, le fusible de la carte coupera automatiquement la connexion jusqu'à ce que le court-circuit ou la surcharge soit stoppé.

II-2-4-Gestion des mémoires dans la carte ARDUINO

L'ATmega 328 a 32Ko de mémoire FLASH pour stocker le programme (dont 0.5Ko également utilisés par le bootloader).L'ATmega 328 a également 2ko de mémoire SRAM

(volatile) et 1Ko d'EEPROM (non volatile – mémoire qui peut être lue à l'aide de la librairie EEPROM).

II-2-5-les entrées/sorties numériques

Chacune des 14 broches numériques de la carte UNO (numérotées des 0 à 13) peut être utilisée soit comme une entrée numérique, soit comme une sortie numérique, en utilisant les instructions `pin Mode ()`, `digitalWrite ()` et `digital Read ()` du langage Arduino. Ces broches fonctionnent en 5V. Chaque broche peut fournir ou recevoir un maximum de 40mA d'intensité et dispose d'une résistance interne "résistance de rappel" (pull-up) (déconnectée par défaut) de 20-50 KOhms. Cette résistance interne s'active sur une broche en entrée à l'aide de l'instruction `digitalWrite (broche, HIGH)`.

Il y a entre ces broches celles qui ont des fonctionnalités en plus :

- **Communication série** : Broches 0 (RX) et 1 (TX). Utilisées pour recevoir (RX) et transmettre (TX) les données séries de niveau TTL. Ces broches sont connectées aux broches correspondantes du circuit intégré ATmega8U2 programmé en convertisseur USB-vers-série de la carte (composant qui assure l'interface entre les niveaux TTL et le port USB de l'ordinateur). On fait appel à la transmission série à travers ces broches avec l'instruction **Serial.print ()**, à condition que le câble USB soit déconnecté, sinon il va y avoir un chevauchement.
- **Interruptions Externes** : Broches 2 et 3. Ces broches peuvent être configurées pour déclencher une interruption sur une valeur basse, sur un front montant ou descendant, ou sur un changement de valeur. Voir l'instruction **attachInterrupt ()** pour plus de détails.
- **Impulsion PWM (largeur d'impulsion modulée)** : Broches 3, 5, 6, 9, 10, et 11. Fournissent une impulsion PWM 8-bits à l'aide de l'instruction **analogWrite ()**.
- **SPI (Interface Série Périphérique)** : Broches 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO), 13 (SCK). Ces broches supportent la communication SPI (Interface Série Périphérique) disponible avec la librairie pour communication SPI. Les broches SPI sont également connectées sur le connecteur ICSP.
- **I2C** : Broches 4 (SDA) et 5 (SCL), Supportent les communications de protocole I2C, disponible en utilisant la librairie Wire/I2C.

- **LED** : Broche 13. Il y a une LED incluse dans la carte connectée à la broche 13. Lorsque la broche est au niveau HAUT, la LED est allumée, lorsque la broche est au niveau BAS, la LED est éteinte.

II-2-6- Les entrées analogiques

La carte Uno dispose de 6 entrées analogiques (numérotées de 0 à 5), chacune pouvant fournir une mesure d'une résolution de 10 bits (c.à.d. sur 1024 niveaux soit de 0 à 1023) à l'aide de la très utile fonction **analogRead ()** du langage Arduino. Par défaut, ces broches mesurent entre le 0V (valeur 0) et le 5V (valeur 1023), mais il est possible de modifier la référence supérieure de la plage de mesure en utilisant la broche AREF et l'instruction **analogReference ()** du langage Arduino.

NB : les broches analogiques peuvent être utilisées en tant que broches numériques : elles sont numérotées en tant que broches numériques de 14 à 19, aux cas où le nombre de broches numériques n'est suffisant.

- Autres broches

Il y a deux autres broches disponibles sur la carte :

- ✚ **AREF** : Tension de référence pour les entrées analogiques (si différent du 5V), utilisée avec l'instruction `analogReference ()`. Elle s'utilise pour réduire
- ✚ **Reset** : Mettre cette broche au niveau BAS entraîne la réinitialisation (= le redémarrage) du microcontrôleur. Typiquement, cette broche est utilisée pour ajouter un bouton de réinitialisation sur le circuit qui bloque celui présent sur la carte.

On peut voir les différentes broches de la carte et leurs fonctions à travers la figure suivante :

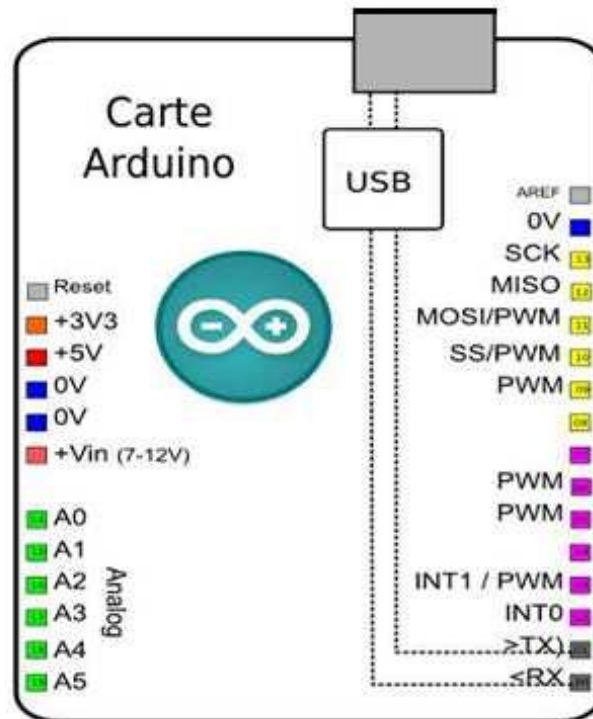


Figure 2-10 Brochage de la carte ARDUINO UNO

II-2-7- ARDUINO et la communication avec l'extérieur

La carte Arduino Uno dispose de toute une série de facilités pour communiquer avec un ordinateur, une autre carte Arduino, ou avec d'autres microcontrôleurs.

L'ATmega 328 dispose d'une UART (Universal Asynchronous Receiver Transmitter ou émetteur-récepteur universel asynchrone en français) pour communication série de niveau TTL (5V) et qui est disponible sur les broches 0 (RX) et 1 (TX).

Un circuit intégré ATmega8U2 sur la carte assure la connexion entre cette communication série vers le port USB de l'ordinateur et apparaît comme un port COM virtuel pour les logiciels de l'ordinateur. Le code utilisé pour programmer l'ATmega8U2 utilise le driver standard USB COM, et aucun autre driver externe n'est nécessaire.

Le logiciel Arduino (dont l'on va parler dans le chapitre suivant) inclut une fenêtre terminal série (ou moniteur série) sur l'ordinateur et qui permet d'envoyer des textes simples depuis et vers la carte Arduino. Les LEDs RX et TX sur la carte clignote lorsque les données sont transmises via le circuit intégré USB vers-série et la connexion USB vers l'ordinateur (mais pas pour les communications série sur les broches 0 et 1). Une librairie Série Logicielle permet

également la communication série (limitée cependant) sur n'importe quelle broche numérique de la carte UNO.

L'ATmega 328 supporte également la communication par protocole I2C et SPI :

- ✓ Le logiciel Arduino inclut la librairie **Wire** qui simplifie l'utilisation du bus I2C.
- ✓ Pour utiliser la communication SPI (Interface Série Périphérique), la librairie pour communication SPI est disponible, il suffit de la faire inclure dans le programme au niveau du logiciel Arduino lors de la programmation.

- Dimension de la carte

Les longueurs et largeurs maximales de la Uno sont respectivement 6.86 cm et 5.33 cm, avec le connecteur USB et le connecteur d'alimentation Jack s'étendant au-delà des dimensions de la carte. Quatre trous de vis permettent à la carte d'être fixée sur une surface ou dans un boîtier (pour l'embarquer sur un système). Noter que la distance entre les broches 7 et 8 est de 0.16 pouces, et 0.1 pouces séparant les autres broches.

II-2-8-Le microcontrôleur ATmega328

Le microcontrôleur utilisé sur la carte ARDUINO UNO est un microcontrôleur ATmega328. C'est un microcontrôleur ATMEL de la famille AVR 8bits.

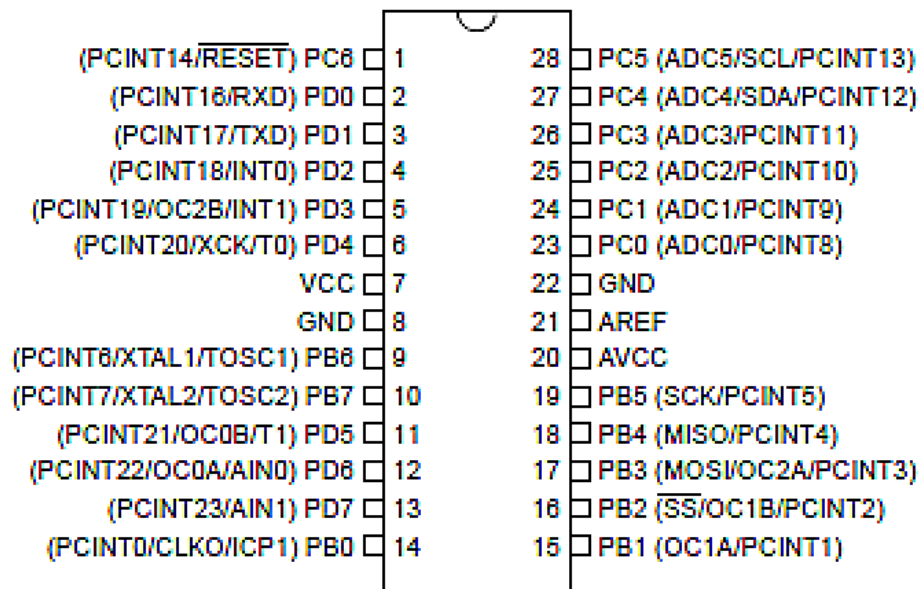


Figure 2-11 : le microcontrôleur ATmega328

II-2-9- Les principales caractéristiques de l'ATMega328

Le microcontrôleur ATMega328 de Atmel dispose :

- De 14 broches numériques d'entrées/sorties, dont 6 peuvent être utilisées en sorties PWM (largeur d'impulsion modulée), réparties selon l'ordre suivant : OC0A(PD6), OC0B(PD5), OC1A(PB1), OC1B(PB3) OC2A(PB3), OC2B(PD3) et 2 (0 et 1) pour réception/émission série).
- De 6 entrées analogiques (qui peuvent également être utilisées en broches entrées/sorties numériques). Ces entrées /sorties sont réparties sur trois ports : PortB, PortC, PortD (soit 23 broches E/S en tout).
- D'un courant max par broches E /S = 40mA.
- D'un courant max sur sortie 3,3V = 50mA.
- D'une mémoire Flash de 32KB dont 512B utilisée par le bootloader.
- D'une mémoire SRAM de 2KB.
- D'une mémoire EEPROM de 1KB.

Il contient aussi trois compteurs (Timer0, Timer1, Timer2), le Timer0 et le Timer2 sont à comptage 8 bits, le Timer1 il est à comptage 16 bits. Chaque Timer peut être utilisé pour générer deux signaux PWM. Certaines broches peuvent avoir plusieurs fonctions différentes choisies par programmation :

PWM = pour l'utilisation de la PWM, le ATMega a 6 broches qui peuvent servir à cette fonction qui sont les broches OC0A(PD6), OC0B(PD5), OC1A(PB1), OC1B(PB3), OC2A(PB3), OC2B(PD3).

Convertisseur Analogique /Numérique = le ATMega328 possède un convertisseur Analogique /Numérique d'une résolution de 10bits, ce convertisseur peut être utilisé à travers 6 entrées multiplexées de ADC0(PC0) jusqu'à ADC5(PC5).

Gestion bus I2C = ce bus est exploité via les deux broches SDA(PC5)/SCL PC4).

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

Comparateur Analogique = le comparateur analogique intégré dans le ATMega peut être utilisé à travers les deux broches AIN0(PD6) et AIN1 (PD7), ce comparateur peut déclencher une interruption.

Watchdog Timer programmable : l'ATMega possède un compteur dit de chien de garde programmable pour générer des interruptions à la fin de son comptage et il peut être utilisé comme étant un simple compteur.

Gestion d'interruptions (24 sources possibles) : en résumé

- Interruptions liées aux entrées INT0 (PD2) et INT1 (PD3).
- Interruptions sur changement d'état des broches PCINT0 à PCINT23.
- Interruptions liées aux Timers 0, 1 et 2 (plusieurs causes configurables).
- Interruption liée au comparateur analogique.
- Interruption de fin de conversion ADC.
- Interruptions du port série USART.
- Interruption du bus I2C.

III- Le module de transmission

Il existe plusieurs technologies de transmission sans fil dans le domaine des télécommunications, et chaque une de ces technologies diffère des autres en fonction de ses performances, ses avantages, sa gamme de fréquence de travail...

Dans notre projet on a utilisé la technologie Bluetooth vu ses avantages et ses performances et sa simplicité de mise en œuvre.

III -1 Historique

Le mot Bluetooth fait référence à un roi Viking du 10^{ème} siècle Harald Blatand.

Son nom, Blatand est devenu bluetooth dans un anglais récent. La traduction littérale de ce mot donne Harald à la dent bleue, se surnom lui viendrait du fait qu'il appréciait énormément les bleuets (plus connu sous le nom de myrtille) et qu'elles lui coloraient les dents en bleu. Il unifia la Norvège et le Danemark en préférant la consultation et la coopération plutôt que d'utiliser la puissance des armes.

L'instigateur de la norme bluetooth, Ericsson, a trouvé que ce nom serait parfait pour une technologie qui a pour but d'unifier les connections entre les ordinateurs et les appareils de télécommunication. Ericsson était un géant des télécoms norvégiens c'est pourquoi leur choix c'est porté sur un roi Viking plutôt qu'un autre.



Figure 2-13 : symbole de Bluetooth

III-2- Le module Bluetooth de sparkfun

La transmission du signal de l'ECG acquis par la carte Arduino vers le smartphone se fait via Bluetooth, et pour cela on a choisis le module « **BlueSMiRF** » du groupe Sparkfun, qui est compatible avec la carte Arduino et sans utiliser aucun circuit externe. Ce module dispose de six broches de connexion : Vcc, Gnd, Rx, Tx, CTS, RTS, et deux Leds (verte et rouge), une antenne miniaturisée intégré (dans la suite on va décrire tout ces broches, et le rôle de ces deux Leds).

III-2-1- Les caractéristique du module BlueSMiRF

Le module **BlueSMiRF** possède plusieurs caractéristiques techniques, ces caractéristiques sont présentées dans le tableau suivant :

Caractéristiques	propriétés
Classe	1
Consommation	25mA
Gamme de fréquence	De 2.4 à 2.524GHz
Rapidité de modulation	De 2400 à 115200bps
Tension d'alimentation	Entre 3,3 et 6V
Plage de température de fonctionnement	Entre -40 et +70°C
Porté	Environ 100m
Protocole de Communication	UART
Dimensions	0.15x0.6x1.9 inch

Figure 2-14 : Caractéristiques du module BlueSMiRF

III-2-2 Brochage de module blueSMiRF

Comme nous l'avons vu précédemment le module BlueSMiRF dispose de six pins qui sont :

- **VCC-Gnd** : BlueSMiRF peut être alimenté avec une alimentation comprise entre 3,3V et 6V, dans notre projet nous l'avons alimenté avec les 5V que dispose la carte Arduino et ça pour éviter l'encombrement d'ajouté une autre alimentation spécialement pour ce module.
- **RX-I (Receive into)** : cette broche est utilisée pour la réception série des données, cette broche doit être connectée à la broche Tx de l'émetteur, dans notre cas elle va être connectée à la broche 1 de la carte Arduino.
- **Tx-O (Transmit from)** : comme Rx se charge de la réception des données, cette broche se charge de la transmission série des données cette broche à son tour doit être connectée à la broche Rx du récepteur, qui est la broche 2 de la carte Arduino.

- **CTS-I (Clear To Send) et RTS-O (Ready To Send)** : s'utilisent pour le contrôle du flux (dans notre projet nous ne les avons pas utilisés).

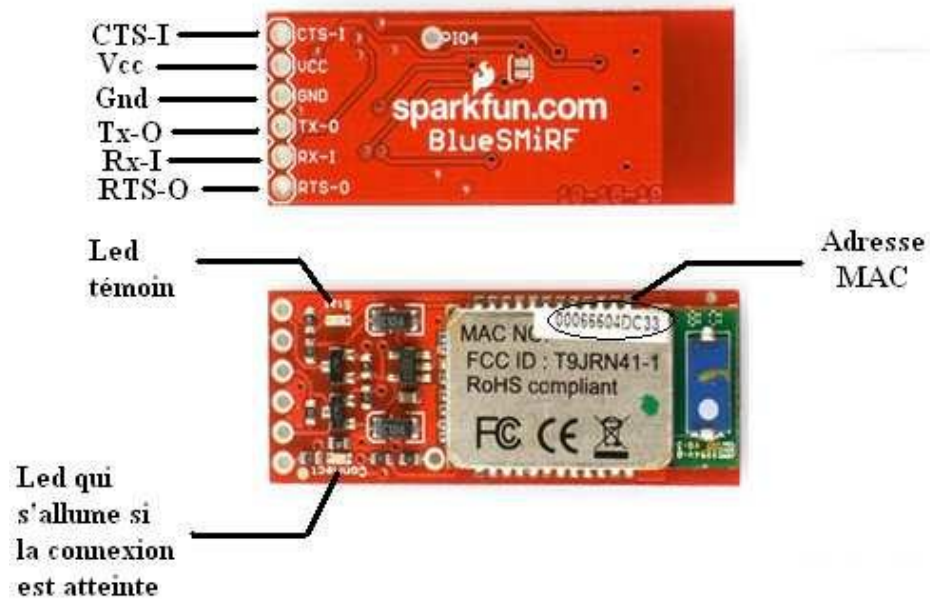


Figure 2-15 : Brochage de module BlueSMiRF

- Brochage du module BlueSMiRF avec la carte ARDUINO

On utilise pour la communication avec le module Bluetooth les deux broches Tx et Rx de la carte Arduino : la pin Rx vers Tx de la carte et la pin Tx vers Rx de la carte. La figure suivante nous permet de voir ce brochage.

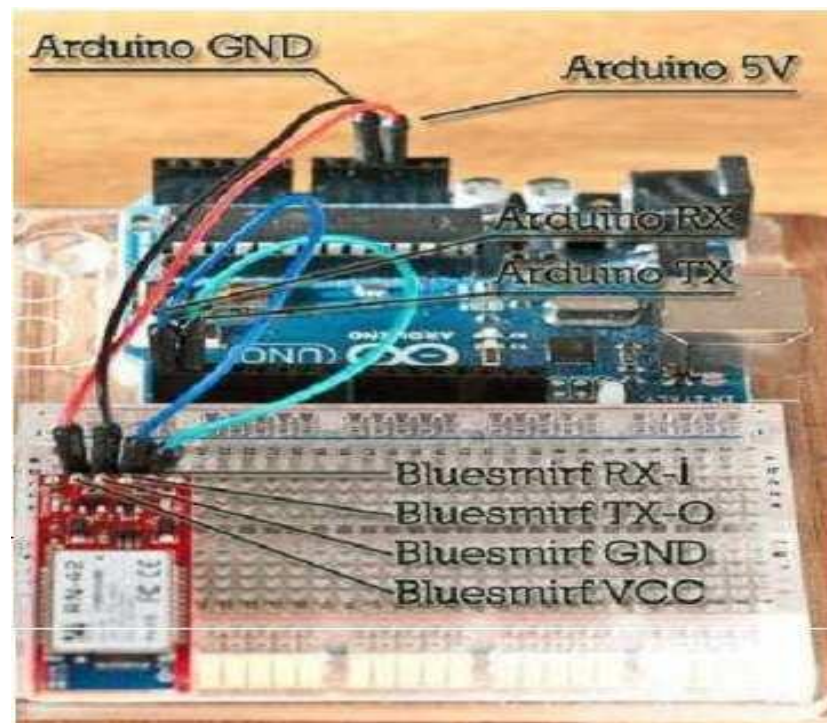


Figure 2-16 : Brochage de module BlueSMiRF avec ARDUINO

IV-Le module de stockage

Le stockage du signal ECG acquis par la carte ARDUINO se fait avec un module microSD. pour cela, nous avons choisi le module du groupe **catalex**, compatible avec la carte ARDUINO. Ce module dispose de six broches de connexion (VCC, GND, CS, SCK, MOSI et MISO).

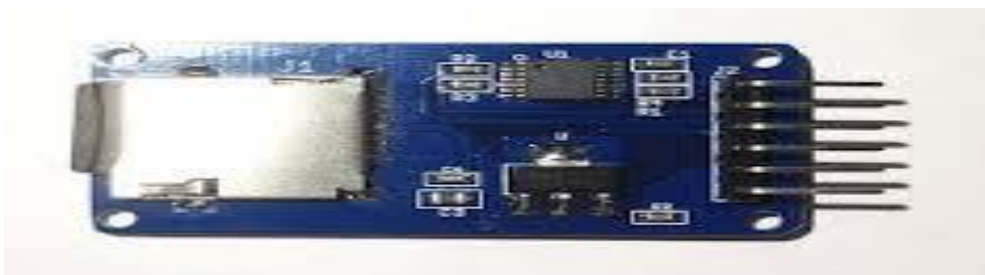


Figure 2-17 : Le module microSD carte

- Caractéristiques

Le module microSD carte possède les caractéristiques présentées sur le tableau suivant :

	min	Valeurs typique	Max	Unités
VCC	4.5	5	5.5	Volt
Courant	0.2	80	200	mA
Niveau de l'interface	3.3 ou 5			Volt
Capacité mémoire	Micro SD (<=2G), Micro SDHC (<=32G)			_
Taille	42X24X12			mm

Figure 2-18 : Caractéristique du module microSD [9].

- Brochage avec la carte ARDUINO

Comme nous l'avons vu précédemment, le module microSD carte dispose de six pins qui sont :

VCC, GND : le module microSD carte peut être alimenté par une tension comprise entre 4.5V et 5.5 V. dans notre projet on a alimenté avec 5V.

CKS, MISO, MOSI (System Clock, Master In Slave Out, Master Out Slave In): utiliser pour le bus SPI.

CS (Slave Select): bit de selection.

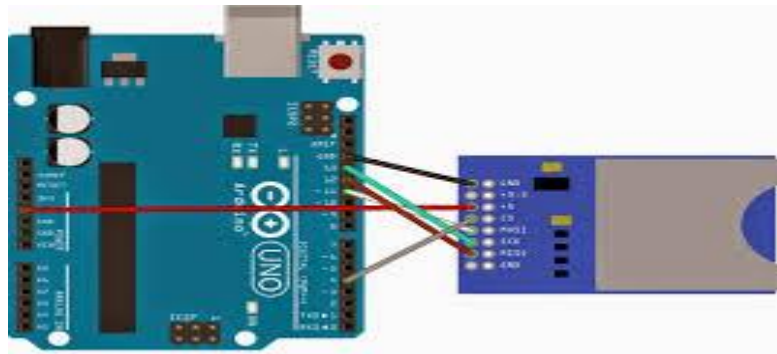


Figure 2-19 : Brochage du module avec la carte ARDUINO

Les broches du module	Les pins de la carte ARDUINO
GND	GND
VCC	5V
CS	Pin4
CSK	Pin13
MISO	Pin12
MOSI	Pin11

Figure 2-20 : Brochage du module avec l'ARDUINO

Chapitre III

Conception logicielles et validation expérimentale

I- Introduction

Ce chapitre sera consacré à la description des différents logiciels que nous avons utilisés au cours de notre travail.

Nous commençons tout d'abord par l'éditeur Arduino qui est une application Java, sur laquelle le programme est écrit, puis on passera à l'éditeur de développement d'application Android (Eclipse).

II- Environnement de programmation Arduino

La carte Arduino présente le noyau de la partie numérique. Pour qu'on puisse la programmer, on doit disposer du logiciel compatible avec cette carte. Ce logiciel est Arduino IDE (Espace de développement Intégré), qui porte le nom même de la carte Arduino.

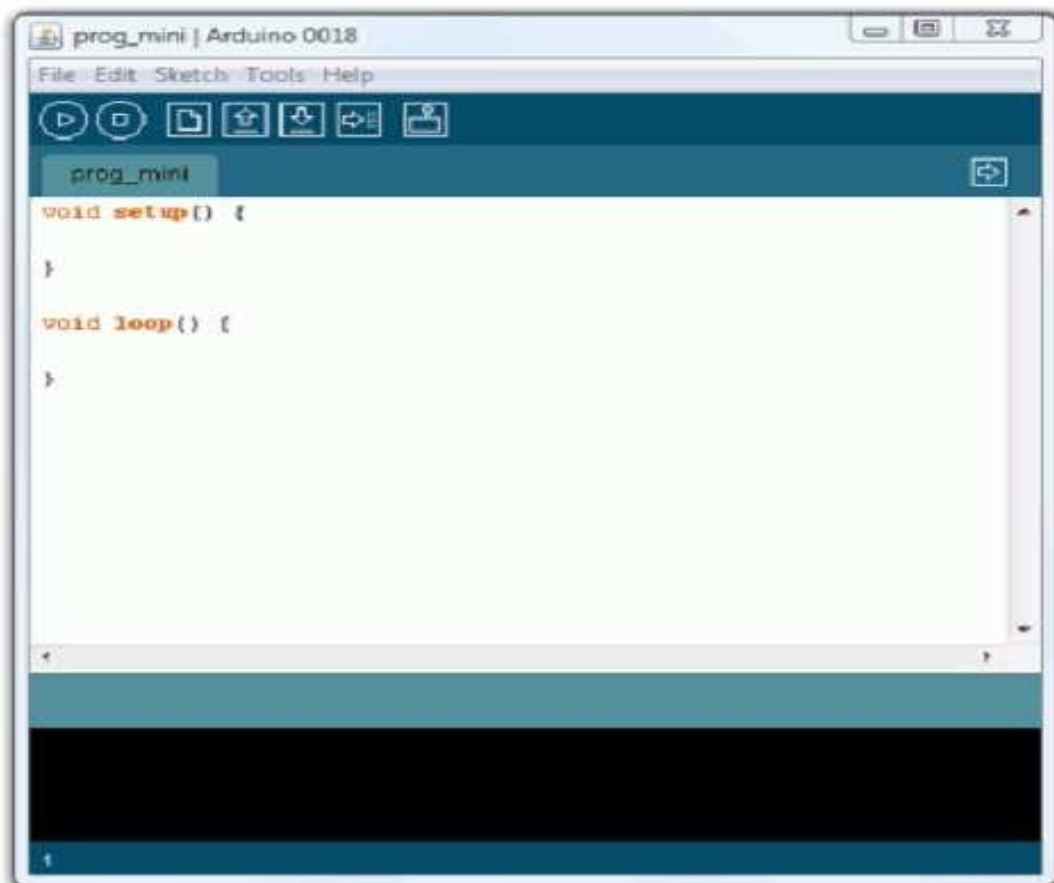


Figure 3-1 : Fenêtre principale de l'environnement de programmation ARDUINO

II-1- description du logiciel Arduino

Le logiciel Arduino a pour fonctions principales :

- ✓ Le pouvoir d'écrire et compiler des programmes pour la carte Arduino.
- ✓ De se connecter avec la carte Arduino pour y transférer les programmes.
- ✓ De communiquer avec la carte Arduino.

Cet espace de développement intégré (EDI) dédié au langage Arduino et à la programmation des cartes Arduino.

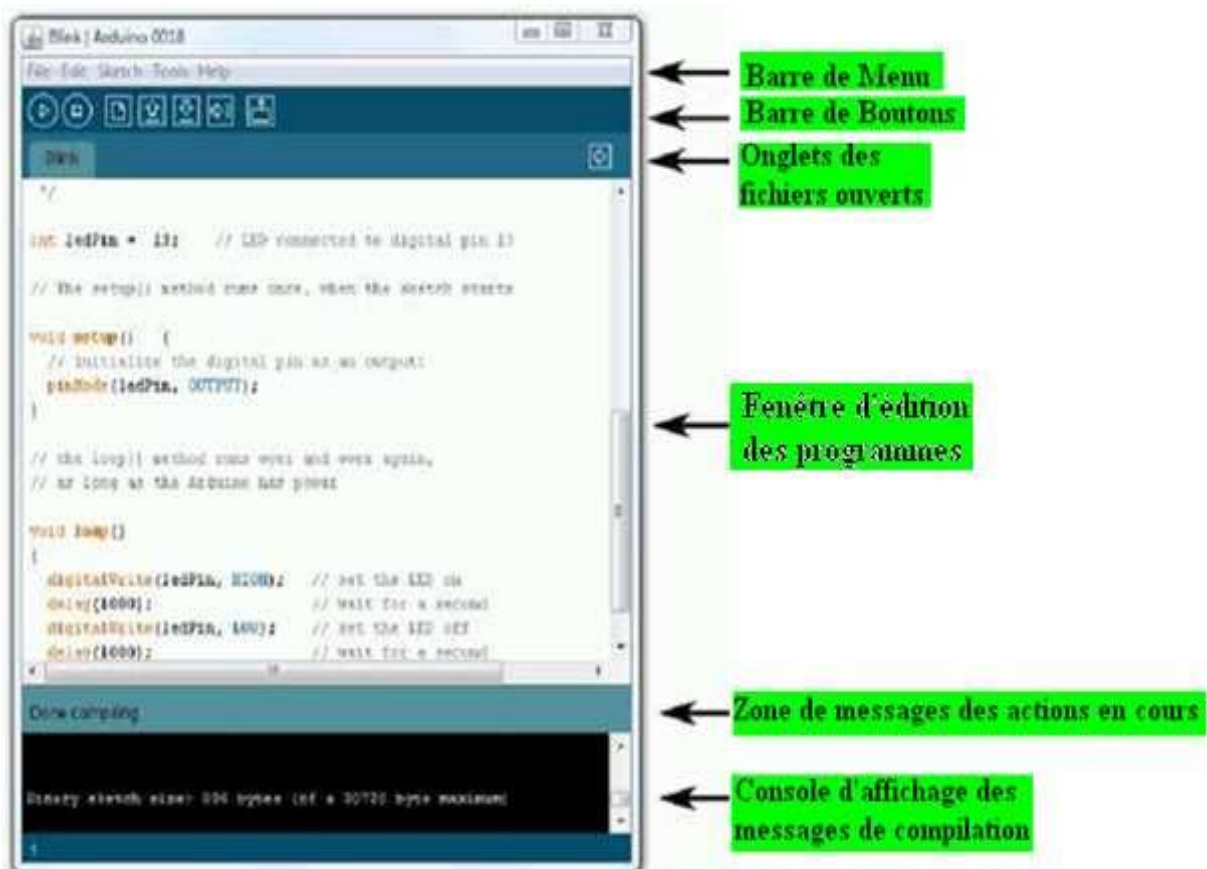


Figure 3-2 : Les différentes parties de la fenêtre principale du logiciel Arduino

Il comporte :

- ❖ une **BARRE DE MENUS** : comme pour tout logiciel une interface graphique (GUI).
- ❖ une **BARRE DE BOUTONS** : cette barre nous donne un accès direct aux fonctions essentielles du logiciel, elle importe au logiciel une simplicité d'utilisation.
- ❖ un **EDITEUR (à coloration syntaxique)** : c'est dans cette espace où on va écrire notre programme, il dispose aussi des onglets de navigation.

- ❖ une **ZONE DE MESSAGES** : permet d'afficher et d'indiquer l'état des actions en cours (ex : vérification, téléversement).
- ❖ une **CONSOLE TEXTE** : elle permet d'afficher les messages concernant le résultat de la compilation du programme (il nous indique s'il y a des erreurs).
- ❖ un **MONITEUR SERIE** : ce moniteur est utilisé pour la visualisation des données (message, valeurs, caractères) transmises vers l'ordinateur via le câble USB connecté à la carte Arduino et d'envoyer des caractères vers la carte Arduino.

Cette fonctionnalité facilite la mise au point des programmes, l'affichage de l'état des variables d'un programme de calculs ou de mesures ainsi que le résultat de la conversions analogique-numérique : un élément essentiel pour améliorer, tester et corriger ses programmes.

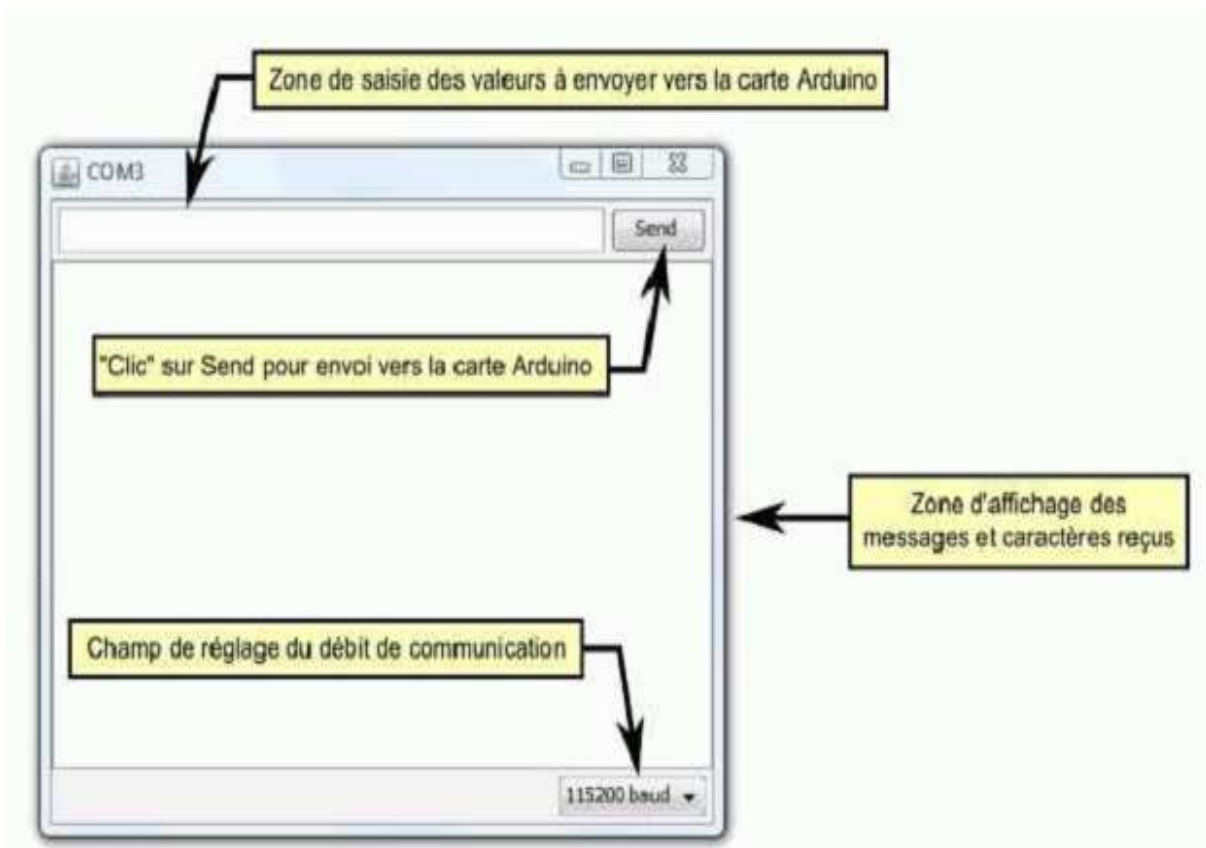


Figure 3-3 : Fenêtre associée au moniteur série

II-1-1- Description de la barre des boutons

La barre des boutons nous permet de vérifier la syntaxe, le transfert des programmes, la création, l'ouverture et la sauvegarde d'un code écrit. Elle permet aussi d'ouvrir le moniteur série. Elle dispose de sept boutons ou icônes :



Figure 3-4 : Structure de la barre des boutons



Vérifier/compiler : ce bouton nous permet de vérifier s'il y a des erreurs dans le programme en sélectionnant la ligne où se trouve l'erreur.



Stop : ce bouton oblige le moniteur série ou les autres boutons activés à s'arrêter.



Nouveau : en appuyant sur cette icône, une fenêtre d'édition vide s'ouvre pour la saisie d'un nouveau programme.



Transférer ou téléverser vers la carte : ce bouton permet de compiler votre code et de le transférer vers la carte Arduino.



Ouvrir : il suffit de cliquer sur ce bouton pour accéder à la liste de tous les programmes qui se trouvent dans le «livre de programmes». Cliquer sur l'un des programmes l'ouvre dans la fenêtre courante.



Sauvegarder : avant de quitter le programme saisi, il faut l'enregistrer, et ça peut se faire en cliquant sur cette icône.



Moniteur série : pour ouvrir la fenêtre du moniteur série il suffit d'appuyer sur ce bouton.

II-1-2- Description de la barre des menus :

Le logiciel Arduino est équipé d'une barre dit des menus qui contient un ensemble de menus (d'où le nom "Barre des menus") permettant de faire la gestion du programme (**figure 3-5**).



Figure 3-5 : La barre des menus

Cette barre contient les icônes suivantes :

- **File (Fichier)** : ce menu contient les différentes options de création, d'ouverture, de sauvegarde, d'impression d'un programme, ou l'ouverture d'un exemple parmi les exemples qui accompagnent le logiciel Arduino.
- **Edite (Editer)** : ce menu contient les options de copier/coller, sélection, et les options de recherche.
- **Sketch (Programme ou séquence)** : ce menu contient les différentes fonctions de la barre des boutons, ainsi que les options d'ajout de bibliothèques ou de fichiers.
- **Tools (Outils)** : c'est dans ce menu qu'on sélectionne le type de carte à programmer, et le port série utilisé ainsi que la fonction de chargement du *bootloader* dans l'ATmega.
- **Help (Aide)** : ce menu est fait pour donner de l'aide concernant les différents problèmes rencontrés au niveau du logiciel Arduino.

II-2- Les étapes de téléversement d'un programme vers la carte ARDUINO :

Une fois le programme est saisi (première phase), une deuxième phase consiste à vérifier s'il y a des erreurs dans le programme, et pour la faire il suffit de cliquer sur le bouton de vérification se trouvant à l'extrémité gauche de la barre des boutons et attendre un petit moment.

Après cette vérification s'il y a des erreurs, un message en orange s'affiche au-dessus de l'onglet d'édition des programmes indiquant qu'elle est l'erreur et la ligne où elle se trouve (pour la correction des erreurs, il suffit de consulter l'aide disponible dans la barre des menus). Une fois la correction des erreurs est terminée, on passe à la phase de la sélection du type de la carte à programmer et le port série sur lequel est branchée cette carte, ce petit réglage peut se faire à l'aide du menu Tools (Outils). Une fois terminé il reste qu'à cliquer sur le bouton de téléversement qui se trouve dans la barre des boutons juste avant le bouton du moniteur série.

Si tout marche bien les deux LEDs Rx et Tx de la carte s'allument, sinon un message d'erreur s'affiche dans la console des messages de compilation.

A ce niveau la carte est programmée et prête pour l'exécution du programme, il suffit juste de la mettre sous tension et de lui brancher les composants ou les éléments nécessaire pour le bon déroulement du processus à exécuter.

III- Programmation sous Android et éclipse

III -1- Introduction

Android est un système d'exploitation pour Smartphones, tablettes tactiles, PDA et terminaux mobiles. C'est un système open source, utilisant le noyau Linux, conçu par Android, une startup rachetée par Google.

III- 2- L'environnement de développement sous Android

Afin de développer des applications un ensemble d'outils est nécessaire. Vu que les procédures d'installation de ces outils sont assez longues, alors on contentera juste d'évoquer les outils et leurs intérêts.

III-2-1- Le JDK (Java Development Kit)

Les applications développées pour Android étant essentiellement java ; un langage de programmation orienté objet qui a la particularité d'être portable. Cela signifie qu'un programme Java, fonctionnant sur Windows (par exemple), pourrait facilement tourner sur Mac ou GNU/Linux.

Cette petite prouesse vient du fait que Java s'appuie sur une machine virtuelle pour s'exécuter (appelée là. JVM). Pour avoir une JVM sur votre ordinateur, il vous faut télécharger, le JRE Ce dernier contient, en plus de la JVM, des bibliothèques Java standards.

La JVM ne lit pas directement le code Java. Elle lit un code compilé (le byte code)

Pour passer du code Java, que le développeur écrit, au code compile, lu par la JVM, des outils spéciaux sont nécessaires. Ces outils sont inclus dans le JDK. De plus, le JDK contient le JRE (et donc la machine virtuelle), ce qui est bien pratique

Pour résumer, on dira que :

- Pour un simple utilisateur de Java : il doit avoir le JRE ;
- Pour un développeur : il aura besoin des outils du JDK.

III-2-2- Le SDK (Software Development Kit) Android

Un SDK, c'est-à-dire un kit de développement logiciel, est un ensemble d'outils qui met à disposition un éditeur afin de permettre de développer des applications pour environnement précis. Le SDK Android permet, donc, de développer des applications pour Android et uniquement pour Android. Une fois ceci terminé, nous nous retrouvons avec les différentes versions d'Android installées sur le système comme le montre la figure suivante :

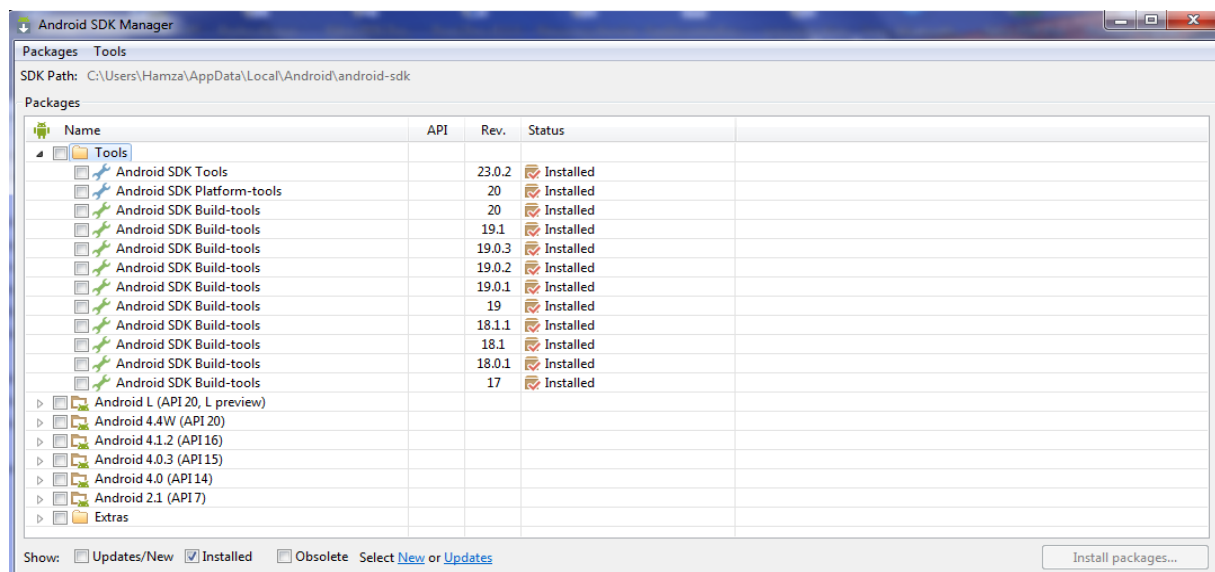


Figure 3-6 : Android SDK manager

En regardant bien le nom des paquets, vous remarquerez qu'ils suivent tous un même motif. Il est écrit à chaque fois : Android [un nombre] (API [un autre nombre]). La présence de ces nombres s'explique par le fait qu'il existe plusieurs versions de la plateforme en circulation. Le premier nombre correspond à la version d'Android et le second à la version de l'API Android associée. Quand on développe une application, il faut prendre en compte ces numéros, puisqu'une application développée pour une version précise d'Android ne fonctionnera pas pour les versions antérieures.

III-2-3- L'IDE Eclipse

Eclipse est un environnement de développement intègre. C'est un logiciel qui permet d'écrire un programme beaucoup plus facilement qu'avec le simple Bloc-notes. Outre la coloration du code, il permet d'apporter des outils très pratiques pour compiler vos programmes, les déboguer, etc. Il peut être utilisé pour programmer avec n'importe quel type de langage, mais nous l'utiliserons pour faire du Java.

De plus, Eclipse est conçu pour pouvoir être complète avec des plugins (extension).

Ainsi, il existe un plugin pour développer des applications Android que nous verrons dans la partie suivante.

III-2-4- Le plugin ADT pour Eclipse

Google fournit un plugin pour Eclipse, nommé ADT (Android Development Tools).

La fonction principale de ce plugin est de créer un pont entre Eclipse et le SDK Android.

- installation de plugin ADT

- ❖ Nous lançons Eclipse puis dans le menu « Help » >> « Install new software », une fenêtre s'ouvre alors et nous configurons les dépôts Google Android pour avoir le plugin AVD intégré à notre IDE.
- ❖ Nous cliquons sur le bouton « Add » en haut à droite de la fenêtre.
- ❖ Nous renseignons les champs suivants :
 - ✓ Name : Android (ou autre).
 - ✓ Location : <http://dl-ssl.google.com/android/eclipse/>.

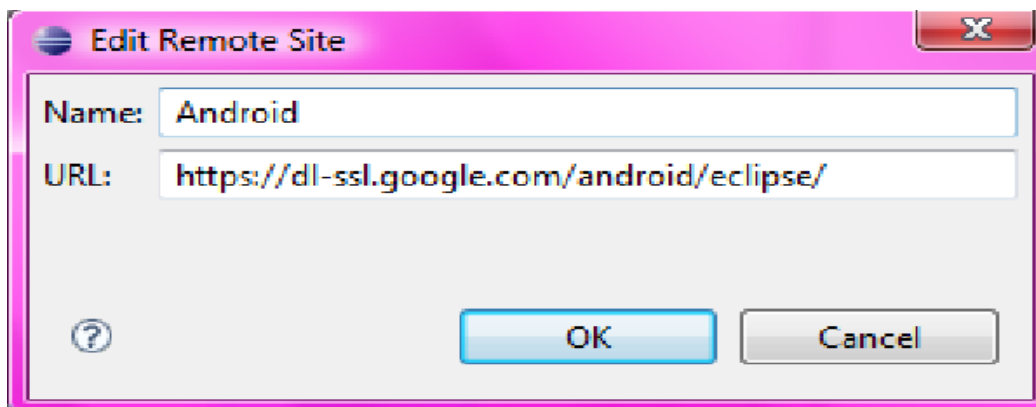


Figure 3-7 : URL d'extension

- Après rafraîchissement, Eclipse affiche les plugins disponibles. Nous sélectionnons le « Android DDMS » et le « Android development Tools ».
- Nous validons les étapes suivantes et nous redémarrons Eclipse.

- Maintenant que Eclipse reconnaît les plugins, sous Window-> Preferences->Android nous indiquons le chemin d'Android SDK : C:\android-sdk\ dans notre cas :

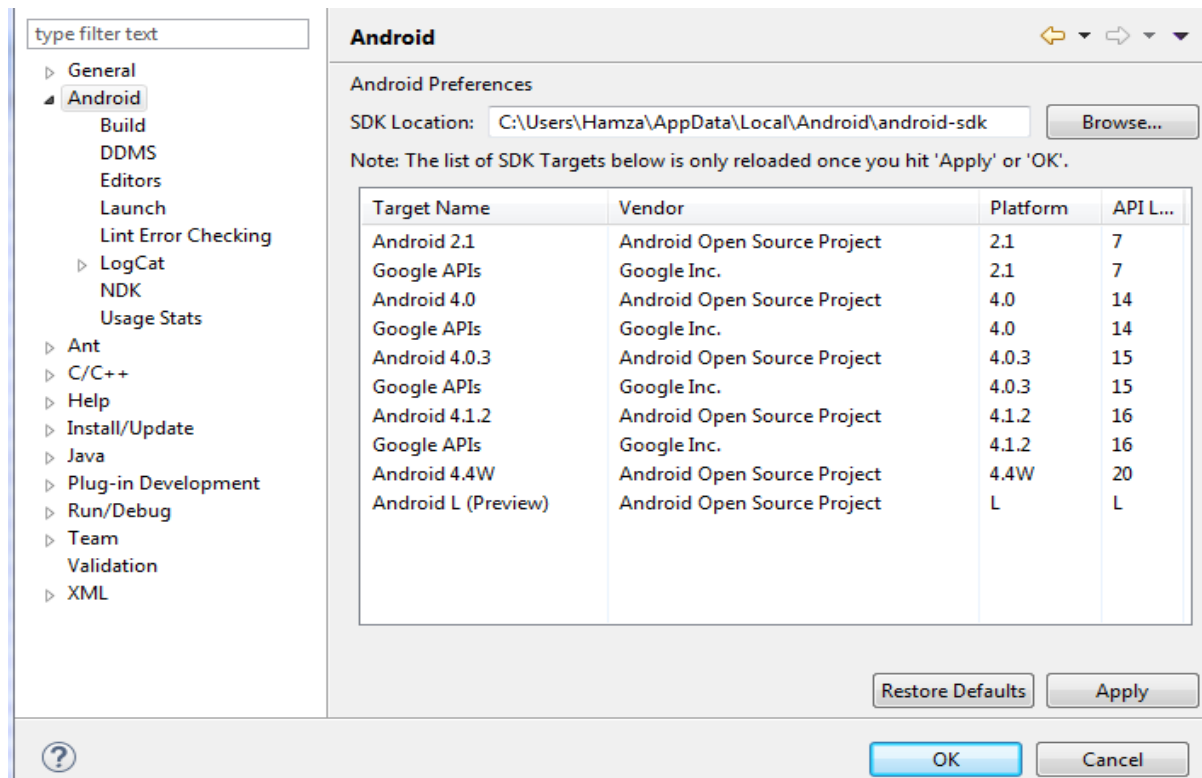


Figure 3-8 Liste des chemins

La configuration d'Android et d'Eclipse est maintenant opérationnelle.

III-2-5- L'émulateur de téléphone (Android Virtual Device)

L'Android Virtual Device, aussi appelé AVD, est un émulateur de terminal sous Android, c'est-à-dire que c'est un logiciel qui fait croire à votre ordinateur qu'il est un appareil sous Android. C'est la raison pour laquelle vous n'avez pas besoin d'un périphérique sous Android pour développer et tester la plupart de vos applications. En effet, une application qui affiche un calendrier par exemple peut très bien se tester dans un émulateur, mais une application qui exploite le GPS doit être éprouvée sur le terrain pour que l'on soit certain de son comportement.

III-3- Structure d'un projet

Le système de construction d'un programme Android est organisé sous la forme d'une arborescence de répertoires spécifiques à un projet, exactement comme n'importe quel projet Java. Les détails, cependant, sont spécifiques à Android. Voici un rapide tour d'horizon de la structure d'un projet :

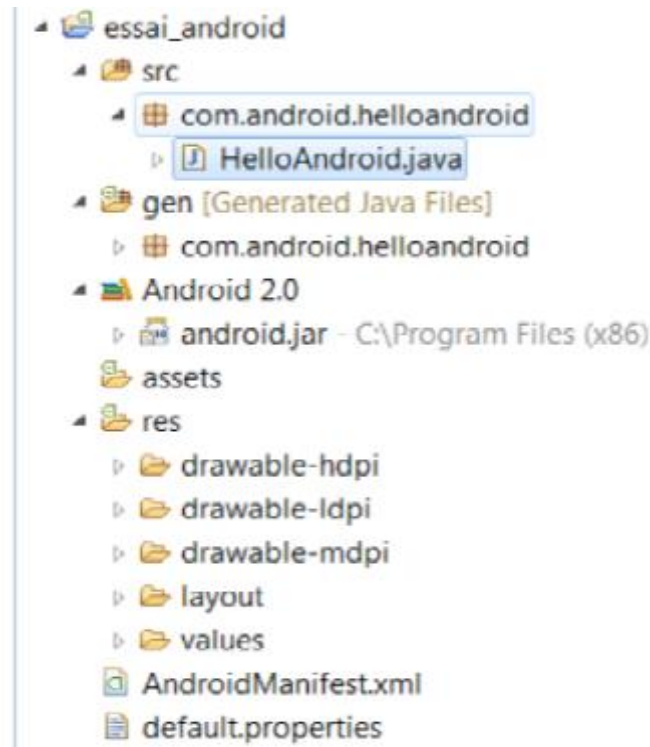


Figure 3-9 L'arborescence d'un projet

Tout comme bon nombre de technologies actuelles, les sources d'une application Android possèdent une structure bien définie qui doit être respectée. Ces arborescences permettent non seulement de rendre les projets plus lisibles et organisés, mais aussi de simplifier le développement. Lors de la création d'un nouveau projet, voici l'arborescence qui est automatiquement générée :

src : répertoire contenant l'ensemble des sources du projet. Il contient les classes, de type activité, qui gèrent entre autre le cycle de vie, mais aussi les classes permettant de piloter les différentes fonctions de l'application ;

gen : répertoire contenant l'ensemble des fichiers générés par le plugin correspondant à l'environnement de développement. Aucune modification ne doit être faite dans ces fichiers ;

androidManifest.xml : fichier **XML** décrivant l'application et ses composants, tels que les activités, les services, etc. Lors de la création d'une activité, une erreur courante pour un premier projet Android est d'oublier de la déclarer dans le fichier **Manifest**.

C'est une étape indispensable pour le fonctionnement de l'application. Le **Manifest** est, en quelque sorte, la carte d'identité de l'application, et permet d'autoriser l'exécution des activités et autres actions de l'application.

res : répertoire contenant toutes les ressources telles que les images, les vues de l'interface graphique, etc., nécessaires à l'application. Ce répertoire est structure par défaut de la manière suivante :

res/xml: contient les fichiers

res/drawable: contient les ressources de type image;

res/layout : contient les descriptions des interfaces graphiques au format (les vues) ;

res/menu: contient la description des menus, composants très courants d'une vue :

res/values: contient diverses ressources, telles que les textes, qui sont empaquetées sans aucun traitement.

Au moment de la compilation du projet, l'application finale est générée au format APK, dans le répertoire bin de l'arborescence. C'est ce fichier qu'il faut ensuite déployer sur les équipements, afin de pouvoir faire tourner l'application.

IV - Création d'un projet Android

Nous allons décrire les étapes de création d'un simple projet Android.

IV-1- création d'un AVD :

Afin de tester notre application, nous allons utiliser l'émulateur Android. Il faudra donc créer un *Android Virtual Device* (AVD). Un AVD décrit les paramètres systèmes et les composants de notre émulateur.

Pour créer un AVD :

- 1- Nous lançons Eclipse
- 2- Nous allons sous « Window > Android SDK and AVD Manager »
- 3- Nous sélectionnons « Virtual Device » dans le panneau à gauche
- 4- Nous cliquons sur « Create New AVD ». La boîte de dialogue « Create New AVD » apparaîtra
- 5- Nous tapons le nom de notre AVD.
- 6- Nous choisissons la cible (the target). La cible est la version de la plateforme Android SDK que nous avons téléchargé.
- 7- Nous ignorons les autres champs pour le moment et nous cliquons sur «ok».

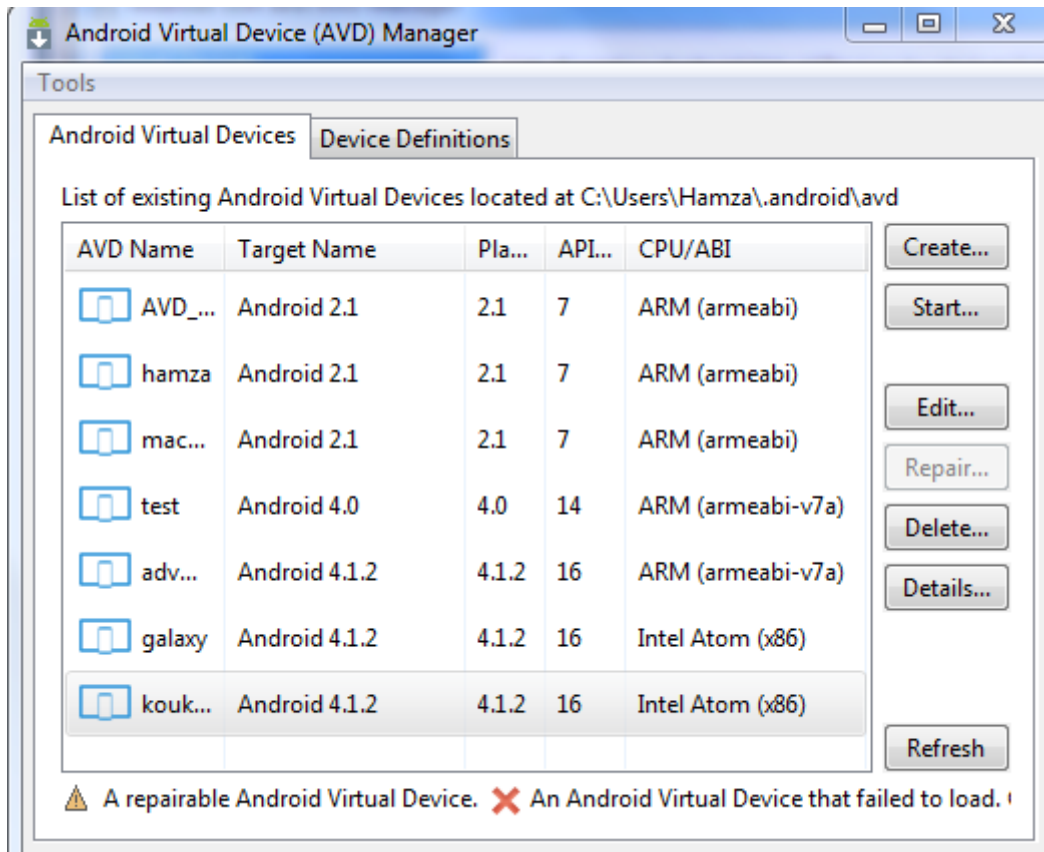


Figure 3-10 listes des ADV créés.

IV-2- création d'un nouveau projet Android :

Après avoir créé un émulateur Android, nous passons à la création du projet sous Eclipse.

- ✓ Nous lançons Eclipse et nous allons sous **File -> New->Project** et nous sélectionnons « **Android Project** ».

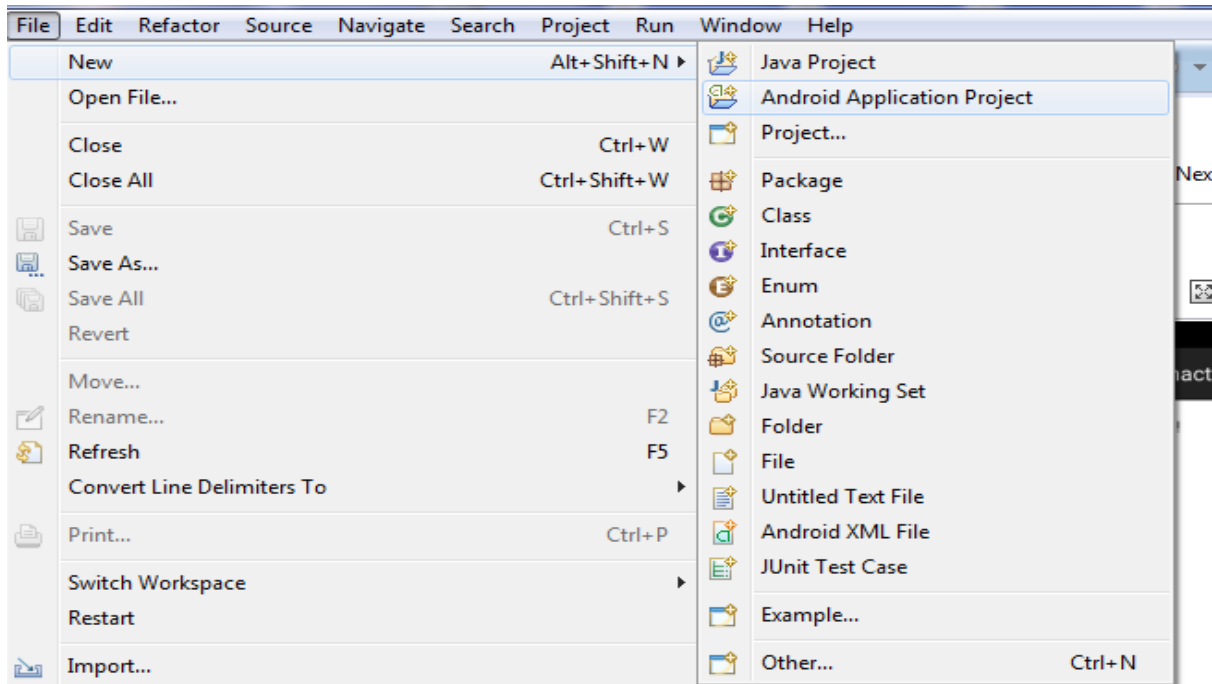


Figure 3-11 Création d'un nouveau projet

- Nous renseignons les détails à propos de notre projet comme suit :
- **Project name:** Hello Android.
 - **Build Target:** Android 2.2.
 - **Application name:** Hello, Android.
 - **Package name :** com.android.projet.
 - **Create Activity :** Hello Android.

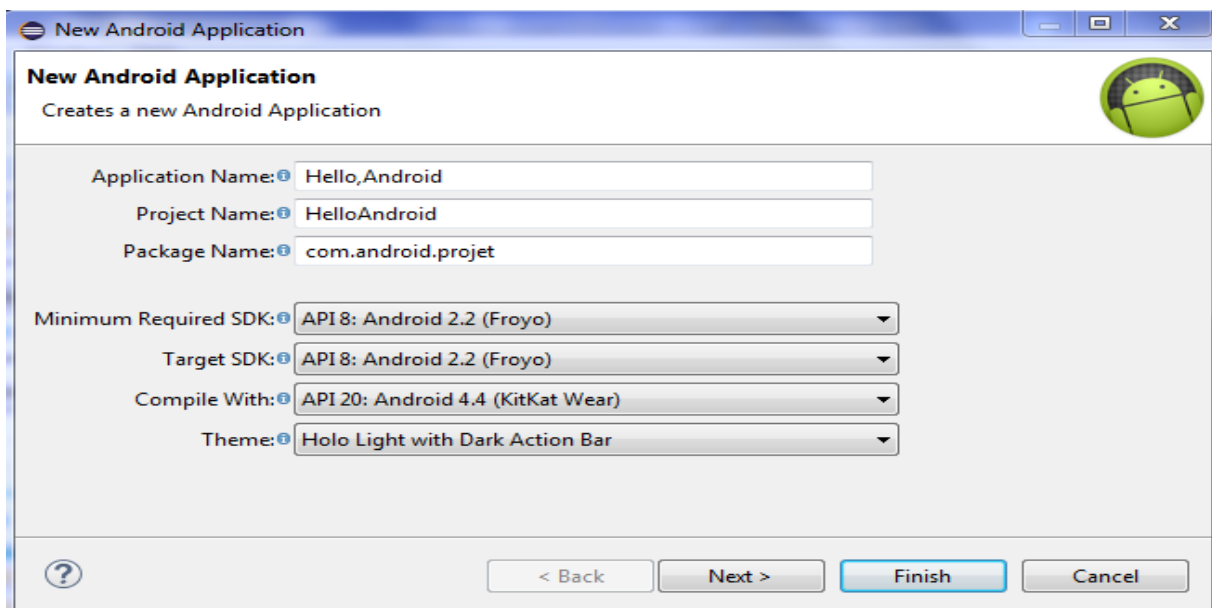


Figure 3-12 : paramètre du projet HelloAndroid

- Nous cliquons sur **Finish**.

IV-2-1 Explication des paramètres du projet :

- **Project name** : C'est le nom du projet Eclipse. Tous les fichiers seront créés sous un dossier portant le même nom.
- **Application Name** : C'est le nom de l'application tel qu'il va apparaître sur le smartphone Android.
- **Package Name** : C'est le package name espace (suivant les mêmes règles de programmation Java) qui regroupera tout le code source qu'on va écrire. D'une manière générale, le nom du package doit être unique. Dans notre exemple, on a utilisé com.android.projet.
- **Create Activity** : C'est le nom du stub class qui va être générée par le plugin. Elle va être une sous-classe de la classe Activity d'Android.

Après avoir décrit les étapes à suivre pour créer une application Android, on a obtenu l'interface suivante :

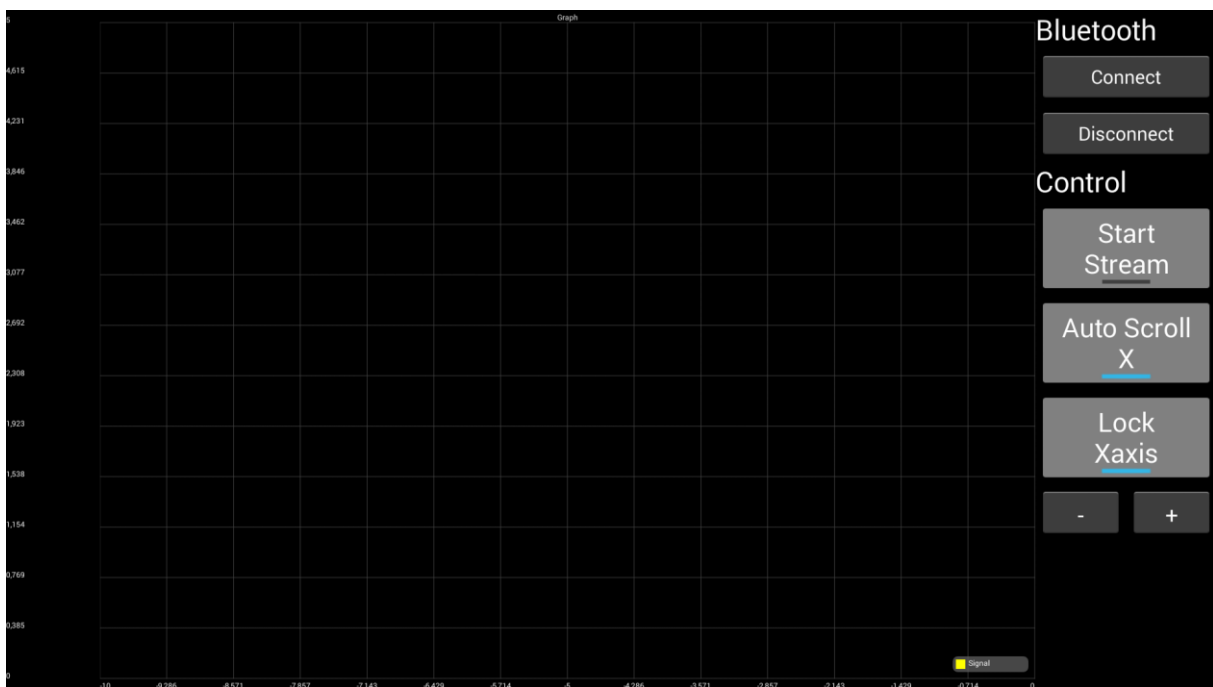


Figure 3-13 : Interface de l'application ECG

V- validation expérimentale

V-1-Test sur des signaux simulés

Pour valider la partie numérique, un premier test consiste à faire l'acquisition d'un signal simulé que nous obtenons en faisant varier de façon aléatoire, l'amplitude d'un signal continu. Les signaux traversent la carte ARDUINO pour être transmis via Bluetooth pour être visualisé sur un smartphone. Un tel résultat est indiqué par la figure3-14

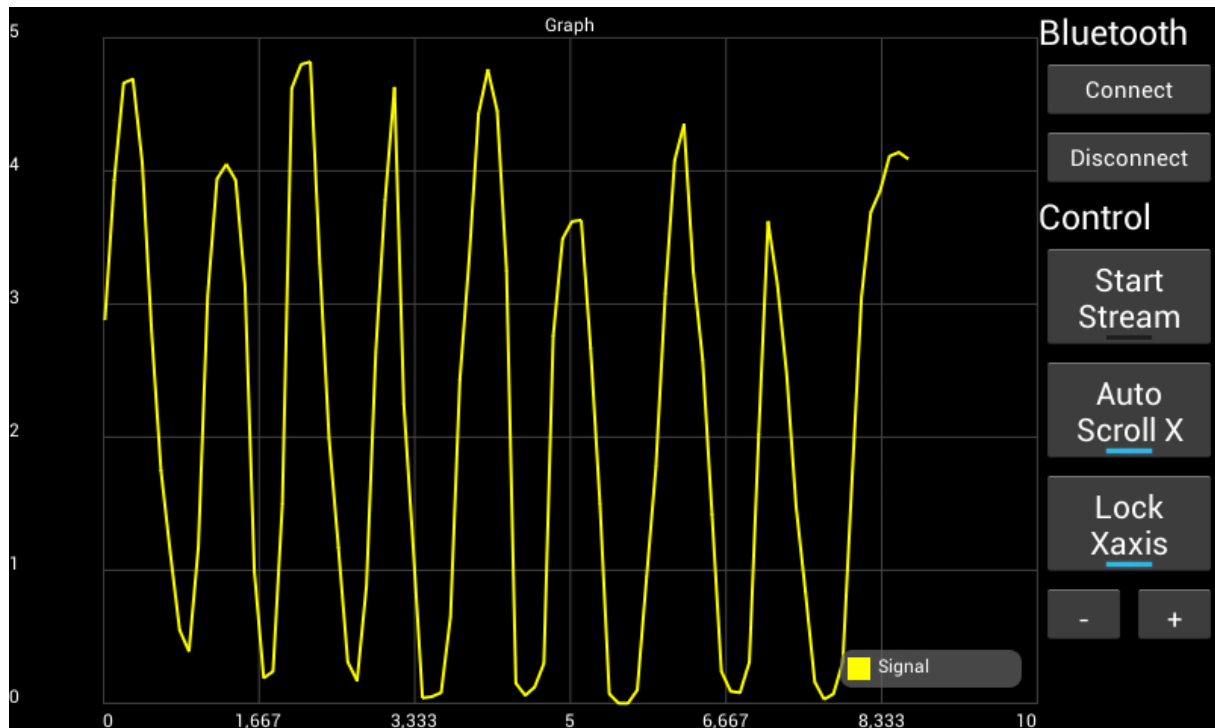


Figure 3-14 acquisition d'un signal simulé

V-2 –Test sur des signaux réels

Une autre série de tests consiste à valider la partie analogique ainsi que la partie numérique. Pour ce faire, nous avons acquis l'ECG puis nous l'avons envoyé à travers la carte ARDUINO pour être visualisé sur le *smartphone*. Cette opération a été répétée pour visualiser l'ECG de plusieurs personnes du laboratoire.

Pour l'acquisition de l'ECG, les capteurs utilisés sont des électrodes souples de surface. De tels capteurs sont indiqués par la figure 3-15.

Pour avoir une bonne conductivité de ces capteurs, un gel électrolytique a été utilisé.



Figure 3-15 : Exemple d'électrodes utilisées dans notre projet

Les résultats obtenus sur différents sujets sont indiqués par les figures

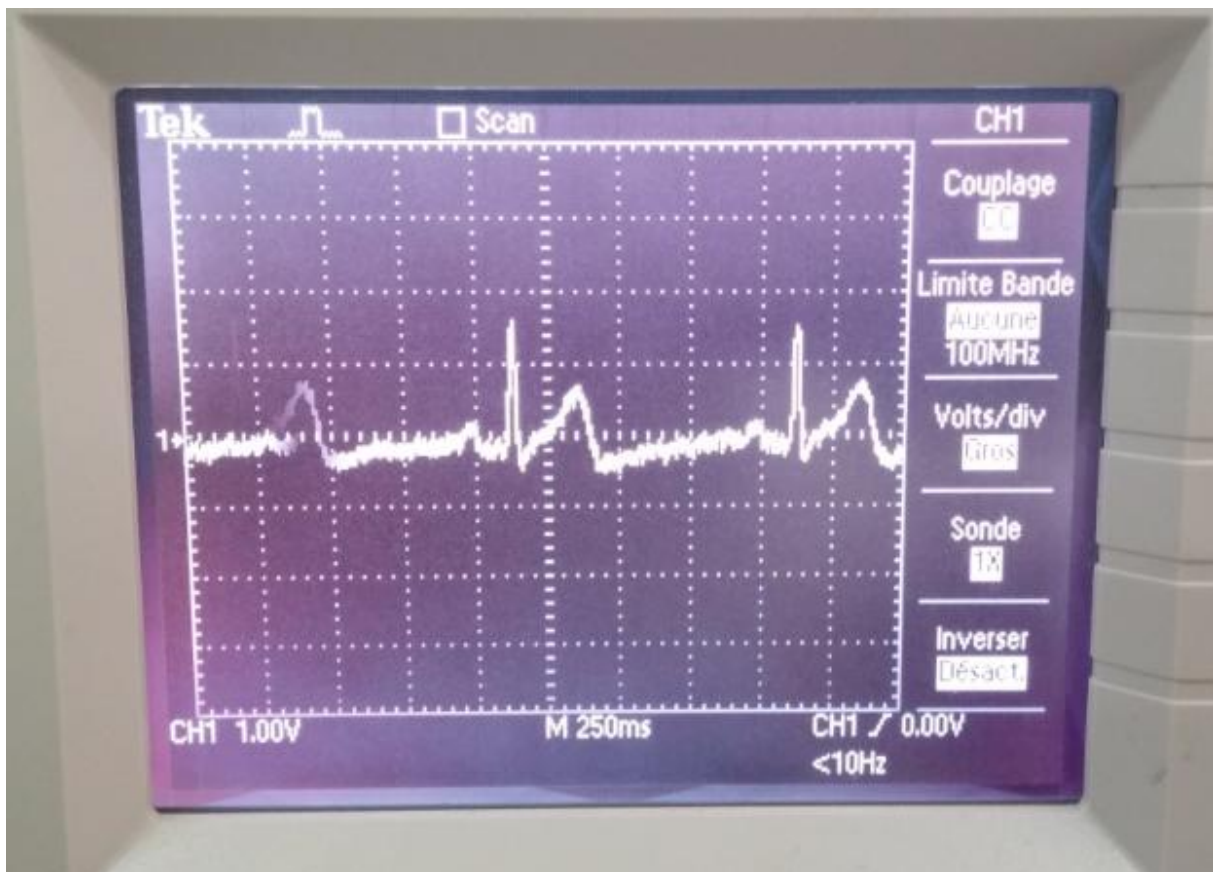


Figure 3-16 Visualisations de l'ECG à la sortie de la carte analogique (sujet 1)

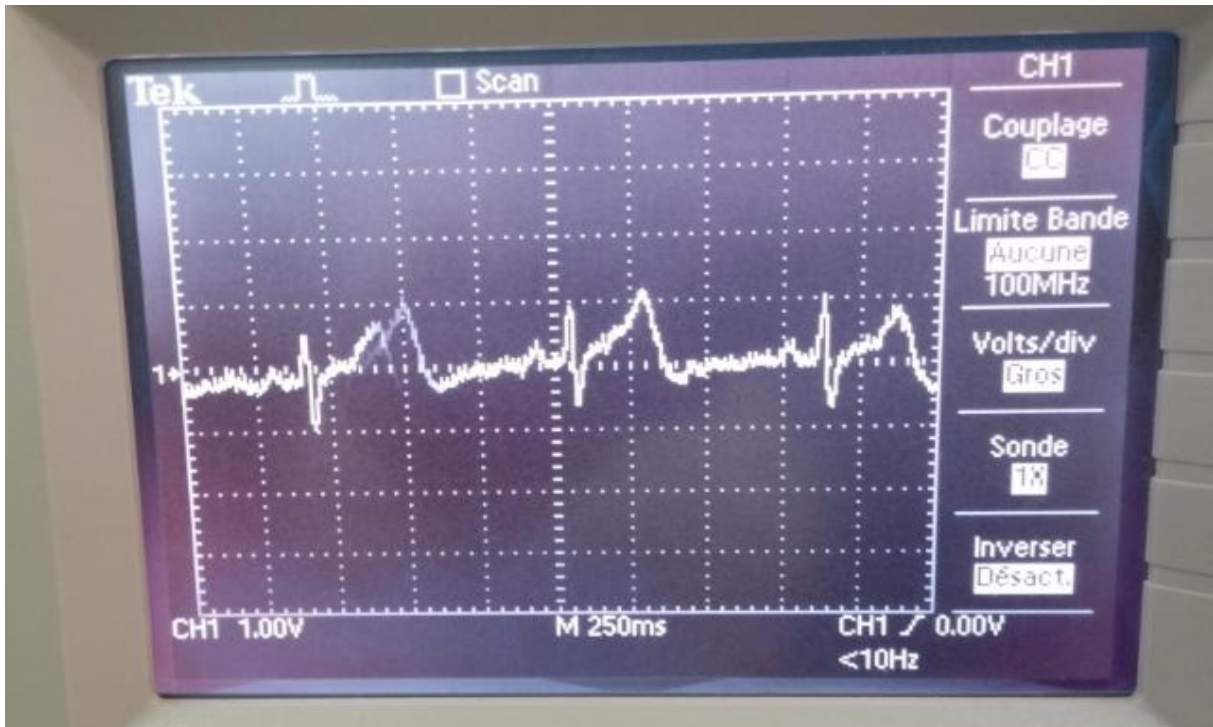


Figure 3-17 Visualisations de l'ECG à la sortie de la carte analogique (sujet 2)

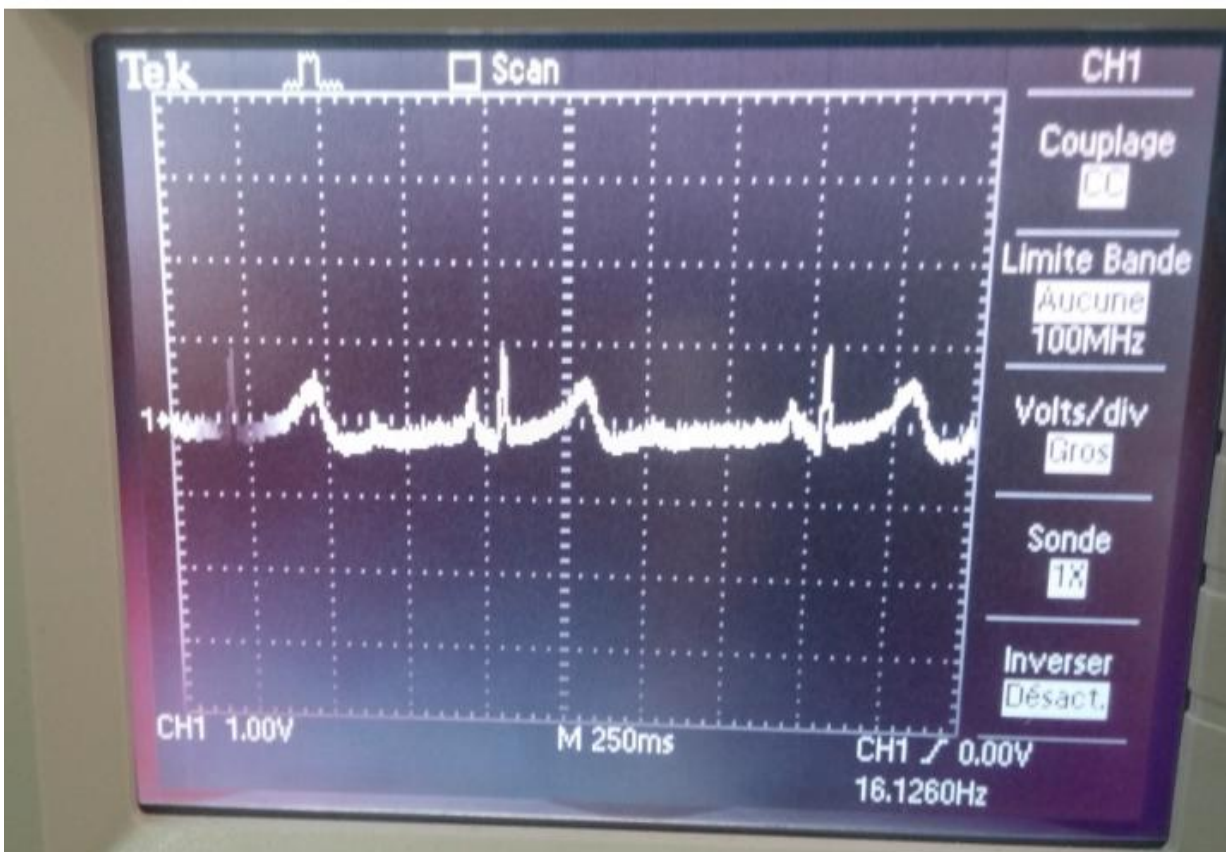


Figure 3-18 Visualisations de l'ECG à la sortie de la carte analogique (sujet 3)

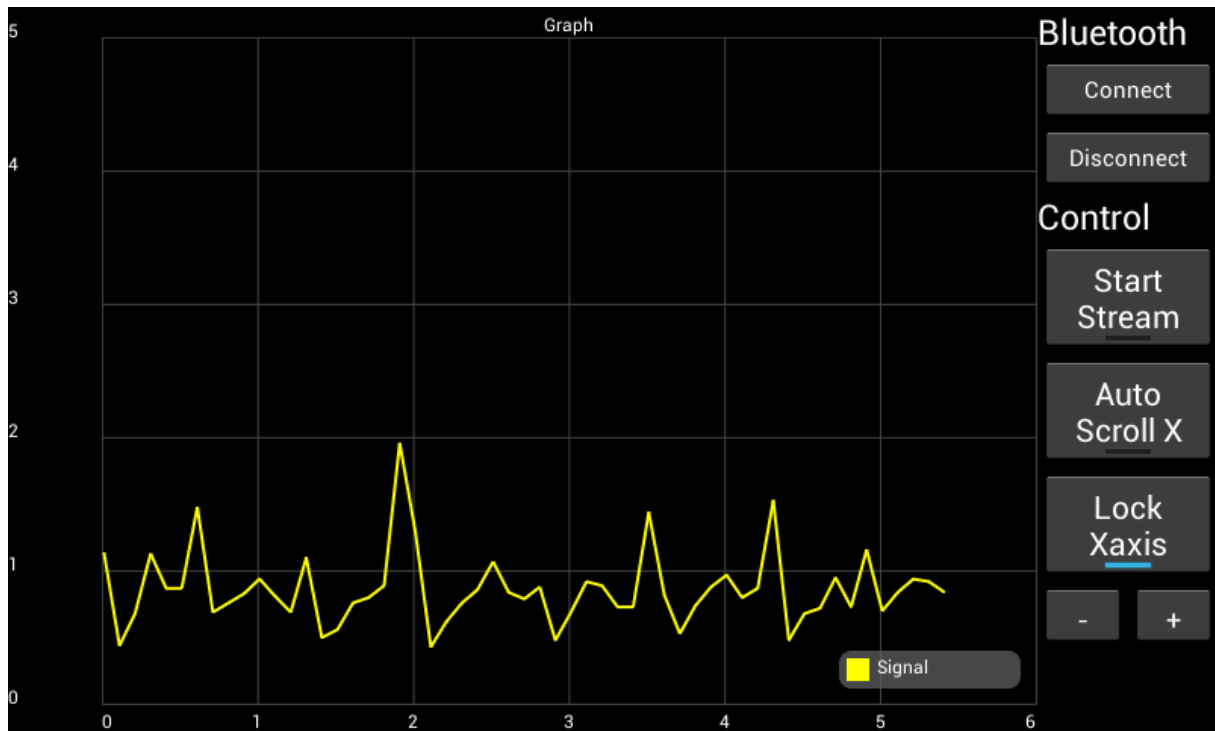


Figure 3-19 : Visualisation du signal ECG sur smartphone (sujet 1)

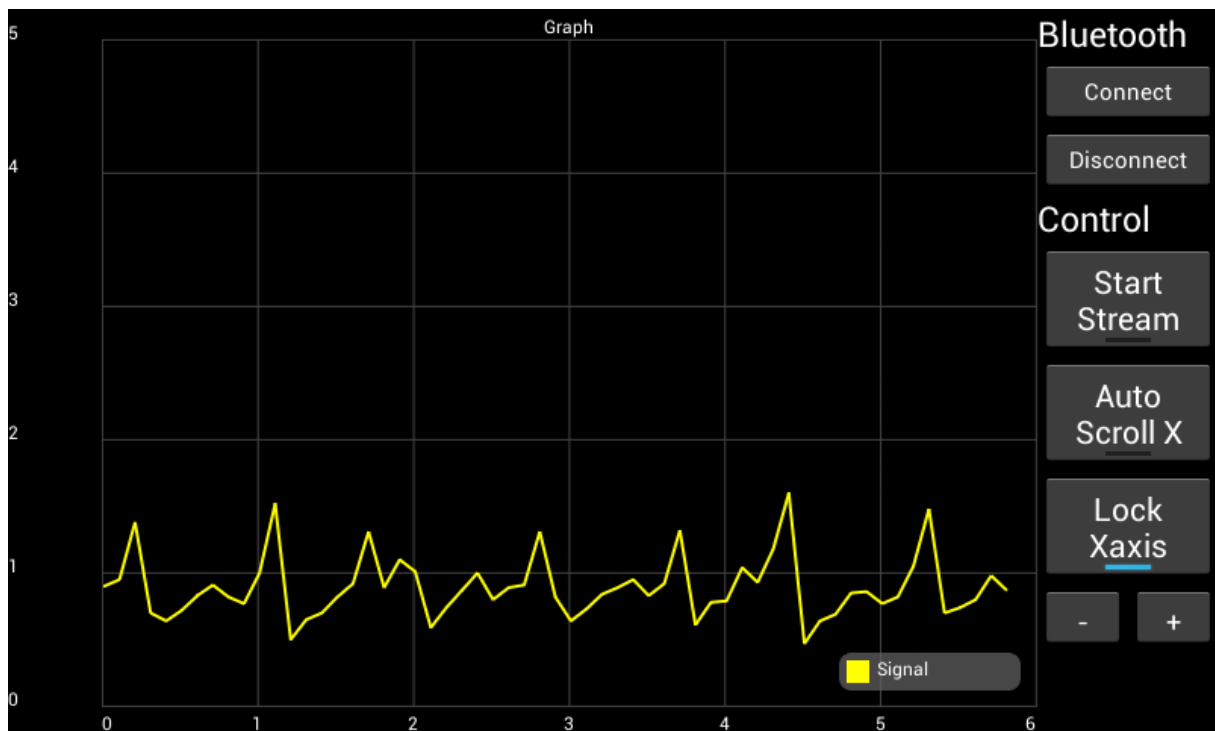


Figure 3-19 : Visualisation du signal ECG sur smartphone (sujet 2)

Conclusion

Ce projet de fin d'études rentre parfaitement dans le cadre de notre spécialité qui est l'instrumentation biomédicale. Au terme d'un tel travail, nous avons pu concevoir et réaliser un système d'acquisition et de transmission du signal ECG. Ceci nous a offert l'opportunité de mieux connaître l'origine et la caractéristique de l'ECG d'une part et mettre à l'épreuve nos connaissances en électronique d'autre part.

Pour atteindre cet objectif, nous avons subdivisé notre travail en deux étapes. La première partie est consacrée à la réalisation un circuit d'acquisition et de mise en forme du signal à base d'amplificateurs d'instrumentation. La seconde partie a été consacrée à la numérisation du signal à l'aide d'une carte ARDUINO et la transmission des données via Bluetooth vers un Smartphone où la visualisation des données a été faite en utilisant une application Android. Le stockage du signal acquis est assuré par un module SD carte.

Même si la problématique n'a pas été vraiment posée, ce travail a été très bénéfique pour nous car il nous a permis d'approfondir nos connaissances sur les capteurs, particulièrement, les électrodes, l'amplificateur d'instrumentation, le filtrage, l'amplification et bien d'autres aspects des fonctions électroniques en instrumentation biomédicale. Plus important encore, nous avons été maintes fois confrontés à des problèmes d'ordre pratique et nous avons appris à les surmonter.

Nous espérons que d'autres étudiants se pencheront sur se travail pour l'améliorer car nous le laissons ouvert sur des perspectives comme:

- l'utilisation de l'amplificateur opérationnelle IN128 qui offrirait une meilleur rejection du mode commun.
- miniaturiser notre circuit pour une souplesse d'utilisation.
- Exploiter le reste des entrées analogiques de la carte ARDUINO pour acquérir d'autres signaux biologiques comme la tension artérielle, la température du corps, la saturation en oxygène dans le sang.
- Insérer de petits programmes de traitement comme le calcul du rythme cardiaque et prévoir des signalisations en temps réel sur le Smartphone.

FEATURES

Easy to use

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

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

Higher performance than 3 op amp IA designs

Available in 8-lead DIP and SOIC packaging

Low power, 1.3 mA max supply current

Excellent dc performance (B grade)

50 μ V max, input offset voltage

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

1.0 nA max, input bias current

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

Low noise

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

0.28 μ V p-p noise (0.1 Hz to 10 Hz)

Excellent ac specifications

120 kHz bandwidth (G = 100)

15 μ s settling time to 0.01%

APPLICATIONS

Weigh scales

ECG and medical instrumentation

Transducer interface

Data acquisition systems

Industrial process controls

Battery-powered and portable equipment

CONNECTION DIAGRAM

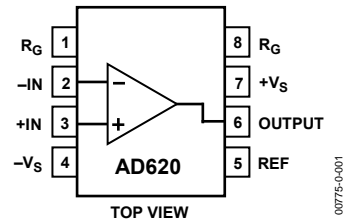


Figure 1. 8-Lead PDIP (N), CERDIP (Q), and SOIC (R) Packages

PRODUCT DESCRIPTION

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

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

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

Table 1. Next Generation Upgrades for AD620

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

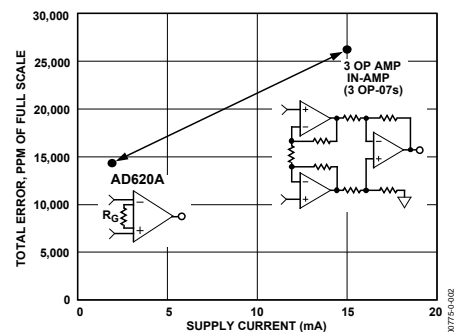


Figure 2. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

Rev. H

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

SPECIFICATIONS

Typical @ 25°C, $V_S = \pm 15$ V, and $R_L = 2$ k Ω , unless otherwise noted.

Table 2.

Parameter	Conditions	AD620A			AD620B			AD620S ¹			Unit
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
GAIN	$G = 1 + (49.4 \text{ k}\Omega/R_G)$										
Gain Range		1		10,000	1		10,000	1		10,000	
Gain Error ²	$V_{OUT} = \pm 10$ V										
G = 1			0.03	0.10		0.01	0.02		0.03	0.10	%
G = 10			0.15	0.30		0.10	0.15		0.15	0.30	%
G = 100			0.15	0.30		0.10	0.15		0.15	0.30	%
G = 1000			0.40	0.70		0.35	0.50		0.40	0.70	%
Nonlinearity	$V_{OUT} = -10$ V to $+10$ V										
G = 1–1000	$R_L = 10$ k Ω		10	40		10	40		10	40	ppm
G = 1–100	$R_L = 2$ k Ω		10	95		10	95		10	95	ppm
Gain vs. Temperature	G = 1			10			10			10	ppm/°C
	Gain > 1 ²			–50			–50			–50	ppm/°C
VOLTAGE OFFSET	(Total RTI Error = $V_{OSI} + V_{OSO}/G$)										
Input Offset, V_{OSI}	$V_S = \pm 5$ V to ± 15 V		30	125		15	50		30	125	μ V
Overtemperature	$V_S = \pm 5$ V to ± 15 V			185			85			225	μ V
Average TC	$V_S = \pm 5$ V to ± 15 V		0.3	1.0		0.1	0.6		0.3	1.0	μ V/°C
Output Offset, V_{OSO}	$V_S = \pm 15$ V		400	1000		200	500		400	1000	μ V
	$V_S = \pm 5$ V			1500			750			1500	μ V
Overtemperature	$V_S = \pm 5$ V to ± 15 V			2000			1000			2000	μ V
Average TC	$V_S = \pm 5$ V to ± 15 V		5.0	15		2.5	7.0		5.0	15	μ V/°C
Offset Referred to the Input vs. Supply (PSR)	$V_S = \pm 2.3$ V to ± 18 V										
G = 1		80	100		80	100		80	100		dB
G = 10		95	120		100	120		95	120		dB
G = 100		110	140		120	140		110	140		dB
G = 1000		110	140		120	140		110	140		dB
INPUT CURRENT											
Input Bias Current			0.5	2.0		0.5	1.0		0.5	2	nA
Overtemperature				2.5			1.5			4	nA
Average TC			3.0			3.0			8.0		pA/°C
Input Offset Current			0.3	1.0		0.3	0.5		0.3	1.0	nA
Overtemperature				1.5			0.75			2.0	nA
Average TC			1.5			1.5			8.0		pA/°C
INPUT											
Input Impedance											
Differential			10 2			10 2			10 2		G Ω _pF
Common-Mode			10 2			10 2			10 2		G Ω _pF
Input Voltage Range ³	$V_S = \pm 2.3$ V to ± 5 V	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.2$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.2$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.2$	V
Overtemperature	$V_S = \pm 5$ V to ± 18 V	$-V_S + 2.1$		$+V_S - 1.3$	$-V_S + 2.1$		$+V_S - 1.3$	$-V_S + 2.1$		$+V_S - 1.3$	V
		$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.4$	V
Overtemperature		$-V_S + 2.1$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 2.1$		$+V_S + 2.1$	$-V_S + 2.3$		$+V_S - 1.4$	V

AD620

Parameter	Conditions	AD620A			AD620B			AD620S ¹			Unit
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
Common-Mode Rejection											
Ratio DC to 60 Hz with 1 kΩ Source Imbalance	$V_{CM} = 0\text{ V to } \pm 10\text{ V}$										
G = 1		73	90		80	90		73	90		dB
G = 10		93	110		100	110		93	110		dB
G = 100		110	130		120	130		110	130		dB
G = 1000		110	130		120	130		110	130		dB
OUTPUT											
Output Swing	$R_L = 10\text{ k}\Omega$ $V_S = \pm 2.3\text{ V}$ to $\pm 5\text{ V}$	$-V_S + 1.1$	$+V_S - 1.2$		$-V_S + 1.1$	$+V_S - 1.2$		$-V_S + 1.1$	$+V_S - 1.2$		V
Overtemperature		$-V_S + 1.4$	$+V_S - 1.3$		$-V_S + 1.4$	$+V_S - 1.3$		$-V_S + 1.6$	$+V_S - 1.3$		V
Overtemperature	$V_S = \pm 5\text{ V}$ to $\pm 18\text{ V}$	$-V_S + 1.2$	$+V_S - 1.4$		$-V_S + 1.2$	$+V_S - 1.4$		$-V_S + 1.2$	$+V_S - 1.4$		V
Short Circuit Current		$-V_S + 1.6$	$+V_S - 1.5$		$-V_S + 1.6$	$+V_S - 1.5$		$-V_S + 2.3$	$+V_S - 1.5$		V
DYNAMIC RESPONSE											
Small Signal -3 dB Bandwidth	10 V Step										
G = 1			1000			1000			1000		kHz
G = 10			800			800			800		kHz
G = 100			120			120			120		kHz
G = 1000			12			12			12		kHz
Slew Rate		0.75	1.2		0.75	1.2		0.75	1.2		V/ μs
Settling Time to 0.01%											
G = 1-100			15			15			15		μs
G = 1000			150			150			150		μs
NOISE											
Voltage Noise, 1 kHz	$Total\ RTI\ Noise = \sqrt{(e_{ni}^2) + (e_{no}/G)^2}$										
Input, Voltage Noise, e_{ni}			9	13		9	13		9	13	nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$
Output, Voltage Noise, e_{no}			72	100		72	100		72	100	nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$
RTI, 0.1 Hz to 10 Hz	$f = 1\text{ kHz}$										
G = 1			3.0			3.0	6.0		3.0	6.0	$\mu\text{V p-p}$
G = 10			0.55			0.55	0.8		0.55	0.8	$\mu\text{V p-p}$
G = 100-1000			0.28			0.28	0.4		0.28	0.4	$\mu\text{V p-p}$
Current Noise			100			100			100		fA/ $\sqrt{\text{Hz}}$
0.1 Hz to 10 Hz			10			10			10		pA p-p
REFERENCE INPUT											
R_{IN}	$V_{IN+}, V_{REF} = 0$		20			20			20		k Ω
I_{IN}			50	60		50	60		50	60	μA
Voltage Range			$-V_S + 1.6$	$+V_S - 1.6$		$-V_S + 1.6$	$+V_S - 1.6$		$-V_S + 1.6$	$+V_S - 1.6$	V
Gain to Output			1 ± 0.0001			1 ± 0.0001			1 ± 0.0001		
POWER SUPPLY											
Operating Range ⁴	$V_S = \pm 2.3\text{ V}$ to $\pm 18\text{ V}$		± 2.3	± 18		± 2.3	± 18		± 2.3	± 18	V
Quiescent Current			0.9	1.3		0.9	1.3		0.9	1.3	mA
Overtemperature			1.1	1.6		1.1	1.6		1.1	1.6	mA
TEMPERATURE RANGE											
For Specified Performance			-40 to $+85$			-40 to $+85$			-55 to $+125$		$^{\circ}\text{C}$

¹ See Analog Devices military data sheet for 883B tested specifications.

² Does not include effects of external resistor R_G .

³ One input grounded. $G = 1$.

⁴ This is defined as the same supply range that is used to specify PSR.

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Table 3.

Parameter	Rating
Supply Voltage	± 18 V
Internal Power Dissipation ¹	650 mW
Input Voltage (Common-Mode)	$\pm V_S$
Differential Input Voltage	25 V
Output Short-Circuit Duration	Indefinite
Storage Temperature Range (Q)	-65°C to $+150^{\circ}\text{C}$
Storage Temperature Range (N, R)	-65°C to $+125^{\circ}\text{C}$
Operating Temperature Range	
AD620 (A, B)	-40°C to $+85^{\circ}\text{C}$
AD620 (S)	-55°C to $+125^{\circ}\text{C}$
Lead Temperature Range (Soldering 10 seconds)	300°C

¹ Specification is for device in free air:
 8-Lead Plastic Package: $\theta_{JA} = 95^{\circ}\text{C}$
 8-Lead CERDIP Package: $\theta_{JA} = 110^{\circ}\text{C}$
 8-Lead SOIC Package: $\theta_{JA} = 155^{\circ}\text{C}$

Stresses above those listed under Absolute Maximum Ratings may cause permanent damage to the device. This is a stress rating only; functional operation of the device at these or any other conditions above those indicated in the operational section of this specification is not implied. Exposure to absolute maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

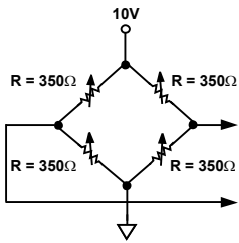
ESD CAUTION



ESD (electrostatic discharge) sensitive device. Charged devices and circuit boards can discharge without detection. Although this product features patented or proprietary protection circuitry, damage may occur on devices subjected to high energy ESD. Therefore, proper ESD precautions should be taken to avoid performance degradation or loss of functionality.

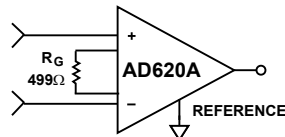
Regardless of the system in which it is being used, the AD620 provides greater accuracy at low power and price. In simple systems, absolute accuracy and drift errors are by far the most significant contributors to error. In more complex systems with an intelligent processor, an autogain/autozero cycle removes all absolute accuracy and drift errors, leaving only the resolution errors of gain, nonlinearity, and noise, thus allowing full 14-bit accuracy.

Note that for the homebrew circuit, the OP07 specifications for input voltage offset and noise have been multiplied by $\sqrt{2}$. This is because a three op amp type in-amp has two op amps at its inputs, both contributing to the overall input error.



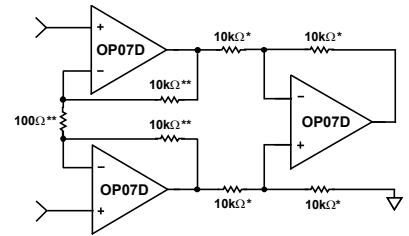
PRECISION BRIDGE TRANSDUCER

00775-0-038



AD620A MONOLITHIC INSTRUMENTATION AMPLIFIER, G = 100
SUPPLY CURRENT = 1.3mA MAX

00775-0-040



"HOMEBREW" IN-AMP, G = 100
*0.02% RESISTOR MATCH, 3ppm/°C TRACKING
**DISCRETE 1% RESISTOR, 100ppm/°C TRACKING
SUPPLY CURRENT = 15mA MAX

00775-0-041

Figure 37. Make vs. Buy

Table 4. Make vs. Buy Error Budget

Error Source	AD620 Circuit Calculation	"Homebrew" Circuit Calculation	Error, ppm of Full Scale	
			AD620	Homebrew
ABSOLUTE ACCURACY at T_A = 25°C				
Input Offset Voltage, μV	125 $\mu\text{V}/20\text{ mV}$	$(150\ \mu\text{V} \times \sqrt{2})/20\text{ mV}$	6,250	10,607
Output Offset Voltage, μV	1000 $\mu\text{V}/100\text{ mV}/20\text{ mV}$	$((150\ \mu\text{V} \times 2)/100)/20\text{ mV}$	500	150
Input Offset Current, nA	2 nA $\times 350\ \Omega/20\text{ mV}$	$(6\text{ nA} \times 350\ \Omega)/20\text{ mV}$	18	53
CMR, dB	110 dB(3.16 ppm) $\times 5\text{ V}/20\text{ mV}$	$(0.02\% \text{ Match} \times 5\text{ V})/20\text{ mV}/100$	791	500
Total Absolute Error			7,559	11,310
DRIFT TO 85°C				
Gain Drift, ppm/°C	$(50\text{ ppm} + 10\text{ ppm}) \times 60^\circ\text{C}$	100 ppm/°C Track $\times 60^\circ\text{C}$	3,600	6,000
Input Offset Voltage Drift, $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$	1 $\mu\text{V}/^\circ\text{C} \times 60^\circ\text{C}/20\text{ mV}$	$(2.5\ \mu\text{V}/^\circ\text{C} \times \sqrt{2} \times 60^\circ\text{C})/20\text{ mV}$	3,000	10,607
Output Offset Voltage Drift, $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$	15 $\mu\text{V}/^\circ\text{C} \times 60^\circ\text{C}/100\text{ mV}/20\text{ mV}$	$(2.5\ \mu\text{V}/^\circ\text{C} \times 2 \times 60^\circ\text{C})/100\text{ mV}/20\text{ mV}$	450	150
Total Drift Error			7,050	16,757
RESOLUTION				
Gain Nonlinearity, ppm of Full Scale	40 ppm	40 ppm	40	40
Typ 0.1 Hz to 10 Hz Voltage Noise, $\mu\text{V p-p}$	0.28 $\mu\text{V p-p}/20\text{ mV}$	$(0.38\ \mu\text{V p-p} \times \sqrt{2})/20\text{ mV}$	14	27
Total Resolution Error			54	67
Grand Total Error			14,663	28,134

G = 100, V_S = $\pm 15\text{ V}$.

(All errors are min/max and referred to input.)

AD620

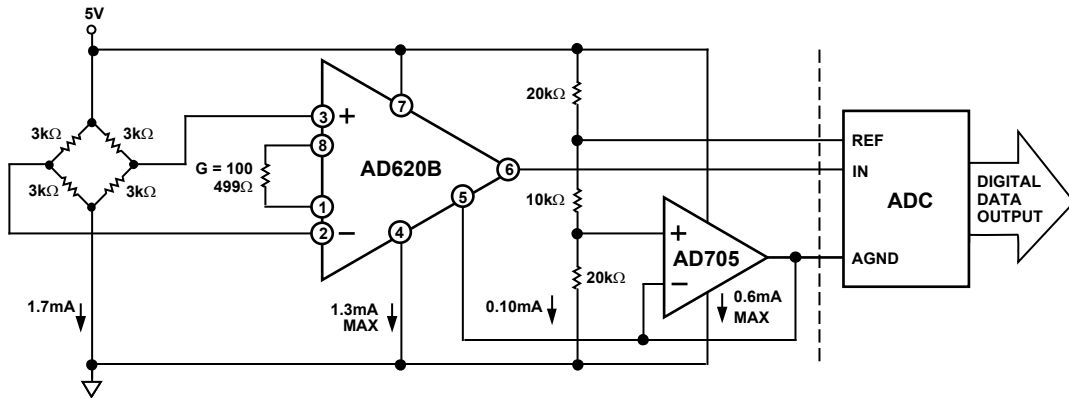


Figure 38. A Pressure Monitor Circuit that Operates on a 5 V Single Supply

00775-0-042

Pressure Measurement

Although useful in many bridge applications, such as weigh scales, the AD620 is especially suitable for higher resistance pressure sensors powered at lower voltages where small size and low power become more significant.

Figure 38 shows a 3 kΩ pressure transducer bridge powered from 5 V. In such a circuit, the bridge consumes only 1.7 mA. Adding the AD620 and a buffered voltage divider allows the signal to be conditioned for only 3.8 mA of total supply current.

Small size and low cost make the AD620 especially attractive for voltage output pressure transducers. Since it delivers low noise and drift, it also serves applications such as diagnostic noninvasive blood pressure measurement.

Medical ECG

The low current noise of the AD620 allows its use in ECG monitors (Figure 39) where high source resistances of 1 MΩ or higher are not uncommon. The AD620's low power, low supply voltage requirements, and space-saving 8-lead mini-DIP and SOIC package offerings make it an excellent choice for battery-powered data recorders.

Furthermore, the low bias currents and low current noise, coupled with the low voltage noise of the AD620, improve the dynamic range for better performance.

The value of capacitor C1 is chosen to maintain stability of the right leg drive loop. Proper safeguards, such as isolation, must be added to this circuit to protect the patient from possible harm.

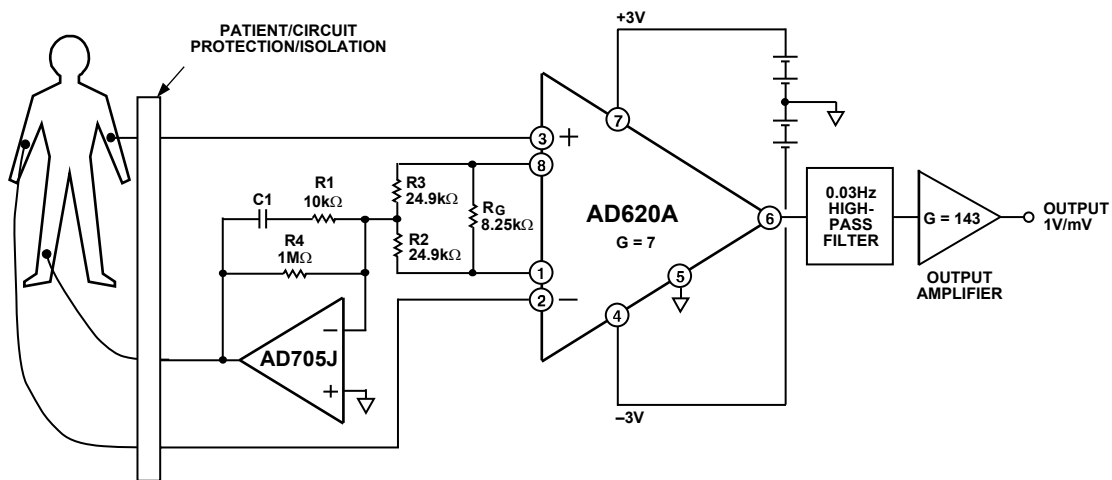


Figure 39. A Medical ECG Monitor Circuit

00775-0-043

LM107/LM207/LM307 Operational Amplifiers

General Description

The LM107 series are complete, general purpose operational amplifiers, with the necessary frequency compensation built into the chip. Advanced processing techniques make the input currents a factor of ten lower than industry standards like the 709. Yet, they are a direct, plug-in replacement for the 709, LM101A and 741.

The LM107 series offers the features of the LM101A, which makes its application nearly foolproof. In addition, the device provides better accuracy and lower noise in high impedance circuitry. The low input currents also make it particularly well suited for long interval integrators or timers, sample and hold circuits and low frequency waveform genera-

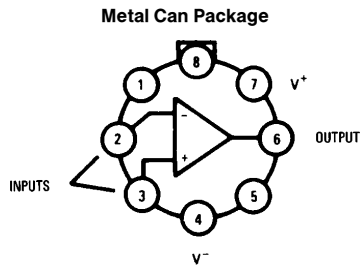
tors. Further, replacing circuits where matched transistor pairs buffer the inputs of conventional IC op amps, it can give lower offset voltage and drift at a lower cost.

The LM107 is guaranteed over a -55°C to $+125^{\circ}\text{C}$ temperature range, the LM207 from -25°C to $+85^{\circ}\text{C}$ and the LM307 from 0°C to $+70^{\circ}\text{C}$.

Features

- Offset voltage 3 mV maximum over temperature
- Input current 100 nA maximum over temperature
- Offset current 20 nA maximum over temperature
- Guaranteed drift characteristics

Connection Diagrams

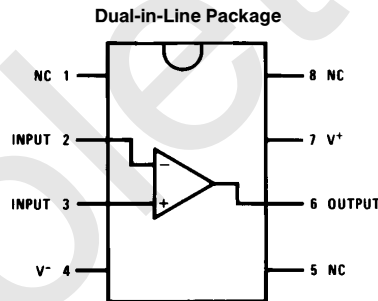


TL/H/7757-2

Note: Pin 4 connected to case.

Top View

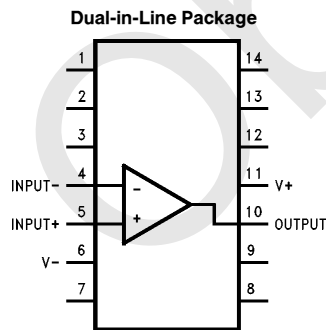
Order Number LM107H/883*
See NS Package Number H08C



TL/H/7757-3

Top View

Order Number LM107J/883* or LM207J
See NS Package Number J08A



TL/H/7757-13

Order Number LM107J-14/883*
See NS Package Number J14A

*Available per SMD # 5962-8958901.

Absolute Maximum Ratings

If Military/Aerospace specified devices are required, please contact the National Semiconductor Sales Office/Distributors for availability and specifications.
(Note 4)

	LM107/LM207	LM307		T _{MIN}	T _{MAX}
Supply Voltage	±22V	±18V			
Power Dissipation (Note 1)	500 mW	500 mW			
Differential Input Voltage	±30V	±30V	LM107	-55°C	+125°C
Input Voltage (Note 2)	±15V	±15V	LM207	-25°C	+85°C
Output Short Circuit Duration	Continuous	Continuous	LM307	0°C	+70°C
Operating Temperature Range (T _A)			ESD rating to be determined.		
(LM107)	-55°C to +125°C	0°C to +70°C			
(LM207)	-25°C to +85°C				
Storage Temperature Range	-65°C to +150°C	-65°C to +150°C			
Lead Temperature (Soldering, 10 sec)	260°C	260°C			

Electrical Characteristics (Note 3)

Parameter	Conditions	LM107/LM207			LM307			Units
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
Input Offset Voltage	T _A = 25°C, R _S ≤ 50 kΩ		0.7	2.0		2.0	7.5	mV
Input Offset Current	T _A = 25°C		1.5	10		3.0	50	nA
Input Bias Current	T _A = 25°C		30	75		70	250	nA
Input Resistance	T _A = 25°C	1.5	4.0		0.5	2.0		MΩ
Supply Current	T _A = 25°C V _S = ±20V V _S = ±15V		1.8	3.0		1.8	3.0	mA mA
Large Signal Voltage Gain	T _A = 25°C, V _S = ±15V V _{OUT} = ±10V, R _L ≥ 2 kΩ	50	160		25	160		V/mV
Input Offset Voltage	R _S ≤ 50 kΩ			3.0			10	mV
Average Temperature Coefficient of Input Offset Voltage			3.0	15		6.0	30	μV/°C
Input Offset Current				20			70	nA
Average Temperature Coefficient of Input Offset Current	25°C ≤ T _A ≤ T _{MAX} T _{MIN} ≤ T _A ≤ 25°C		0.01 0.02	0.1 0.2		0.01 0.02	0.3 0.6	nA/°C nA/°C
Input Bias Current				100			300	nA
Supply Current	T _A = +125°C, V _S = ±20V		1.2	2.5				mA

Electrical Characteristics (Note 3) (Continued)

Parameter	Conditions	LM107/LM207			LM307			Units
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
Large Signal Voltage Gain	$V_S = \pm 15V$, $V_{OUT} = \pm 10V$ $R_L \geq 2 k\Omega$	25			15			V/mV
Output Voltage Swing	$V_S = \pm 15V$ $R_L = 10 k\Omega$	± 12	± 14		± 12	± 14		V
	$R_L = 2 k\Omega$	± 10	± 13		± 10	± 13		V
Input Voltage Range	$V_S = \pm 20V$	± 15			± 12			V
	$V_S = \pm 15V$		+ 15 - 13			+ 15 - 13		V
Common Mode Rejection Ratio	$R_S \leq 50 k\Omega$	80	96		70	90		dB
Supply Voltage Rejection Ratio	$R_S \leq 50 k\Omega$	80	96		70	96		dB

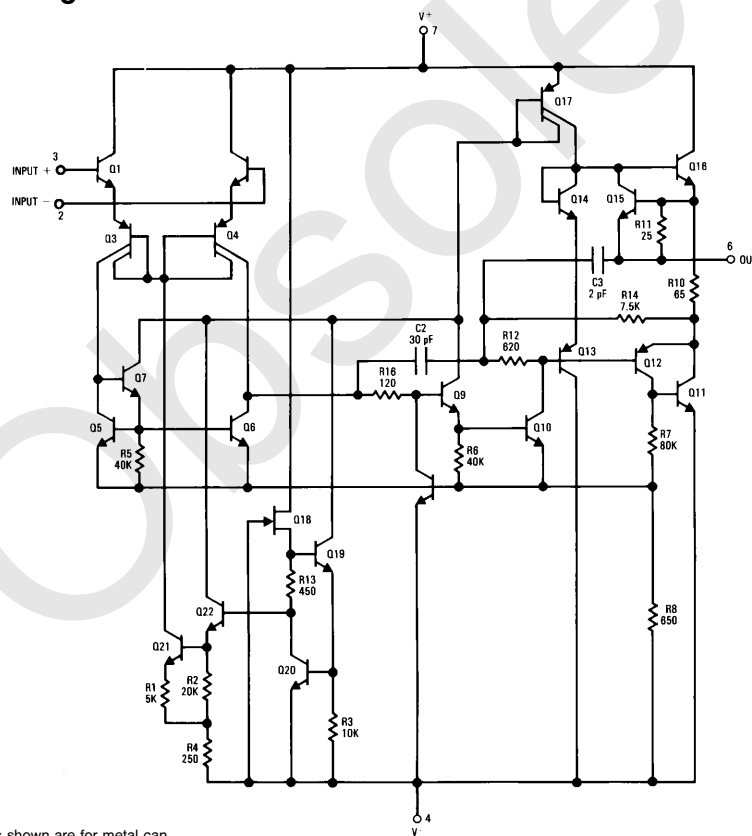
Note 1: The maximum junction temperature of the LM107 is 150°C, and the LM207/LM307 is 100°C. For operating at elevated temperatures, devices in the H08 package must be derated based on a thermal resistance of 165°C/W, junction to ambient, or 30°C/W, junction to case. The thermal resistance of the dual-in-line package is 100°C/W, junction to ambient.

Note 2: For supply voltages less than $\pm 15V$, the absolute maximum input voltage is equal to the supply voltage.

Note 3: These specifications apply for $\pm 5V \leq V_S \leq +20V$ and $-55^\circ C \leq T_A \leq +125^\circ C$ for the LM107 or $-25^\circ C \leq T_A \leq +85^\circ C$ for the LM207, and $0^\circ C \leq T_A \leq +70^\circ C$ and $\pm 5V \leq V_S \leq \pm 15V$ for the LM307 unless otherwise specified.

Note 4: Refer to RETS107X for LM107H and LM107J military specifications.

Schematic Diagram *

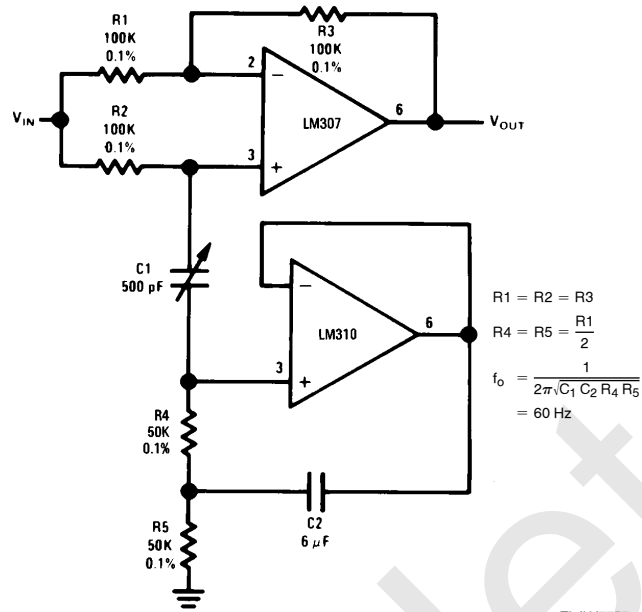


*Pin connections shown are for metal can.

TL/H/7757-1

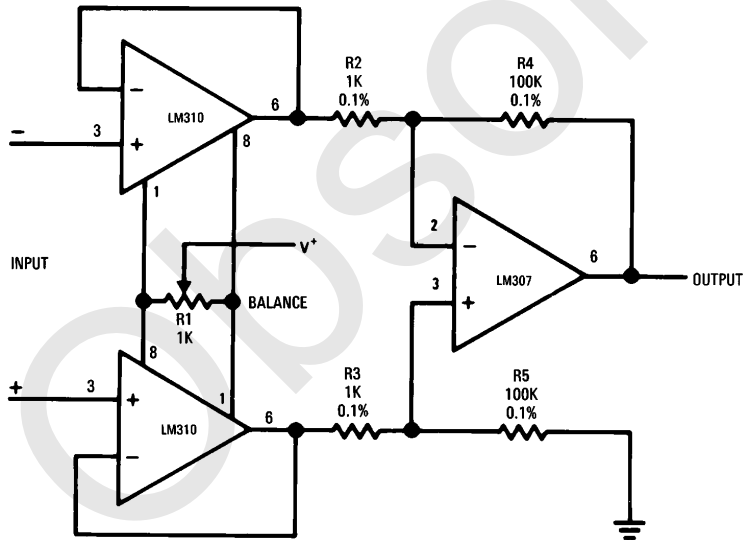
Typical Applications** (Continued)

Turntable Notch Filter



TL/H/7757-11

Differential Input Instrumentation Amplifier



TL/H/7757-12

**Pin connections shown are for metal can.

TL07x Low-Noise JFET-Input Operational Amplifiers

1 Features

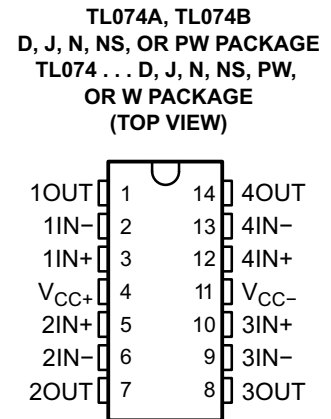
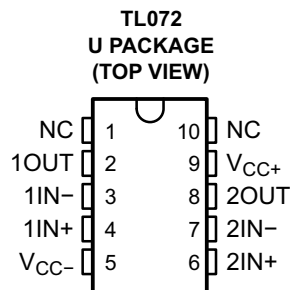
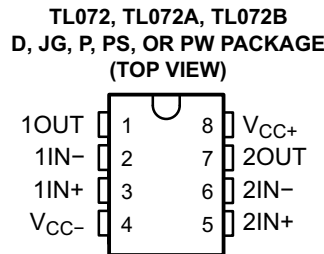
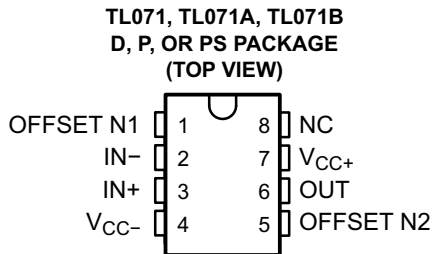
- Low Power Consumption
- Wide Common-Mode and Differential Voltage Ranges
- Low Input Bias and Offset Currents
- Output Short-Circuit Protection
- Low Total Harmonic Distortion: 0.003% Typ
- Low Noise
 $V_n = 18 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ Typ at $f = 1 \text{ kHz}$
- High Input Impedance: JFET Input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

2 Description

The JFET-input operational amplifiers in the TL07x series are similar to the TL08x series, with low input bias and offset currents and fast slew rate. The low harmonic distortion and low noise make the TL07x series ideally suited for high-fidelity and audio preamplifier applications. Each amplifier features JFET inputs (for high input impedance) coupled with bipolar output stages integrated on a single monolithic chip.

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

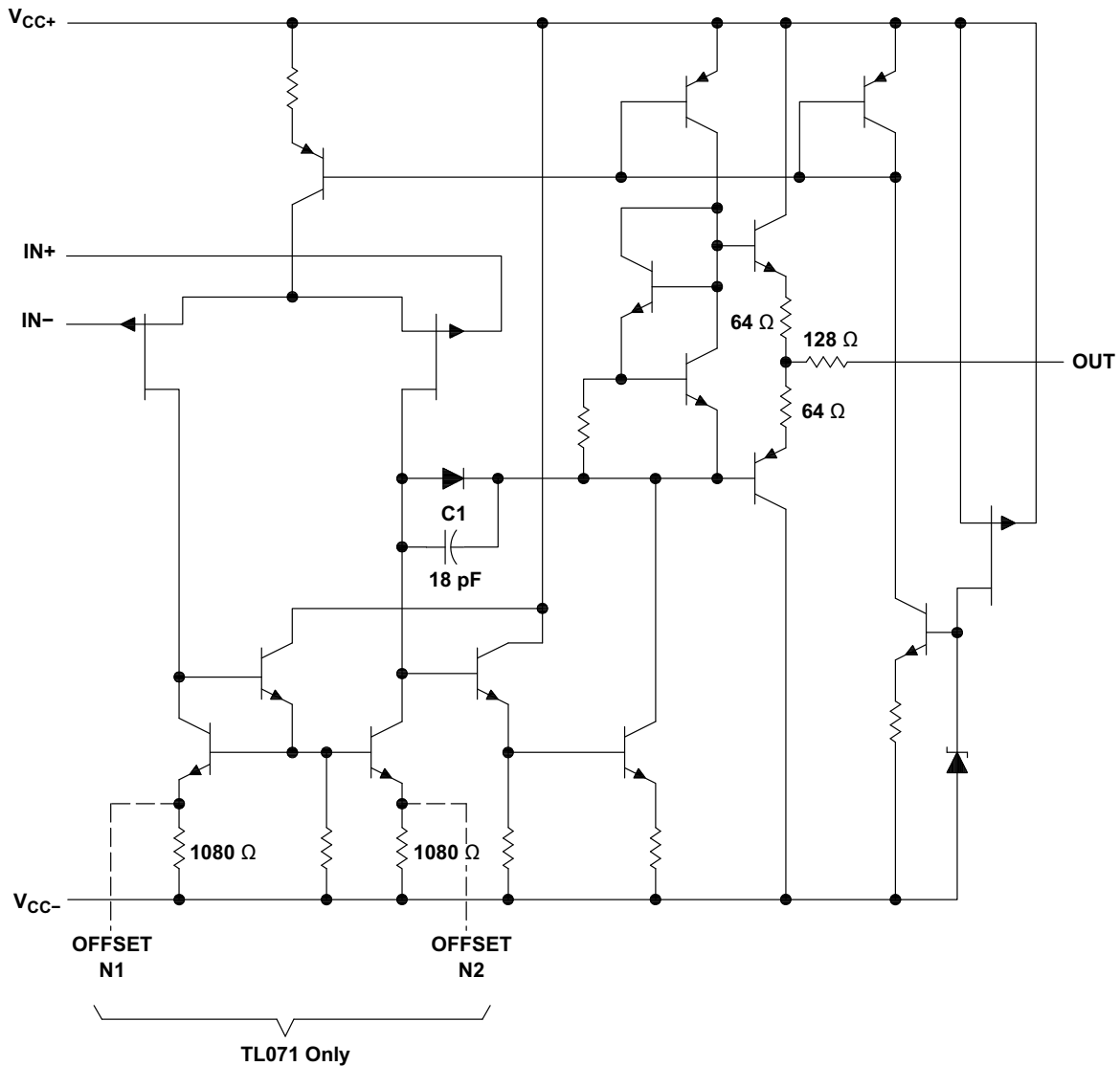
3 Terminal Out Drawings



NC – No internal connection



Schematic (Each Amplifier)



All component values shown are nominal.

COMPONENT COUNT†			
COMPONENT TYPE	TL071	TL072	TL074
Resistors	11	22	44
Transistors	14	28	56
JFET	2	4	6
Diodes	1	2	4
Capacitors	1	2	4
epi-FET	1	2	4

† Includes bias and trim circuitry

6 Specifications

6.1 Absolute Maximum Ratings⁽¹⁾

over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)

		VALUE	UNIT	
V_{CC+}	Supply voltage ⁽²⁾	18	V	
V_{CC-}		-18		
V_{ID}	Differential input voltage ⁽³⁾	±30	V	
V_I	Input voltage ⁽²⁾⁽⁴⁾	±15	V	
Duration of output short circuit ⁽⁵⁾		Unlimited		
θ_{JA}	Package thermal impedance ⁽⁶⁾⁽⁷⁾	D package (8 pin)	97	°C/W
		D package (14 pin)	86	
		N package	80	
		NS package	76	
		P package	85	
		PS package	95	
		PW package (8 pin)	149	
		PW package (14 pin)	113	
		U package	185	
θ_{JC}	Package thermal impedance ⁽⁸⁾⁽⁹⁾	FK package	5.61	°C/W
		J package	15.05	
		JG package	14.5	
		W package	14.65	
T_J	Operating virtual junction temperature	150	°C	
	Case temperature for 60 seconds	FK package	260	°C
	Lead temperature 1,6 mm (1/16 inch) from case for 10 seconds	J, JG, or W package	300	°C

- (1) Stresses beyond those listed under *Absolute Maximum Ratings* may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under *Recommended Operating Conditions* is not implied. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.
- (2) All voltage values, except differential voltages, are with respect to the midpoint between V_{CC+} and V_{CC-} .
- (3) Differential voltages are at IN+, with respect to IN-.
- (4) The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 V, whichever is less.
- (5) The output may be shorted to ground or to either supply. Temperature and/or supply voltages must be limited to ensure that the dissipation rating is not exceeded.
- (6) Maximum power dissipation is a function of $T_{J(max)}$, θ_{JA} , and T_A . The maximum allowable power dissipation at any allowable ambient temperature is $P_D = (T_{J(max)} - T_A)/\theta_{JA}$. Operating at the absolute maximum T_J of 150°C can affect reliability.
- (7) The package thermal impedance is calculated in accordance with JESD 51-7.
- (8) Maximum power dissipation is a function of $T_{J(max)}$, θ_{JC} , and T_C . The maximum allowable power dissipation at any allowable ambient temperature is $P_D = (T_{J(max)} - T_C)/\theta_{JC}$. Operating at the absolute maximum T_J of 150°C can affect reliability.
- (9) The package thermal impedance is calculated in accordance with MIL-STD-883.

6.2 Handling Ratings

PARAMETER	DEFINITION	VALUE	UNIT
T_{stg}	Storage temperature range	-65 to 150	°C

6.3 Electrical Characteristics

$V_{CC} \pm = \pm 15\text{ V}$ (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS ⁽¹⁾	T_A ⁽²⁾	TL071C TL072C TL074C			TL071AC TL072AC TL074AC			TL071BC TL072BC TL074BC			TL071I TL072I TL074I			UNIT
			MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
V_{IO} Input offset voltage	$V_O = 0, R_S = 50\ \Omega$	25°C	3 10			3 6			2 3			3 6			mV
		Full range	13			7.5			5			8			
$^aV_{IO}$ Temperature coefficient of input offset voltage	$V_O = 0, R_S = 50\ \Omega$	Full range	18			18			18			18			$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
I_{IO} Input offset current	$V_O = 0$	25°C	5 100			5 100			5 100			5 100			pA
		Full range	10			2			2			2			nA
I_{IB} Input bias current ⁽³⁾	$V_O = 0$	25°C	65 200			65 200			65 200			65 200			pA
		Full range	7			7			7			7			nA
V_{ICR} Common-mode input voltage range		25°C	± 11 -12 to 15			± 11 -12 to 15			± 11 -12 to 15			± 11 -12 to 15			V
V_{OM} Maximum peak output voltage swing	$R_L = 10\ \text{k}\Omega$	25°C	± 12 ± 13.5			± 12 ± 13.5			± 12 ± 13.5			± 12 ± 13.5			V
	$R_L \geq 10\ \text{k}\Omega$	Full range	± 12			± 12			± 12			± 12			
	$R_L \geq 2\ \text{k}\Omega$	Full range	± 10			± 10			± 10			± 10			
A_{VD} Large-signal differential voltage amplification	$V_O = \pm 10\ \text{V}, R_L \geq 2\ \text{k}\Omega$	25°C	25 200			50 200			50 200			50 200			V/mV
		Full range	15			25			25			25			
B_1 Unity-gain bandwidth		25°C	3			3			3			3			MHz
r_i Input resistance		25°C	10^{12}			10^{12}			10^{12}			10^{12}			Ω
CMRR Common-mode rejection ratio	$V_{IC} = V_{ICRmin}, V_O = 0, R_S = 50\ \Omega$	25°C	70 100			75 100			75 100			75 100			dB
k_{SVR} Supply-voltage rejection ratio ($\Delta V_{CC}/\Delta V_{IO}$)	$V_{CC} = \pm 9\ \text{V to } \pm 15\ \text{V}, V_O = 0, R_S = 50\ \Omega$	25°C	70 100			80 100			80 100			80 100			dB
I_{CC} Supply current (each amplifier)	$V_O = 0, \text{ No load}$	25°C	1.4 2.5			1.4 2.5			1.4 2.5			1.4 2.5			mA
V_{O1}/V_{O2} Crosstalk attenuation	$A_{VD} = 100$	25°C	120			120			120			120			dB

- (1) All characteristics are measured under open-loop conditions with zero common-mode voltage, unless otherwise specified.
- (2) Full range is $T_A = 0^\circ\text{C to } 70^\circ\text{C}$ for TL07_C, TL07_AC, TL07_BC and is $T_A = -40^\circ\text{C to } 85^\circ\text{C}$ for TL07_I.
- (3) Input bias currents of an FET-input operational amplifier are normal junction reverse currents, which are temperature sensitive, as shown in Figure 4. Pulse techniques must be used that maintain the junction temperature as close to the ambient temperature as possible.

6.4 Electrical Characteristics

 $V_{CC\pm} = \pm 15\text{ V}$ (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS ⁽¹⁾	T_A ⁽²⁾	TL071M TL072M			TL074M			UNIT
			MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
V_{IO} Input offset voltage	$V_O = 0, R_S = 50\ \Omega$	25°C		3	6		3	9	mV
		Full range			9			15	
α_{VIO} Temperature coefficient of input offset voltage	$V_O = 0, R_S = 50\ \Omega$	Full range		18			18		$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
I_{IO} Input offset current	$V_O = 0$	25°C		5	100		5	100	pA
		Full range			20			20	nA
I_{IB} Input bias current	$V_O = 0$	25°C		65	200		65	200	pA
		Full range			50			20	nA
V_{ICR} Common-mode input voltage range		25°C	± 11	–12 to 15		± 11	–12 to 15		V
V_{OM} Maximum peak output voltage swing	$R_L = 10\ \text{k}\Omega$	25°C	± 12	± 13.5		± 12	± 13.5		V
	$R_L \geq 10\ \text{k}\Omega$	Full range	± 12			± 12			
	$R_L \geq 2\ \text{k}\Omega$		± 10			± 10			
A_{VD} Large-signal differential voltage amplification	$V_O = \pm 10\ \text{V}, R_L \geq 2\ \text{k}\Omega$	25°C	35	200		35	200		V/mV
		Full range	15			15			
B_1 Unity-gain bandwidth				3			3		MHz
r_i Input resistance				10^{12}			10^{12}		Ω
CMRR Common-mode rejection ratio	$V_{IC} = V_{ICRmin}, V_O = 0, R_S = 50\ \Omega$	25°C	80	86		80	86		dB
k_{SVR} Supply-voltage rejection ratio ($\Delta V_{CC\pm}/\Delta V_{IO}$)	$V_{CC} = \pm 9\ \text{V to } \pm 15\ \text{V}, V_O = 0, R_S = 50\ \Omega$	25°C	80	86		80	86		dB
I_{CC} Supply current (each amplifier)	$V_O = 0, \text{No load}$	25°C		1.4	2.5		1.4	2.5	mA
V_{O1}/V_{O2} Crosstalk attenuation	$A_{VD} = 100$	25°C		120			120		dB

- Input bias currents of an FET-input operational amplifier are normal junction reverse currents, which are temperature sensitive, as shown in Figure 4. Pulse techniques must be used that will maintain the junction temperature as close to the ambient temperature as possible.
- All characteristics are measured under open-loop conditions with zero common-mode voltage, unless otherwise specified. Full range is $T_A = -55^\circ\text{C to } 125^\circ\text{C}$.

6.5 Operating Characteristics

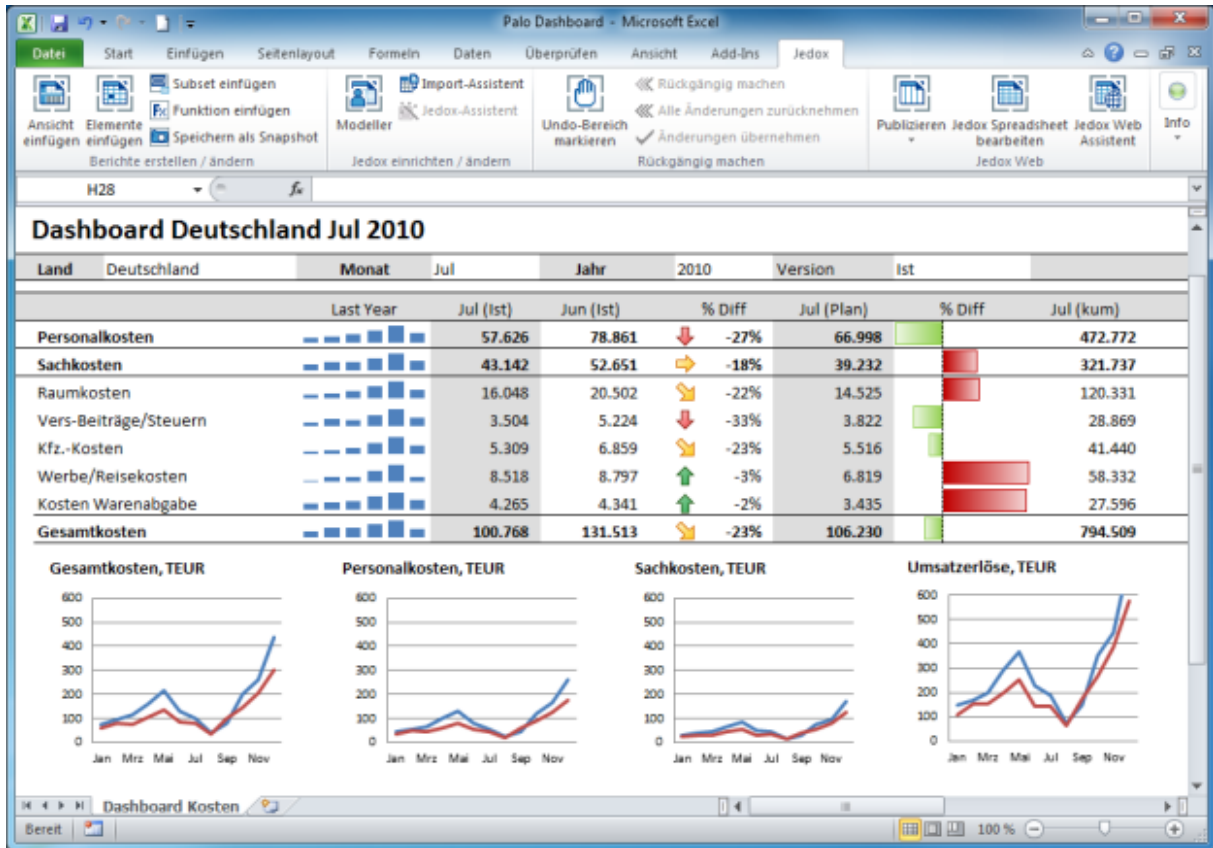
 $V_{CC\pm} = \pm 15\ \text{V}, T_A = 25^\circ\text{C}$

PARAMETER	TEST CONDITIONS	TL07xM			ALL OTHERS			UNIT
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
SR Slew rate at unity gain	$V_I = 10\ \text{V}, C_L = 100\ \text{pF}, R_L = 2\ \text{k}\Omega$, See Figure 1	5	13		8	13		V/ μs
t_r Rise-time overshoot factor	$V_I = 20\ \text{V}, C_L = 100\ \text{pF}, R_L = 2\ \text{k}\Omega$, See Figure 1		0.1			0.1		μs
			20			20		%
V_n Equivalent input noise voltage	$R_S = 20\ \Omega$	f = 1 kHz		18	18		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$	
		f = 10 Hz to 10 kHz		4	4		μV	
I_n Equivalent input noise current	$R_S = 20\ \Omega, f = 1\ \text{kHz}$		0.01			0.01		$\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$
THD Total harmonic distortion	$V_{I\text{rms}} = 6\ \text{V}, R_L \geq 2\ \text{k}\Omega, f = 1\ \text{kHz}, A_{VD} = 1, R_S \leq 1\ \text{k}\Omega$		0.003			0.003		%

Description de l'Excel

Microsoft Excel est un logiciel tableur de la suite bureautique Microsoft Office, développée et distribuée par l'éditeur Microsoft. La version la plus récente est Excel 2013.

Il est destiné à fonctionner sur les plates-formes Microsoft Windows ou Mac OS X. Le logiciel Excel intègre des fonctions de calcul numérique, de représentation graphique, d'analyse de données (notamment de tableau croisé dynamique) et de programmation, laquelle utilise les *macros* écrites dans le langage VBA (*Visual Basic for Applications*) qui est commun aux autres logiciels de Microsoft Office. Depuis sa création au début des années 1980 mais surtout à partir de sa version 5 (en 1993), Excel a connu un grand succès tant auprès du public que des entreprises prenant une position très majoritaires face aux logiciels concurrents, tel Lotus 1-2-3. La version actuelle du logiciel est *Excel 2013* sous Windows et *Excel 2011* sous Mac OS X ; dans ces deux environnements, Excel utilise des fichiers portant l'extension **xls** ou **xlsx** (à partir de la version 2007). Chaque fichier correspond à un *classeur* lequel contient des *feuilles de calculs* organisées. Chaque feuille correspond à un tableau de lignes et de colonnes pouvant contenir des valeurs (numériques ou non) ainsi que des formules permettant les calculs. Suivant les versions, les classeurs peuvent aussi inclure les éléments de programmation que sont les *macros*



[1] W.J. Tompkins: "*Biomedical digital signal processing*". Prentice-Hall, 1993.

[2] N.V. Thakor, J.G. Webster ET W.J. Tompkins: *Estimation of the QRS Complex Power Spectra for Design of a QRS Filter*. IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-31, No.11:702–706, 1984.

[4] W. Einthoven: *The galvanometric registration of the human electrocardiogram, likewise a review of the use of capillary-electrometer in physiology*. Cardiac Classic: Willius FW-CV Mosby, 1941.

[5] J. Malmivuo ET R. Plonsey: *Bioelectromagnetism - principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields*. Oxford University Press, 1995.

[6] E. Marey : *Des variations électriques des muscles et du cœur en particulier, étudiées au moyen de l'électromètre de M. Lippman*. CR Acad Sci, 82:975, 1976.

[7] A. Waller: *An introduction to human physiology*. Longmans Green, 1893.

[8] M.Nachef : *Conception et réalisation d'un système de télésurveillance médicale à base d'une carte ARDUINO "Transmission Bluetooth"*. UMMTO, 2013.

Sites web

[3] [Http: //interstices.info](http://interstices.info); [Image: Marquette Electronics - The Alan E. Lindsay ECG Learning Center in Cyberspace.](#)

[9] <http://pan.baidu.com/s/1hqj1PxM>

[10] www.arduino.cc.

[11] www.alldatasheet.com.