

**MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA
RECHERCHE SCIENTIFIQUE**

UNIVERSITE MOULOUD MAMMERI, TIZI-OUZOU



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

Mémoire de Fin d'Etudes

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

Option : Instrumentation Biomédicale

Présenté par :

- BENOUARET Mustapha
- KORICHE Sofiane

Thème

***Conception et réalisation du tensiomètre
électronique***

Devant le jury composé de :

Président Mme AMIROU Zahia

Promoteur Mr LAGHROUCHE Mourad

Examinateur Mr SEHAD Mounir

Examinateur Mr IDJERI Bousaad

Soutenance le: 29 / 09 / 2014

Remerciements

Nous tenons à remercier Dieu tout puissant pour nous avoir permis d'arriver à ce stade.

Nous remercions énormément et infiniment Notre encadreur Monsieur M.Laghrouche, pour avoir accepté de nous encadrer et diriger ce travail, la qualité et la précision de ses remarques ont été très précieux.

Nous exprimons aussi nous sincères remerciements à tous les professeurs et les enseignants qui ont œuvré notre formation.

Nous aimerais remercier vivement nous chers amis et camarades de ma promotion surtout ceux avec lesquels nous avons travaillé au Laboratoire projet : Salim , Mohamed, Hamza, Tarik, Mehdi, Yazid.

Qu'ils trouvent ici l'expression de ma profonde amitié.

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

Enfin, nos meilleurs et vifs remerciements s'adressent à la mère de Salim qui nous a bien recueillies chez elle.

Dédicaces

Nous remercions Dieu, le tout puissant de nous avoir donné la force et le courage afin d'accomplir ce travail.

Nous voudrions dédier ce modeste travail à nous chers parents qui nous ont élevés et soutenus tout au long de notre vie.

Aucune expression, aussi élaborée soit-elle, ne pourrait traduire notre profonde gratitude et notre reconnaissance pour toutes ces années de sacrifices et de dévouement.

Nous voulons dédie ce travail comme témoignage de notre respect et de notre amour éternel.

Nous dédions également ce travail à nos familles.

Que dieu vous donne santé et longue vie.

Introduction générale

Introduction générale

Dans un environnement perçu comme stressant, la tension artérielle monte. C'est ce qui explique «l'effet blouse blanche», un phénomène bien connu du monde médical: la pression sanguine s'élève de manière artificielle lorsqu'elle est mesurée par un professionnel de santé, mais revient à la normale dès que le patient sort du cabinet. Or ce résultat trompeur peut conduire à des prescriptions inutiles.

L'intérêt d'un tensiomètre électronique est de pouvoir suivre sa tension artérielle tranquillement chez-soi de manière fréquente et régulière, sans avoir à consulter un médecin pour chaque mesure ; c'est ce que l'on nomme l'automesure de la tension artérielle. Chez certains patients l'automesure de la pression artérielle peut constituer une aide appréciable pour le médecin, soit pour le diagnostic d'une hypertension artérielle, soit en cas de suspicion d'une grande variabilité tensionnelle, soit encore pour l'évaluation et la surveillance d'un traitement antihypertenseur. Le patient sera donc tout le temps au courant des variations de sa tension artérielle et pourra ainsi prendre les décisions adéquates au moment opportun. Ces décisions lui éviteront de plonger dans un état critique tel que l'hypertension ou l'hypotension qui pourraient mettre en péril sa vie et dans certains cas même la vie des autres.

L'objectif de ce projet est la réalisation d'un tensiomètre électronique capable d'effectuer des mesures de pression systolique et diastolique et les envoyer sur un Smartphone qui sera l'outil de connexion entre le médecin et ses patients. Comme nous pouvons le constater, le sujet abordé dans ce travail s'inscrit à la croisée des domaines de la télémédecine, des technologies mobiles afin d'améliorer la prise en charge des patients. Pour se faire nous avons subdivisé notre travail en quatre principaux chapitres :

Dans un premier chapitre, nous procéderons à une étude sur l'anatomie du cœur humain, la pression artérielle et ses anomalies.

Le deuxième chapitre nous étudierons les moyens et les méthodes de mesure de la pression artérielle.

Le troisième chapitre sera consacré aux descriptions des différents étages et les différentes composantes du circuit à réaliser.

Notre mémoire s'achèvera par un dernier chapitre qui sera consacré à la description des logiciels de programmation, et les résultats de notre travail.

Table des matières

Introduction générale..... 1

Chapitre I : Le cœur humain, pressions et anomalies

I. Introduction	2
II. Structure du cœur.....	2
II.1- La révolution cardiaque.....	4
II.2- Systole	6
II.3- Diastole.....	7
II.4- Pression artérielle	7
II.5- Régulation du cycle cardiaque	9
II.6- Hypertension artérielle	10
II.6.1- Définition	10
II.6.2- Causes.....	12
II.6.3- Les complications.....	15
II.7- Hypotension artérielle	16
II.7.1- Symptômes	16
II.7.2- Étiologies	16
III. Variations physiologiques.....	16
III.1- Les mécanismes de régulation	17

Chapitre II : Moyens et méthodes de mesure de la Pression Artérielle

I. Introduction.....	18
I.1-Mesure Invasive.....	18

I.2-Mesure non invasive	20
II. Les méthodes indirectes.....	20
II.1-Méthode auscultatoire	20
II.1.1-Le principe de la méthode auscultatoire.....	21
II.2-La méthode microphonique.....	22
II.3-La méthode des ultrasons	23
II.4-La méthode pléthysmographie	23
II.5-La méthode oscillométrique	24
II.5.1-Le principe de la méthode oscillométrique	14
II.5.2-Les méthode de calcul de la PAS et PAD d'un signal oscillométrique	26
II.5.2.1-première méthode HB	26
II.5.2.2-Deuxième méthode SB.....	27
II.6-Précision des techniques indirectes	28

Chapitre III : Conception du tensiomètre électronique

I. Introduction.....	29
II. Description sommaire du système.....	29
III. Description détaillée du système.....	30
III.1-Partie analogique	30
III.2-Le système pneumatique.....	31
III.2.1-Brassard.....	31
III.2.2-L'électropompe (rolling pump).....	32
III.2.3-La valve électronique.....	32

III.3-Capteur de pression	32
III.4-L'amplificateur d'instrumentation	33
III.5-Filtre passe bande.....	35
III.6-Stade de couplage AC.....	36
IV. Le traitement numérique	38
IV.1-Description de la carte Arduino UNO	38
IV.1.1-Alimentation	39
IV.1.2-Protection du port USB contre la surcharge en intensité.....	41
IV.1.3- Gestion des mémoires.....	41
IV.1.4-Les entrés et sortie	41
IV.1.4.1-Entrés et sortie numérique	41
IV.1.4.2-Les entrés analogique	42
IV.1.4.3-Autres broches	42
IV.1.5-Communication.....	43
IV.1.6-L'éditeur et programmation.....	43
IV.1.6.1-Réinitialisation (éditeur) automatique.....	44
IV.1.7-Caractéristiques Mécaniques	44
IV.2-Le microcontrôleur Atmega 328.....	45
IV.2.1-Les principales caractéristiques de l'Atmega328	45
IV.2.2-Convertisseur analogique numérique	47
V. Le module de transmission.....	48
V.1-Historique.....	48
V.2-Le module Bluetooth de Sparkfun	49

V.3-Les caractéristiques du module BlueSMiRF.....	49
V.4-Brochage du module BlueSMiRF	50

Chapitre IV : Conception logicielles et résultats expérimentaux

I. Introduction.....	52
II.1- L'environnement de programmation Arduino	52
II.1.1- Description du logiciel Arduino.....	52
II.1.2- Description de la barre des menus.....	54
II.1.3- Description de la barre des boutons	55
II.1.4- Programme Arduino et les étapes de téléchargement vers la carte	56
III. Programmation Android sous éclipse.....	57
III.1- L'environnement de développement sous Android	57
III.1.1- Le JDK (Java Development Kit).....	57
III.1.2- Le SDK (Software Development Kit) Android	57
III.1.3- L'IDE Eclipse	58
III.1.4- Le plugin ADT pour Eclipse.....	59
III.1.5- L'émulateur de téléphone (Android Virtual Device)	59
III.2- Structure d'un projet.....	59
III.3- Les éléments d'une application	61
III.4- Crédit d'un projet Android.....	62
III.4.1- Crédit d'un AVD.....	62
III.4.2- Crédit d'un nouveau projet Android	63
III.4.3- Explication des paramètres du projet.....	64
IV. Tests et résultats	65

IV.1-Test du capteur.....	65
IV.2-Visualisation des signaux de la pression à différentes endroit du circuit	65
IV.3- Circuit imprimé.....	68
<i>Conclusion générale</i>	69

Annexes

Références bibliographiques

Liste des figures et des tableaux

Figure I.1. Vue antérieure externe montrant l'emplacement du cœur.....	3
Figure I.2. Vue antérieure externe montrant l'anatomie de surface du cœur.....	3
Figure I.3. Systole Auriculaire	5
Figure I.4. Systole ventriculaire et éjection ventriculaire	5
Figure I.5. Les phases de la systole, la diastole, l'e signal de la PA et l'ECG enregistrée Simultanément.....	10
Figure II.1. Système de mesure invasive de La PA.	19
Figure II.2. Différences entre les oscillations de la PA suivant le site de perfusion.....	19
Figure II.3. Sphygmomanomètre	21
Figure II.4. Schéma représentant la méthode auscultatoire.....	21
Figure II.5. La méthode microphonique.....	22
Figure II.6. La méthode pléthysmographique.	23
Figure II.7. La relation entre les variations de la PA et la contre-pression artérielle dans le brassard.....	24
Figure II.8. Signal oscillométrique de la pression artérielle.....	25
Figure II.9. Signal d'oscillation de pression.	27
Figure II.10. Exemple de détection de la PAS et la PAD.	27
Figure III.1. Schéma synoptique de la chaîne d'acquisition	29
Figure III.2. Le système pneumatique et sa connexion à l'Arduino.	31
Figure III.3. Brassard	31
Figure III.4. L'électropompe	32
Figure III.5. La valve électronique.....	32
Figure III.6. Structure interne du MPX2010DP	33
Figure III.7. La tension de sortie (mV) en fonction de la pression différentielle.....	33
Figure III.8. Les pins de l'AD620	34
Figure III.9. L'AD620 avec $RG = 470 \Omega$	34
Figure III.10. Premier filtre passe bande.....	35

Liste des figures et des tableaux

Figure III.11. Second filtre passe bande.....	36
Figure III.12. Étage de couplage AC pour le niveau de polarisation	37
Figure III.13. Le circuit analogique du système.....	37
Figure III.14. Vue de face et vue de derrière de la carte Arduino UNO R3	38
Figure III.15. Description de la carte Arduino UNO R3	39
Figure III.16. Les pins de l'Atmega328.....	45
Figure III.17. Symbole du Bluetooth.	49
Figure III.18. Brochage du module BlueSMiRF.....	50
Figure III.19. Bronchement du BlueSMiRF à la carte Arduino UNO	51
Figure IV.1. Fenêtre principale de l'environnement de programmation.....	52
Figure IV.2. Les différentes parties de la fenêtre principale du logiciel Arduino.....	53
Figure IV.3. Fenêtre associée au moniteur série	54
Figure IV.4. La barre des menus	54
Figure IV.5. La barre des boutons.....	55
Figure IV.6. Android SDK Manager.....	58
Figure IV.7. Premier lancement d'Eclipse après installation de plugin ADT	59
Figure IV.8. L'arborescence d'un projet.....	60
Figure IV.9. Listes des ADV créées.	62
Figure IV.10. L'émulateur	63
Figure IV.11.Création d'un nouveau projet	63
Figure IV.12. Paramètre du projet HelloAndroid	64
Figure IV.13. L'interface de notre application.....	64
Figure IV.14. Test du capteur (Vout = 20.2 mV implique une pression d'environ 25Kpa, 187.5 mm Hg)	65
Figure IV.15. Le signal de brassard	66
Figure IV.16. Le signal à la sortie du 1er filtre	66
Figure IV.17. Le signal à la sortie du 2éme filtre.....	67

Liste des figures et des tableaux

Figure IV.18. Le signal du brassard et le signal à la sortie du 2éme filtre	67
Figure IV.19. Typon de circuit.....	68
Figure IV.20. Typon de la partie contrôle.....	68
Figure IV.21. Circuit visualisé en 3D	68
Tableau I.1. Les chiffres limites des différents niveaux d'hypertension	11
Tableau III.1. Les caractéristiques techniques du module Bluetooth.....	49

Liste des abréviations, sigles et symboles

PAS : Pression Artérielle Systolique

PAD : Pression Artérielle Diastolique

PAM : Pression Artérielle Moyenne

PP : pression différentielle, ou pression pulsée

HTA : Hypertension Artérielle

ADH : vasopressine peptide

cm Hg : centimètre de mercure

mm Hg : millimètre de mercure

VTS : Volume Télé-Systolique

ECG : l'électrocardiogramme

BPM : Battements par minutes

Rv : étant la résistance vasculaire exprimée $\text{endynes} \cdot \text{s} \cdot \text{cm}^{-5} = 10N \cdot \text{s} \cdot \text{cm}^{-5}$.

Qc : étant le débit cardiaque exprimé en ml/s.

HT : Hypertendus

OMS : l'Organisation Mondiale de la Santé

Na Cl : sel alimentaire

Na⁺ : l'ion sodium

Cl : l'ion chlore

Ca⁺⁺ : l'ion calcium

$U = R \times I$: loi d'hom

Liste des abréviations, sigles et symboles

IAP : Intravasculaire Artérielle Pressure

HB: height-based

SB: sloped-based

Rs: ratio systolique en mmHg/mmHg

Rd: ratio diastolique en mmHg/mmHg

Am: amplitude maximale des oscillations de pression en mmHg

PDA : Personal Digital Assistants, ou assistants numériques personnels

KPa : Unité de pression (kilo pascale)

mV : Unité de tension (millivolts)

Hz : Unité de fréquence(hertz)

DC : Direct current (courant continue)

AC : Alternatif current (courant alternatif)

ADC : Convertisseur analogique numérique

MCU : Microcontrôleur

Chapitre I

Le cœur humain, pressions et anomalies

I. Introduction

Le cœur est un organe musculaire creux constitué de quatre cavités, étant le centre du système circulatoire, il assure la circulation du sang en pompant le sang par des contractions rythmiques vers les vaisseaux sanguins et les cavités du corps.

La résulte de la contraction régulière du cœur qui engendre un système de forces propulsant le sang dans toutes les artères du corps, est une pression dynamique appelée pression artérielle qui est un paramètre hémodynamique qui varie constamment autour d'une valeur moyenne. L'amplitude et la forme de ces variations changent selon le site de l'enregistrement avec une amplification de sa valeur maximale, un raidissement de sa pente et une décroissance de sa valeur moyenne en partant du cœur vers la périphérie.

La pression artérielle est variable selon les moments de la journée et les circonstances : elle augmente avec l'effort, les émotions violentes, tandis qu'elle décroît lorsque l'organisme est au repos et pendant la nuit.

Dans ce premier chapitre, nous présentons l'anatomie et le fonctionnement du cœur ainsi que les facteurs agissant sur la pression artérielle, et ses anomalies.

II. Structure du cœur

Dans le corps humain, le cœur se situe dans le médiastin. C'est la partie médiane de la cage thoracique délimitée par les deux poumons, le sternum et la colonne vertébrale. Il se trouve un peu à gauche du centre du thorax, en arrière du sternum, sur le diaphragme.

C'est un organe creux mû par un muscle, le myocarde, et enrobé du péricarde (péricardique) ; il est entouré par les poumons.

Le cœur mesure de 14 à 16 cm et son diamètre de 12 à 14 cm. Sa taille est d'environ 1.5 fois la taille du poing fermé de la personne. Son volume vaut environ 50 à 60 cm³. Un peu moins gros chez la femme que chez l'homme, il mesure en moyenne chez celui-ci 105 mm de largeurs, 98 mm de hauteur, 205 mm de circonférence. Le cœur d'un adulte pèse de 300 à 350 grammes. Ces dimensions sont souvent augmentées dans les affections cardiaques. Il consiste en quatre chambres, appelées cavités cardiaques : les atria ou oreillettes en haut, et les ventricules en bas. [9]

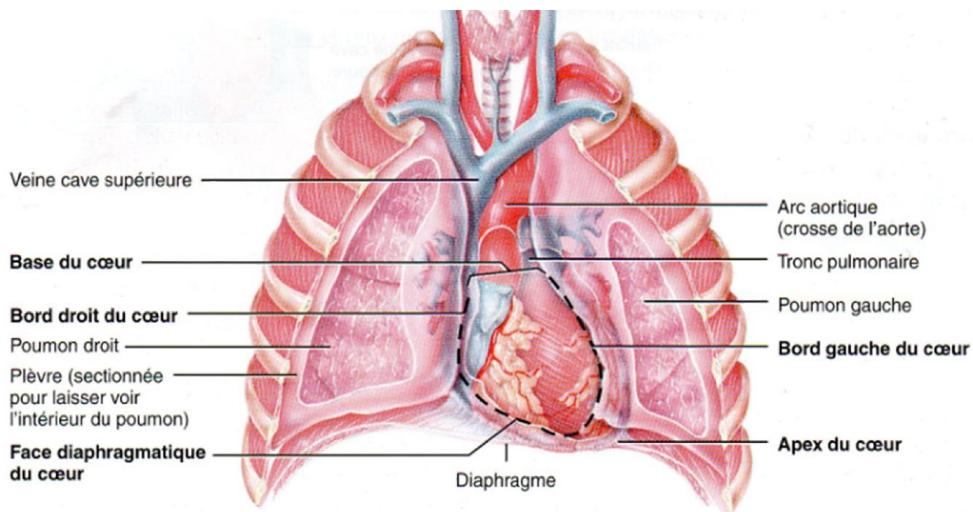


Figure I.1. Vue antérieure externe montrant l'emplacement du cœur [1]

Un mur musculaire épais, le **septum**, divise l'atrium et le ventricule gauche de l'atrium et le ventricule droit, évitant le passage de sang entre les deux moitiés du cœur. Des valves entre les oreillettes et les ventricules assurent, le passage unidirectionnel coordonné du sang depuis les atria vers les ventricules. L'organe central de la circulation sanguine est, en réalité, composé de deux cœurs accolés l'un à l'autre, mais totalement distincts l'un de l'autre : un cœur droit dit veineux (ou segment capacitif), et un cœur gauche dit artériel (ou segment résistif).

Les ventricules ont pour fonction de pomper le sang vers le corps ou vers les poumons. Leurs parois sont plus épaisses que celles des oreillettes, et la contraction des ventricules est plus importante pour la distribution du sang.

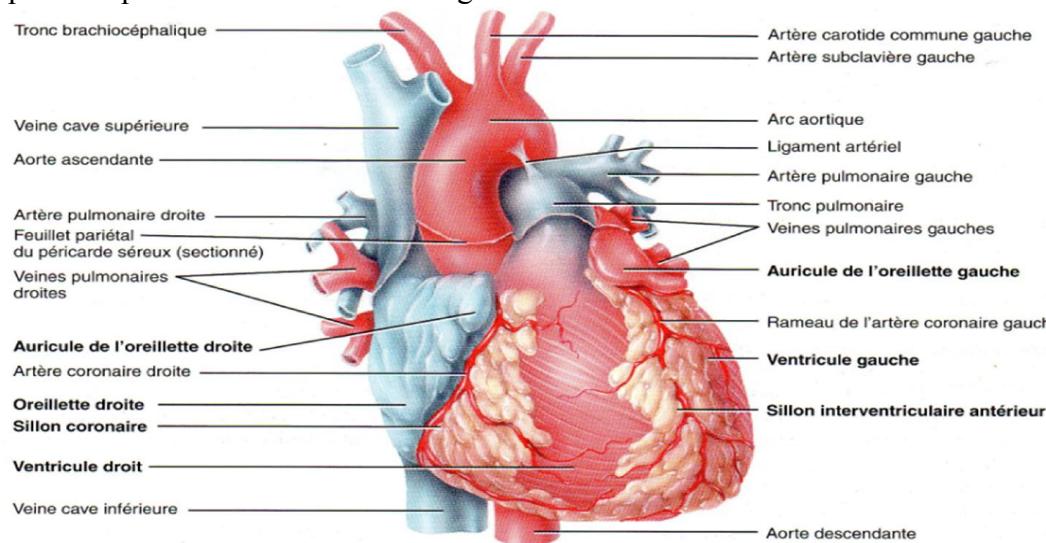


Figure I.2. Vue antérieure externe montrant l'anatomie de surface du cœur [1]

Du sang appauvri en oxygène par son passage dans le corps entre dans l'atrium droit par trois veines, la veine cave supérieure (**venacava superior**), la veine cave inférieure (**venacava inferior**) et le sinus coronaire. Le sang passe ensuite vers le ventricule droit. Celui-ci le pompe vers les poumons par l'artère pulmonaire (**arteria pulmonalis**). Après avoir perdu son dioxyde de carbone aux poumons et s'y être pourvu d'oxygène, le sang passe par les veines pulmonaires (**venae pulmonalis**) vers l'oreillette gauche. De là le sang oxygéné entre dans le ventricule gauche. Celui-ci est la chambre pompant principale, ayant pour but d'envoyer le sang par l'aorte (**aorta**) vers toutes les parties du corps sauf les poumons. Le ventricule gauche est bien plus massif que le droit parce qu'il doit exercer une force considérable pour forcer le sang à traverser tout le corps contre la pression corporelle, tandis que le ventricule droit ne dessert que les poumons. Bien que les ventricules se trouvent en bas des atra, les deux vaisseaux par lesquels le sang quitte le cœur (l'artère pulmonaire et l'aorte) se trouvent en haut du cœur.

La paroi du cœur est composée de muscle qui ne se fatigue pas. Elle consiste en trois couches distinctes. La première est l'épicarpe (**epicardium**) qui se compose d'une couche de cellules épithéliales et de tissu conjonctif. La deuxième est l'épais myocarde (**myocardium**) ou muscle cardiaque. À l'intérieur se trouve l'endocarde (**endocardium**), une couche additionnelle de cellules épithéliales et de tissu conjonctif. Le cœur a besoin d'une quantité importante de sang, offerte par les artères coronaires (dont la circulation est dite diastolique) gauche et droite (**artère coronaire**), des embranchements d'aorte.

II.1- La révolution cardiaque

Le cœur possède une fréquence d'impulsion au repos de 60 à 80 battements pour un débit de 4,5 à 5 litres de sang par minute. Chaque battement du cœur entraîne une séquence d'événements collectivement appelés la révolution cardiaque. Celle-ci consiste en trois étapes majeures : la systole auriculaire, la systole ventriculaire et la diastole. Au début du cycle cardiaque le sang remplit les oreillettes droites et gauches grâce aux veines caves et pulmonaires.

Au cours de la systole auriculaire, les oreillettes se contractent et éjectent du sang vers les ventricules (remplissage actif). Une fois le sang expulsé des oreillettes les valves auriculo-ventriculaires entre les oreillettes et les ventricules ferment. Ceci évite un reflux du sang vers les oreillettes. [9]

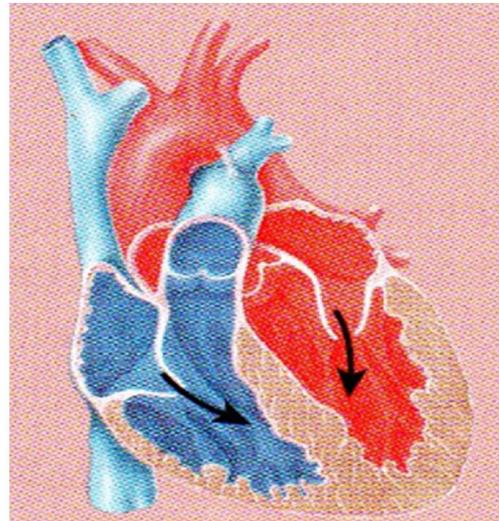


Figure I.3. Systole Auriculaire [1]

La systole ventriculaire implique la contraction des ventricules, expulsant le sang vers le système circulatoire. Une fois le sang expulsé, les deux valves sigmoïdes (la valve pulmonaire à droite et la valve aortique à gauche) se ferment. Ainsi, le sang ne reflue pas vers les ventricules. La fermeture des valvules sigmoïdes produit un deuxième bruit cardiaque plus aigu que le premier. Pendant cette systole les oreillettes maintenant relâchées se remplissent de sang.

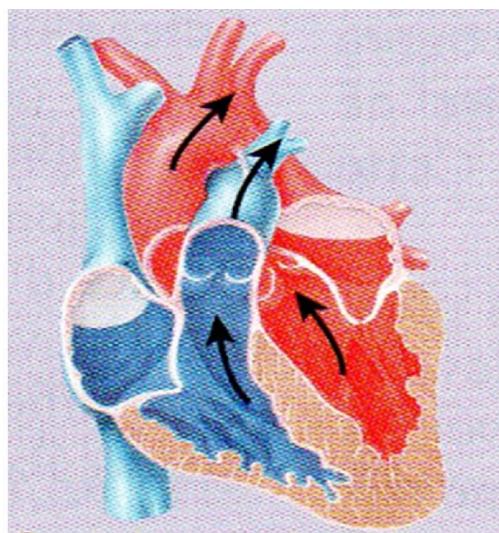


Figure I.4. Systole ventriculaire et éjection ventriculaire [1]

Enfin, la diastole est la relaxation de toutes les parties du cœur, permettant le remplissage (passif) des ventricules et l'arrivée de nouveau sang.

Le cœur passe 1/3 du temps en systole et 2/3 en diastole. L'expulsion rythmique du sang provoque ainsi le pouls que l'on peut tâter.

II.2- Systole

La systole est la contraction des chambres du cœur. L'adjectif correspondant est systolique. Les quatre chambres du cœur connaissent une systole et une diastole pour que le sang soit propulsé à travers le système cardio-vasculaire. Lors de la systole, les ventricules, remplis lors de la diastole, se contractent, mais sans changer de volume, c'est la contraction iso-volumétrique. Celle-ci permet d'augmenter la pression (voir Valeurs Normales) des cavités ventriculaires, et quand les valves s'ouvrent le sang est envoyé dans les artères : c'est l'éjection systolique. On appelle Volume Télé-systolique (**VTS**) le volume sanguin restant dans le ventricule gauche au temps de contraction maximum, après les phases d'éjection systolique et de relaxation iso-volumétrique. Ce volume normal est de 55 ml. [9]

Valeurs Normales :

- Pression moyenne dans l'atrium droit : 3 mm Hg
- Pression maximale dans le ventricule droit : 18 mm Hg
- Pression minimale dans le ventricule droit : 4 mm Hg
- Pression maximale dans l'artère pulmonaire : 18 mm Hg
- Pression minimale dans l'artère pulmonaire : 8 mm Hg
- Pression moyenne dans l'artère pulmonaire : 12 mm Hg
- Pression moyenne dans les capillaires pulmonaires : 8 mm Hg
- Pression moyenne dans l'atrium gauche : 8 mm Hg
- Pression maximale dans le ventricule gauche : 130 mm Hg
- Pression minimale dans le ventricule gauche : 80 mm Hg
- Pression maximale dans l'aorte (dite systolique): 130 mm Hg. Définis le premier nombre de la tension artérielle.

Communément exprimée en cm Hg, on obtient donc 13.

- Pression minimale dans l'aorte (dite diastolique): 80 mm Hg. Définis le second nombre de la tension artérielle. On parlera ici d'une tension à 13/8.
- Pression moyenne dans l'aorte : 95 mm Hg
- La pression systolique aortique normale est comprise entre 120 et 140 mm Hg. Cette dernière devient pathologique si elle dépasse 140 mm Hg. On parle alors d'Hypertension Artérielle (**HTA**)
- Volume Télé-systolique : 55 ml

II.3- Diastole

La diastole est la période au cours de laquelle le cœur se relâche après s'être contracté. On parle de diastole ventriculaire quand les ventricules se relâchent, et de diastole auriculaire lorsque les oreillettes se relâchent. Au cours de la diastole ventriculaire, la pression dans les ventricules (gauche et droit) s'abaisse par rapport au pic qu'elle avait atteint au cours de la systole. Lorsque la tension du ventricule gauche s'abaisse en dessous de celle de l'oreillette gauche, la valvule mitrale s'ouvre, et le ventricule gauche se remplit du sang qui s'était accumulé dans l'oreillette gauche.

II.4- Pression artérielle

La pression sanguine dans les artères est généralement appelée pression artérielle, ou tension artérielle. La pression artérielle dans les artères élastiques est essentiellement liée à deux facteurs, soit le premier leur élasticité et le second le volume de sang propulsé.

Si le volume de sang qui pénètre dans les artères élastiques était égal au volume de sang qui en sort à un moment quelconque, la pression artérielle serait constante. Mais la pression artérielle oscille sans cesse dans les artères élastiquées proches du cœur. En d'autres os, l'écoulement du sang est manifestement pulsatile.

Lorsqu'il se contracte et expulse le sang dans l'aorte (systole ventriculaire), le ventricule gauche confère d'énergie cinétique au sang. Le sang étire les parois élastiques de l'aorte, et la pression aortique atteint son point maximal. Si l'on ouvrait l'aorte à ce moment, le sang jaillirait à une hauteur d'environ 2 m. Cette pression maximale, appelée pression artérielle systolique, se situe en moyenne à 120 mm Hg chez l'adulte en bonne santé. Le sang avance dans le site artériel parce que la pression est plus élevée dans l'aorte que dans les vaisseaux en aval.

Pendant la diastole ventriculaire, la fermeture de valve de l'aorte empêche le sang de refluer dans le ventricule gauche, et les parois de l'aorte reprennent leurs positions initiales; elles maintiennent ainsi une pression suffisante sur le sang pour qu'il s'écoule vers les plus petits vaisseaux.

L'évacuation du sang de l'aorte explique pourquoi la pression aortique atteint alors son point minimal (de 70 à 80 mm Hg chez l'adulte en bonne santé), appelé pression artérielle diastolique. On peut comparer les artères élastiques à des pompes auxiliaires passives et à des réservoirs de pression qui, après avoir accumulé du sang et de l'énergie cinétique pendant la

systole, peuvent maintenir l'écoulement du sang et la pression sanguine dans le réseau vasculaire durant la diastole.

La différence entre la pression systolique et la pression diastolique est appelée pression différentielle, ou pression pulsée (**PP**).

Le déterminant principal de la pression pulsée est constitué par les propriétés viscoélastiques de la paroi des artères de gros et moyens calibres et ceux influencent les ondes incidentes et réfléchies de la **PA**. Alors que l'onde incidente est influencée par le débit systolique et la rigidité artérielle, l'onde réfléchie dépend de trois paramètres :

- la valeur du coefficient de réflexion (au site même de réflexion)
- la rigidité artérielle
- la distance entre les sites de réflexion et de mesure.

Lorsque l'on touche une artère, on peut sentir une palpitation (le pouls) pendant la systole, au moment où les artères élastiques sont distendues à la suite de l'afflux de sang déclenché par la contraction ventriculaire. La hausse du volume systolique est l'accélération de l'éjection du sang par le cœur (dont la contractilité s'est accrue) provoque un accroissement temporaire de la pression différentielle. Notons que l'artériosclérose entraîne une pression différentielle élevée chronique (par suite d'une augmentation de la pression systolique), car les artères élastiques s'étirent moins.

Puisque la pression aortique monte et descend à chaque battement du cœur, la valeur à retenir est la pression artérielle moyenne (**PAM**), car c'est cette pression qui propulse le sang dans les tissus. La PAM se définit comme le produit entre la résistance vasculaire (**Rv**) et le débit cardiaque (**Qc**).

$$\text{PAM} = \text{Rv} \times \text{Qc} \quad \text{I.1}$$

Qc: étant le débit cardiaque exprimé en ml/s.

Rv: étant la résistance vasculaire exprimée $\text{endynes} \cdot \text{s} \cdot \text{cm}^{-5} = 10 \text{N} \cdot \text{s} \cdot \text{cm}^{-5}$.

PAM : étant la pression artérielle moyenne exprimée en $10^{-1} \text{N} \cdot \text{m}^{-2}$.

Sachant que : $1 \text{ N} \cdot \text{m}^{-2} = 1 \text{ Pa} = 7,5 \cdot 10^{-3} \text{ mm Hg}$

La résistance d'une artère dépend de la rigidité de ces parois et de sa géométrie, et peut varier notamment selon l'âge. Le débit sanguin est représenté habituellement par le volume de sang éjecté par minute.

Comme la diastole dure en général plus longtemps que la systole, la pression moyenne ne correspond pas simplement à la valeur intermédiaire entre la pression systolique et la

pression diastolique. Elle est approximativement égale à la pression diastolique additionnée au tiers de la pression différentielle.

$$\text{PAM} = (\text{pression systolique} + \text{pression différentielle})/3 \quad \text{I.2}$$

On peut également calculer la PAM en faisant la somme des deux tiers de la pression diastolique (soit 66%; on peut prendre aussi 60%) et du tiers de la pression systolique (soit 33%; on peut prendre aussi 40%).

$$\text{PAM} = (\text{pression systolique} + 2 \times \text{pression diastolique})/3 \quad \text{I.3}$$

La pression artérielle moyenne et la pression différentielle diminuent à mesure que l'on éloigne que l'on s'approche du cœur. La pression artérielle moyenne baisse lorsque le sang frotte contre les parois des vaisseaux, et la pression différentielle diminue graduellement dans les artères musculaires, où il n'y a pas de retour élastique des parois pour y contribuer. À la fin de son parcours dans les artères, le sang coule à un débit constant et la pression différentielle est nulle. [9]

II.5- Régulation du cycle cardiaque

Le muscle cardiaque est 'myogénique'. Cela veut dire qu'à la différence du muscle squelettique, qui a besoin d'un stimulus conscient ou réflexe, le muscle cardiaque s'excite lui-même. Les contractions rythmiques se produisent spontanément, bien que leur fréquence puisse être affectée par des influences nerveuses ou hormonales tel l'exercice ou la perception de danger.

La séquence rythmique des contractions est coordonnée par une dépolarisation (inversion de la polarité électrique de la membrane par passage actif d'ions à travers celle-ci) du **nœud sinusal** ou nœud de **Keith et Flack (nodus sinuatrialis)** situé dans la paroi supérieure de l'atrium droit. Le courant électrique induit, de l'ordre du microvolt, est transmis dans l'ensemble des oreillettes et passe dans les ventricules par l'intermédiaire du nœud auriculo-ventriculaire. Il se propage dans le septum par le **faisceau de His**, constitué de fibres spécialisées appelées **fibres de Purkinje** et servant de filtre en cas d'activité trop rapide des oreillettes.

Les fibres de Purkinje sont des fibres musculaires spécialisées permettant une bonne conduction électrique, ce qui assure la contraction simultanée des parois ventriculaires. Ce système électrique explique la régularité du rythme cardiaque et assure la coordination des

contractions auriculo-ventriculaires. C'est cette activité électrique qui est analysé par des électrodes posées à la surface de la peau et qui constitue l'électrocardiogramme ou **ECG**.
Battement du cœur d'un être humain 60-100 fois par minute (**BPM**).

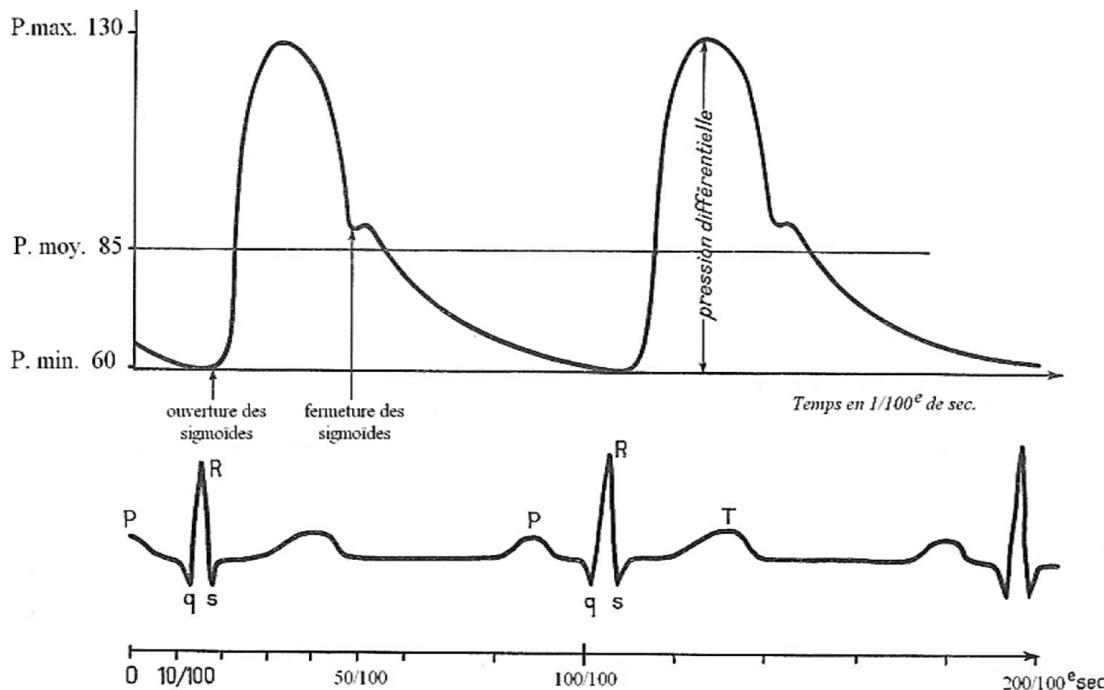


Figure I.5. La courbe de la pression artérielle et l'ECG enregistrée simultanément

II.6- Hypertension artérielle

L'hypertension artérielle, ou **HTA**, est définie par une pression artérielle trop élevée. Le patient porteur d'une HTA est un hypertendu (**HT**).

II.6.1- Définition

La pression artérielle doit être mesurée en position assise ou allongée, après 5 à 10 minutes de repos. Les valeurs doivent être retrouvées élevées à trois occasions différentes pour que l'on puisse parler d'hypertension artérielle (ou HTA). Le médecin mesure deux nombres :

- celui de la pression artérielle systolique ou **PAS** qui reflète la pression lors de la contraction du ventricule gauche (systole),
- la pression artérielle diastolique ou **PAD** qui reflète la pression lors de la relaxation du ventricule gauche (diastole)
- une pression artérielle moyenne se calcule à partir des deux premiers.

Les mesures s'expriment en centimètres ou en millimètres de mercure (**cm Hg** ou **mm Hg**). La tension artérielle est considérée comme précédant une hypertension artérielle pour des valeurs de la pression artérielle systolique comprises entre 120 et 139 mm Hg et/ou de la pression artérielle diastolique comprises entre 80 et 89 mm Hg. La notion d'hypertension artérielle limite n'existe plus.

- Si des valeurs augmentées ne sont retrouvées qu'occasionnellement, on parle alors de **HTA labile** qui ne nécessite alors qu'une simple surveillance, éventuellement accompagnée de mesures hygiéno-diététiques.
- On parle, **d'effet blouse blanche** si la tension est élevée au cabinet du médecin et normale dans la vie de tous les jours. Cette augmentation de la pression est secondaire au stress de la consultation et n'est pas anormale.
- Cette définition de l'hypertension artérielle repose en fait sur "l'acceptabilité" d'un risque plutôt que sur la "normalité" d'une valeur. L'hypertension artérielle n'est donc pas une maladie, mais représente un facteur de risque qui, s'il est traité, permet d'éviter, dans une certaine mesure, des complications. Le risque augmente avec l'élévation de la tension artérielle et il est souhaitable d'avoir des chiffres tensionnels les plus bas possibles.

Cependant, l'Organisation mondiale de la santé (**OMS**) a fixé des seuils, en tenant compte à la fois des risques tensionnels et des inconvénients liés aux traitements. Une tension est donc considérée comme normale : si la pression artérielle systolique est inférieure à 140 mm Hg, et si la pression artérielle diastolique est inférieure à 90 mm Hg.

Les chiffres limites des différents niveaux d'hypertension sont donnés dans le tableau suivant :

	PRESSION SYSTOLIQUE	PRESSION DIASTOLIQUE
HTA sévère	> 180 mm Hg	> 110 mm Hg
HTA stade 2	> 160 mm Hg	> 100 mm Hg
HTA stade 1	> 140 et < 159 mm Hg	> 90 et < 99 mm Hg
pré HTA³	> 120 et < 139 mm Hg	> 80 et < 89 mm Hg

Tableau I.1. Les chiffres limites des différents niveaux d'hypertension

II.6.2- Causes

1. Dans 90% des cas, l'hypertension artérielle est dite essentielle : aucune cause connue ne peut être retrouvée dans ce cas.
2. Dans 10% des cas, l'hypertension artérielle est secondaire : plusieurs causes peuvent être à l'origine d'une hypertension, certaines étant curables de façon définitive :

Causes rénales : 4%

1. Insuffisance rénale (secondaire à une polykystose rénale, une glomérulonéphrite, une pyélonéphrite...).
2. Affection rénale unilatérale non vasculaire (pyélonéphrite unilatérale, tuberculose, hyperplasie congénitale).
3. Sténose de l'artère rénale (par athérome ou fibrose). Il s'ensuit une hypo perfusion du parenchyme rénal du côté atteint, avec, pour conséquence, une augmentation d'activité du système rénine – angiotensine – aldostérone, provoquant une rétention d'eau et de sel ainsi qu'une vasoconstriction des artères.

Causes surrénales :

1. Le phéochromocytome. Il s'agit d'une tumeur sécrétant en excès des catécholamines. Ces substances augmentent la fréquence cardiaque, la force de contraction du cœur et entraînent une vasoconstriction des artères, ses trois éléments provoquant une hausse des chiffres tensionnels. La tumeur, le plus souvent surrénnalienne, peut cependant avoir d'autres localisations. Les symptômes associent, aux poussées tensionnelles, des maux de tête, des sueurs et des palpitations. Le diagnostic est possible par le dosage biologique des dérivés **des catécholamines**, notamment l'acide **vanylmandélique**, dans le sang ou dans les urines. Le scanner surrénalien ou la scintigraphie permettent de situer la tumeur (diagnostic topographique).
2. Le syndrome de Cushing (par tumeur ou par hyperplasie bilatérale **des surrénales**) entraîne une sécrétion importante de cortisol ou de ses dérivées. Les signes sont en général évocateurs : érythrose (rougeur) du visage...
3. Le syndrome de Conn sécrète de l'aldostérone en excès, provoquant une rétention d'eau consécutive à une rétention de sodium, et une fuite de potassium. L'élément orientant le diagnostic est la constatation d'une hypokaliémie (baisse du taux de potassium dans le sang). Ce **hyperaldostéronisme**, dosable dans le sang et dans les urines, est dit primaire car il n'est pas dû à l'augmentation de la rénine (taux normal ou bas de cette dernière dans le sang).

Il s'oppose aux **hyperaldostéronismes** secondaires (aldostérone et rénine élevées) comme on le voit en cas de sténose d'une artère rénale.

La coarctation aortique :

Le rétrécissement congénital (de naissance) de la jonction entre aorte horizontale et aorte descendante (isthme aortique) entraîne :

1. une augmentation de la pression artérielle en amont du rétrécissement, en particulier au niveau des deux bras.
2. une diminution de la pression artérielle en aval, se manifestant par des pouls fémoraux difficilement ou non perceptibles.

Ce diagnostic est à évoquer systématiquement devant toute hypertension de l'enfant.

Grossesse :

L'hypertension artérielle, apparaissant chez une femme enceinte est appelée hypertension artérielle gravidique. Le mécanisme précis n'est pas élucidé mais fait appel à des phénomènes hormonaux et probablement immuno-allergique.

Autres causes :

1. endocrinien : hyperthyroïdie, hypothyroïdie, acromégalie, hyperparathyroïdies les causes surrénales déjà citées ci-dessus.
2. médicamenteuses : corticothérapie et hormones
3. Une tumeur cérébrale ou un accident vasculaire cérébral.

Causes favorisantes :

Dans la grande majorité des cas, le mécanisme précis de l'HTA reste inconnu.

On peut cependant déterminer un certain nombre de circonstances associées statistiquement à l'HTA. C'est ce qu'on appelle un **facteur de risque**. Ce terme implique que le lien de causalité n'est pas établi (risque seulement statistique). La coexistence fréquente de plusieurs de ces facteurs chez le même patient, en fait une **maladie multifactorielle**.

L'âge :

La pression artérielle augmente avec l'âge. Cette augmentation est continue pour la systolique, alors que la diastolique s'abaisse après la soixantaine, probablement par un mécanisme de rigidifications des artères. Ainsi, moins de 2% des sujets de moins de 20 ans sont hypertendus, alors qu'ils sont plus de 40% après 60 ans.

Le sexe :

Le niveau tensionnel des hommes est supérieur à celui des femmes jusqu'à 50 ans, puis il y a inversion au-delà.

L'hérédité :

Il existe un déterminisme génétique de l'HTA essentielle, dont la nature composite a été mise en évidence.

L'alimentation (dont l'excès de sel) :

Le facteur le plus étudié a été la consommation de sel alimentaire (**Na Cl**) dont l'importance pourrait, sinon déclencher, du moins entretenir une HTA. L'excès de sel serait responsable de 25 000 décès par an en France (75 000 accidents cardiovasculaires). L'ion sodium (**Na+**) jouerait un rôle essentiel dans la sensibilité au sel des hypertendus. Le rapport sodium/potassium pourrait constituer un facteur déterminant. En tout cas la réduction de la consommation de chlorure de sodium (de 30 à 35% sur 30 ans) en Finlande semble bien un facteur majeur de la baisse de plus de 1 point de la pression artérielle moyenne de la population, et par là de la chute de plus de 75% de la mortalité cardio-vasculaire chez les personnes de moins de 65 ans, et de l'augmentation de l'espérance de vie de 6 à 7 ans.

D'autres auteurs attribuent un rôle tout aussi important à l'ion chlore (**Cl**) ou même, dans certaines formes d'hypertension, à l'ion calcium (**Ca++**).

- La consommation d'alcool en chronique entraîne un accroissement du niveau tensionnel. Les grands buveurs ont une élévation de la pression systolique de plus de 1 cm Hg, en moyenne, par rapport aux non-buveurs.
- La consommation d'acides gras polyinsaturés a une relation inverse avec le niveau tensionnel.
- La consommation de café s'accompagne d'une augmentation de la tension mais l'effet est minime du fait du développement d'une tolérance à la caféine.
- La consommation de réglisse; voir intoxication par la glycyrrhizine plus haut.

Le poids :

Il existe une forte corrélation entre l'indice de masse corporelle (indice de surcharge pondérale, rapportant le poids à la taille) et le niveau tensionnel.

A l'opposé, un régime hypocalorique chez un obèse hypertendu s'accompagne d'une baisse de la tension.

Le diabète :

Les sujets diabétiques ont, en moyenne, une tension artérielle plus élevée que dans le reste de la population.

Le stress :

Un stress aigu s'accompagne d'une augmentation transitoire de la tension. Un stress chronique, ou plutôt, certaines façons dont l'individu réagit face à un stress chronique, semble favoriser une élévation durable de la pression artérielle.

L'effort physique :

L'augmentation des chiffres tensionnels à l'effort est tout à fait normale. La pression artérielle semble par contre plus basse chez le sujet sportif par rapport au sujet sédentaire.

Autres facteurs :

- Le bruit entraîne une élévation de la tension artérielle.
- L'altitude : les populations vivant en altitude ont un niveau tensionnel plus basque celles vivant au niveau de la mer.
- La saison : la pression artérielle est plus élevée en hiver.
- Les troubles du sommeil : les sujets ronfleurs sont deux fois plus souvent hypertendues que les non-ronfleurs.
- La pilule estro-progestative augmente les chiffres tensionnels. [9]

II.6.3- Les complications

Si la HTA n'est pas maîtrisée par un traitement, des complications peuvent survenir. Il est important de préciser que l'hypertension, elle-même n'est pas une maladie : elle n'est qu'un facteur favorisant. En d'autres termes, son existence n'est ni nécessaire ni suffisante pour voir les maladies se développer chez l'individu. À l'échelle d'une population, l'hypertension est un enjeu de santé publique majeur. À l'échelle d'un individu, elle n'a qu'une valeur prédictive assez faible sur le développement de problèmes vasculaires. Elle peut être :

- la conséquence "mécanique" de la pression artérielle augmentée sur les vaisseaux (rupture de ces derniers avec hémorragies)
- la conséquence "mécanique" sur la pompe cardiaque travaillant à hautes pressions pendant longtemps ;
- la conséquence de la participation à la formation ou à la croissance de l'athérome, obstruant plus ou moins progressivement les artères. Elles sont surtout cardiaques, neurologiques et rénales.

II.7- Hypotension artérielle

L'hypotension correspond à la baisse de la tension sanguine à moins de 90 mm Hg pour la maximale. Il existe deux sortes d'hypotension: l'hypotension orthostatique (chute de tension après un levé rapide) et l'hypotension postprandiale (baisse de la pression qui survient naturellement après chaque repas. Le sang afflue en effet au système digestif pour permettre de bien assimiler les nutriments). L'hypotension n'est considérée comme un problème que, lorsqu'elle s'accompagne de malaises : faiblesse, étourdissement ou même évanouissement.

II.7.1- Symptômes

L'hypotension peut se révéler par une fatigue, des vertiges en position debout, un voile noir. À l'extrême, elle peut désamorcer la pompe cardiaque lors du collapsus.

Une pression artérielle à moins de 50 mm Hg est particulièrement sévère.

II.7.2- Étiologies

L'hypotension peut révéler une hypovolémie absolue (baisse du volume sanguin), consécutive, par exemple à une hémorragie ou à l'utilisation d'un diurétique, ou relative, par baisse des résistances périphériques (collapsus anaphylactique, traitement antihypertenseur par bêtabloquant ou inhibiteur calcique, malaise vagal, maladies diverses). L'hypotension peut être due à une diminution du taux de potassium dans le sang.

III. Variations physiologiques

La pression artérielle est le résultat d'interactions complexes entre différents systèmes. Pour simplifier, on peut comparer la mécanique des fluides avec le circuit électrique et la loi d'Ohm :

$$U = R \times I \quad \text{I.4}$$

U: correspond à la différence de pression entre deux endroits ;

I: l'intensité électrique, peut être comparé au débit sanguin ; il dépend, de la fonction pompe du cœur et de la quantité totale de sang dans l'organisme (**appelé volémie**) : la fonction pompe cardiaque dépend directement de la fréquence de contraction, mais aussi de la force de cette dernière; la volémie est le résultat d'un équilibre entre l'apport en eau et les pertes physiologiques (urines, selles, sueurs, respirations);

R: résistance, correspond effectivement à la résistance des petits vaisseaux à l'écoulement du sang: si ces derniers rétrécissent (vasoconstriction), les résistances s'élèvent; au contraire, s'ils s'élargissent (vasodilatation), les résistances baissent.

D'autres éléments physiologiques : Pression pulsée ou pression différentielle, loi de Poiseuille.

III.1- Les mécanismes de régulation

La PA est régulée en permanence. Cette régulation est :

- À court terme nerveux :
 - rapide, agit sur la vasomotricité, la fréquence et le débit cardiaque.
 - À moyen terme humorale :
 - humorale (c'est-à-dire par production de substances chimiques qui vont se diffuser dans tout l'organisme et agir ainsi à distance) :
 - adrénaline et noradrénaline (produites par les glandes médullosurrénale) entraînant entre autres une accélération du cœur,
 - À long terme rénal :
 - Le système rénine-angiotensine-aldostérone, entraînant une vasoconstriction des artères rénales ; la rénine produite au niveau des cellules juxtaglomérulaires, permet la conversion de l'angiotensinogène (produite par le foie) en angiotensine ;
 - hormones antidiurétiques (**ADH** ou vasopressine peptide produite au niveau de la neurohypophyse); facteurs vasodilatateurs tissulaires...

Cela explique la grande variabilité des chiffres tensionnels d'une minute à l'autre chez le même individu : en gros, l'effort et le stress font augmenter la pression artérielle, le repos le fait diminuer. La prise de tension est donc sujette à de nombreux artefacts, elle doit donc être idéalement prise en position allongée, le patient étant au repos ; il ne faut pas négliger « l'effet blouse blanche » (la tension du patient augmente du fait de la nervosité induite par la mesure). Il faut également vérifier l'adéquation entre la taille du brassard et celle du bras : si le premier est trop petit, on peut avoir une fausse élévation des chiffres tensionnels (effet « gros bras »). [9]

Chapitre II

Moyens et méthodes de mesure de la pression artérielle

I. Introduction

La mesure de la pression artérielle peut être effectuée soit de manière invasive directement dans l'artère, soit d'une manière non invasive ou indirecte.

Les méthodes mises actuellement à la disposition peuvent être classées selon :

- La technique de mesure (invasive, auscultatoire, microphonique, oscillométrique, pléthysmographique, Doppler, impédance, etc.) ;
- Les conditions de mesure (au repos, en décubitus, en orthostatisme, automesure, surveillance "monitorage", ambulatoire, etc.);
- La réactivité à certains examens (épreuve d'effort, test au froid, calcul mental, test aux couleurs, temps de réaction, etc.) ;
- Le territoire étudié (PA brachiale, radiale, digitale, aortique, carotidienne, etc.) ;
- La PA étudiée (systolique, diastolique, moyenne, différentielle ou "pulsée", niveau moyen ou variabilité tensionnelle).

Dans ce deuxième chapitre, nous présentons une étude sur les méthodes de mesure de la pression artérielle.

I.1- Mesure Invasive

Les mesures invasives de pression artérielle sont des mesures réalisées en introduisant un cathéter artériel dans une artère périphérique (aorte, radiale, humérale, fémorale, etc.); et pour ce faire deux technologies sont plus utilisées pour cette méthode, soit la technique extravasculaire et la technique intravasculaire.

La mesure de pression extravasculaire consiste à utiliser un cathéter rempli d'une solution saline/héparine (anticoagulante). Le cathéter possède un port d'accès à la pression à mesurer et un autre qui est connecté à une unité de traitement. La mesure est obtenue via la pression de la colonne de liquide (liquide présent dans le cathéter) qui est appliquée sur un capteur dans l'unité de traitement. La façon de traduire la pression en un signal électrique est l'utilisation d'un pont de Wheatstone. La technique extravasculaire est très encombrante pour le patient et requiert une installation relativement complexe ce qui en fait une technologie moins intéressante. De plus, ce type d'instrument n'offre pas une bonne réponse en fréquence, car le tube (cathéter) utilisé engendre des délais temporels. [2]

La technique intravasculaire (IAP) ressemble grandement à la technique extravasculaire en ce qui concerne l'utilisation d'un cathéter et d'une unité de traitement externe pour la lecture de la pression artérielle. Cependant, cette technique utilise, un capteur de pression à l'extrémité du cathéter soit celle qui est en contact avec le site récepteur. Cette technique permet d'éliminer le délai temporel du tube et améliore donc la réponse en fréquence. Le capteur optique est grandement utilisé pour l'IAP et fonctionne avec une source optique externe. La lumière est réfléchie de façon différente toute dépendante de la courbure de la membrane sensible à la pression. La lumière réfléchie est captée par un détecteur optique externe pour des fins de traitement. [2]

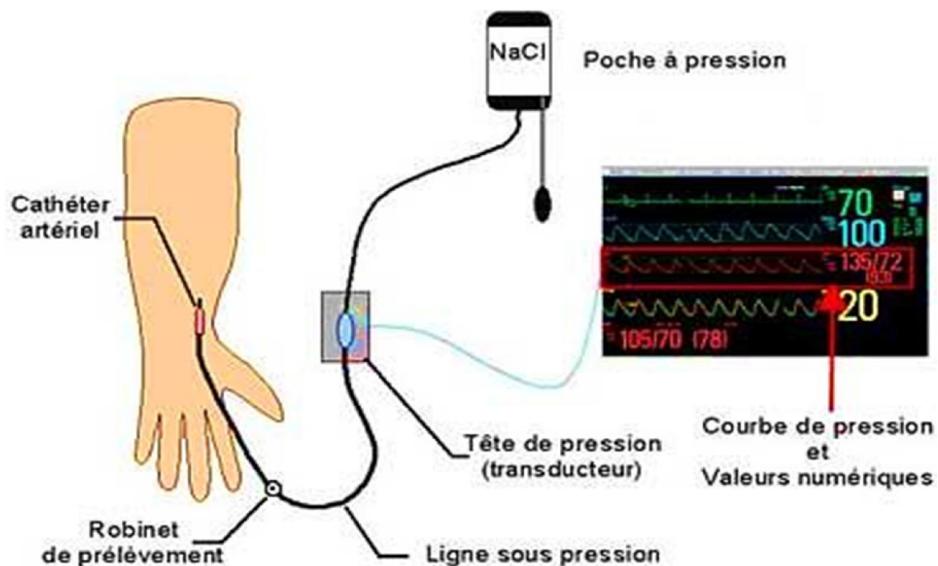


Figure II.1. Système de mesure invasive de La PA.

- Le site de perfusion du cathéter joue un rôle important pour la mesure des pressions artérielles puisque la forme du signal de la PA varie d'un site de perfusion à un autre. Voir la Figure II.2.

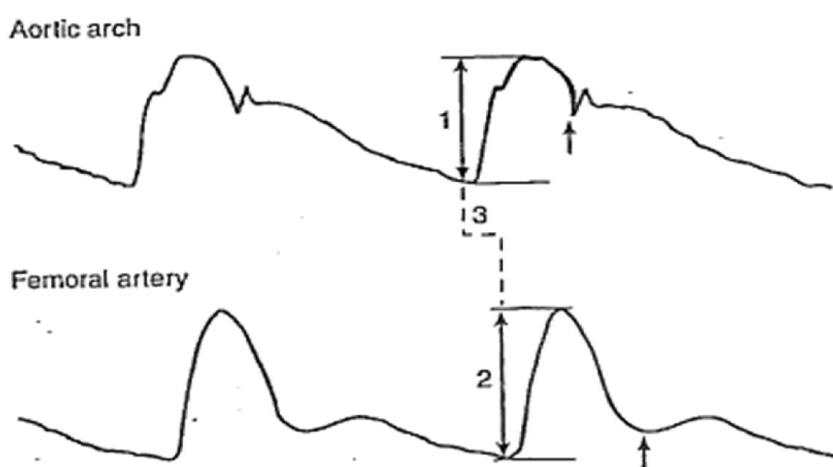


Figure II.2. Différences entre les oscillations de la PA suivant le site de perfusion.

L'aorte est composée de quatre parties : l'aorte ascendante, la crosse aortique, l'aorte thoracique et l'aorte abdominale. L'aorte ascendante constitue la partie initiale de l'aorte, est l'endroit de mesure idéal.

L'aorte ascendante part du ventricule gauche du cœur, elle est donc la plus proche du cœur. Néanmoins, étant donnée sa localisation, il est quasiment impossible de faire une mesure directe, ainsi un cathéter guide est introduit, suite à une perfusion de l'artère radiale. Cette dernière naît au pli du coude puis parcourt l'avant-bras sur sa partie externe jusqu'à la paume de la main. Ainsi, cette artère est un site privilégié pour le cathétérisme.

Malgré les problèmes rencontrés lors du cathétérisme (occlusions des cathéters ...), la méthode invasive reste la plus satisfaisante par rapport aux techniques de mesure utilisant un brassard, car elle demeure la mesure la plus directe de la PA. Toutefois les mesures invasives ne sont recommandées que lorsque la pression varie rapidement et qu'il faut obtenir des prélèvements artériels fréquents ou pour les enfants et nouveau-nés du fait qu'il est impossible d'entendre les sons de Korotkoff. Cela reste cependant assez délicat en raison de leur âge.

I.2- Mesure non invasive

De nombreuses techniques indirectes peuvent être employées pour la mesure non invasive de la PA. Le principe de la mesure non invasive consiste à enregistrer non pas la pression artérielle directement dans l'artère mais la contre-pression artérielle en écrasant l'artère sur laquelle est mesurée la pression.

II. Les méthodes indirectes

II.1- La méthode auscultatoire

La méthode auscultatoire décrite par **Korotkoff**, en 1905, est celle utilisée en clinique. On mesure la pression artérielle (PA) au bras, sur le trajet de l'artère humérale.

On utilise pour ce faire un sphygmomanomètre (sphugmos : pulsation; manomètre : appareil servant à mesurer la pression). Cet appareil se compose de deux éléments:

Un brassard en caoutchouc relie à une poire, également en caoutchouc, qui sert à gonfler le brassard, une valve pour le dégonfler; et un dispositif qui mesure la pression dans le brassard, et un stéthoscope. [3]

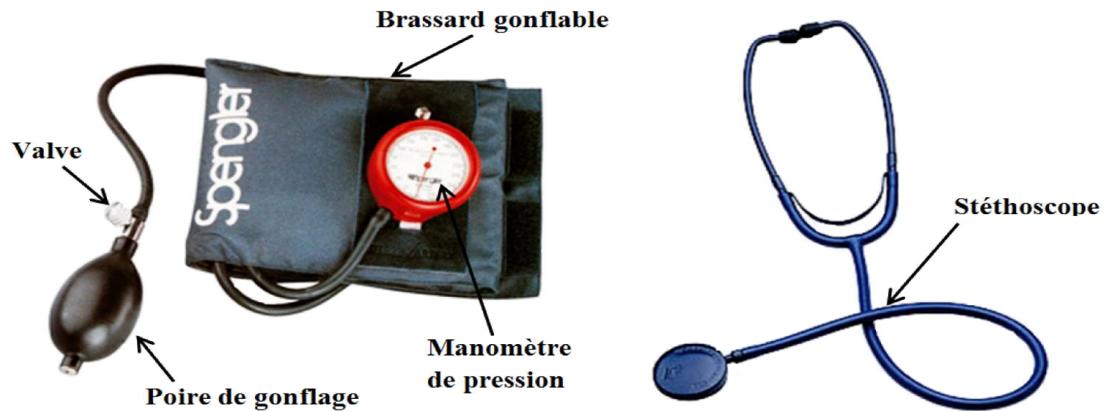


Figure II.3. Sphygmomanomètre

II.1.1- Le principe de la méthode auscultatoire

Le bras du patient étant posé sur une table à peu près au même niveau que le cœur, on enroule le brassard autour du bras nu. Une technicienne (infirmière) glisse un stéthoscope sous le brassard; elle le gonfle en pressant la poire jusqu'à ce que l'artère brachiale soit comprimée et que le flux sanguin s'arrête, soit à environ 30 mm Hg au-dessus de la pression systolique habituelle. Puis elle dégonfle lentement le brassard, à une vitesse en moyenne de 2 à 3 millimètres de mercure par seconde. Quand il est suffisamment dégonflé pour que l'artère puisse s'ouvrir, un jet de sang y passe et produit un premier bruit audible au stéthoscope. Ce son correspond à la pression systolique; il indique la force que le sang exerce sur les parois artérielles juste après la contraction ventriculaire. Alors que le brassard continue de se dégonfler, les bruits s'affaiblissent brusquement, à un point tel qu'ils deviennent inaudibles au stéthoscope. Ce niveau sonore le plus faible correspond à la pression diastolique; les différentes étapes sont représentées à la **Figure II.4.**

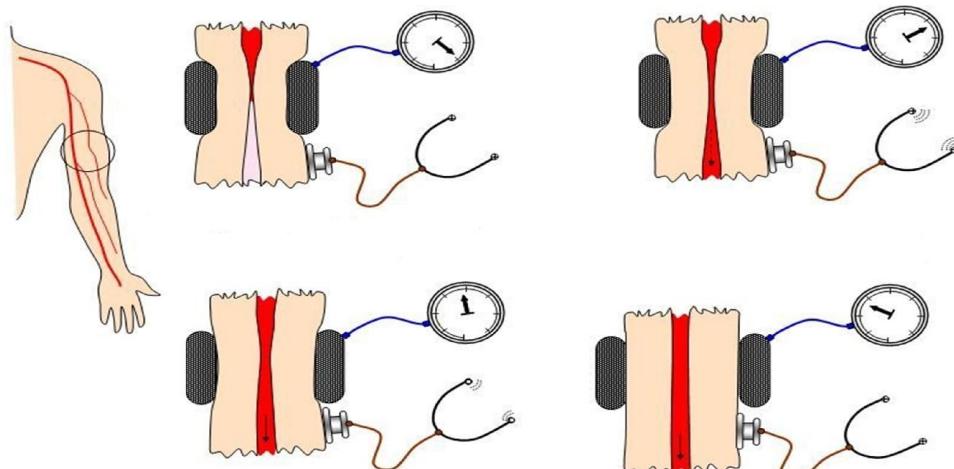


Figure II.4. Schéma représentant la méthode auscultatoire

En résumé :

Phase I : Le premier battement net caractérise la valeur systolique.

Phase II : Les bruits deviennent prolongés et intenses, soufflants.

Phase III : L'intensité des bruits diminue et peut même parfois disparaître (c'est le trou auscultatoire).

Phase IV : Bruits assourdis, souffle.

Phase V : Disparition des bruits, le dernier battement correspond à la valeur diastolique.

Cette méthode de mesure est utilisée par le médecin, mais aussi par des matériels de mesure automatique de la pression artérielle.

II.2- La méthode microphonique

Méthode dérivée de la méthode auscultatoire directe, est fondée sur la détection des bruits de Korotkoff à l'aide d'un microphone placé en regard de l'artère auscultée et qui remplace le stéthoscope.

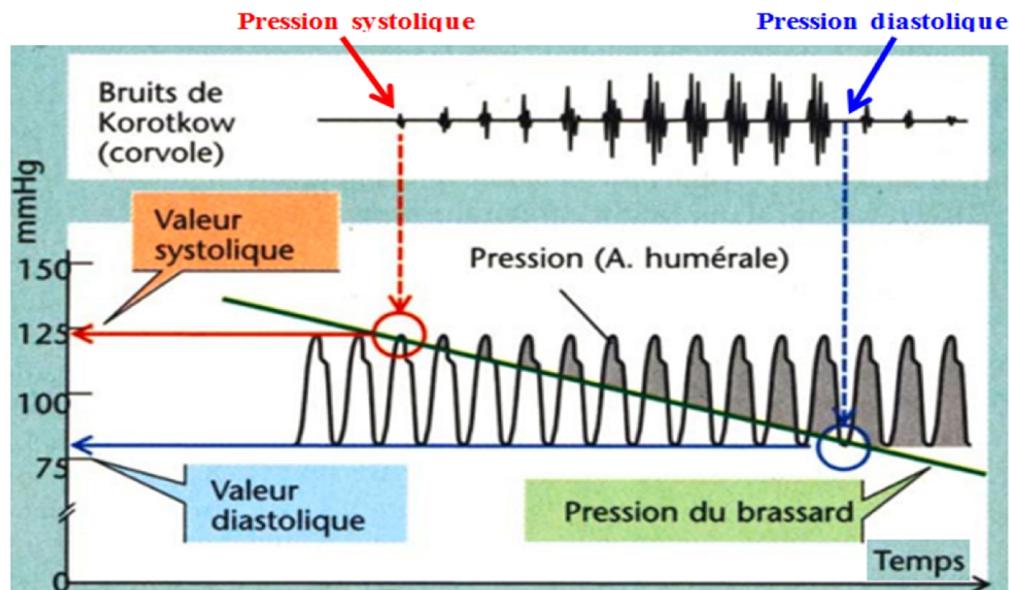


Figure II.5. La méthode microphonique

II.3- La méthode des ultrasons

La méthode repose sur le principe des ultrasons. La technique utilisée est le Doppler continu qui consiste à détecter un flux sanguin en aval du brassard grâce à un signal Doppler. En utilisant un capteur d'effet Doppler, il est possible de détecter les changements de position de la paroi des artères comprimées à l'aide du brassard. Ce changement de position va être relié aux changements de pression intravasculaire. Afin de pondérer ces changements de position, un signal ultrasonique est envoyé et retourné par réflexion avec une déviation en fréquence. C'est avec cette déviation en fréquence que le travail algorithmique est fait pour en déduire la pression artérielle. Cette méthode peut être utilisée dans un environnement bruyant et n'est pas affectée par le déplacement de l'usager. Les enfants et les personnes hypotensives peuvent utiliser cette méthode pour avoir une lecture plus précise que la méthode auscultatoire. [2]

II.4- La méthode pléthysmographie

Cette technique permet de recueillir la pression artérielle au niveau des artères des doigts. Une sonde pléthysmographique est placée autour de l'orteil en aval un petit coussinet est gonflé autour du doigt, et la pression est maintenue constante. Toute variation de pression au niveau du doigt va entraîner une modification de pression dans le coussinet qui la traduit ainsi en pression artérielle.



Figure II.6. La méthode pléthysmographique

II.5- La méthode oscillométrique

La technique oscillométrique de mesure de la pression artérielle a été mise au point par **Marey** en 1876.

Cette méthode est devenue de plus en plus populaire, elle est intégrée dans la plupart des tensiomètres électroniques. L'utilisation de ces appareils de mesure est croissante parce qu'ils peuvent être utilisés facilement par le patient lui-même ce qui permet d'éliminer l'hypertension réactionnelle. Cet effet est un stress involontaire induit chez le patient par la présence d'un clinicien et qui se traduit généralement par une modification de la pression artérielle. [3]

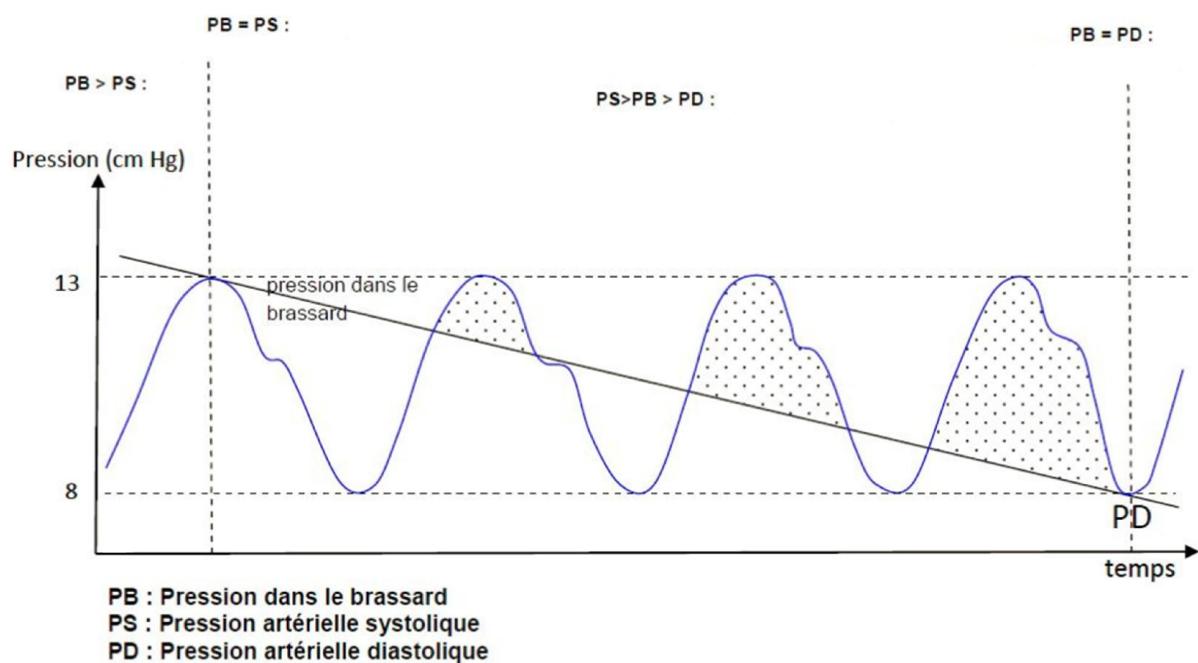


Figure II.7. La relation entre les variations de la PA et la contre-pression artérielle dans le brassard.

II.5.1- Le principe de la méthode oscillométrique

La mesure de la pression artérielle utilisant la méthode oscillométrique consiste à obtenir des paramètres d'une courbe décroissante modulée par les battements du cœur qui apparaissent lors du gonflage ou dégonflage du brassard. En effet, ce gonflage ou dégonflage progressif permet à des variations d'oscillations de pression d'être transmises de l'artère vers le brassard.

Ces oscillations de pression sont en rapport avec les mouvements de la paroi artérielle, ces mouvements de vibration sont dus à l'occlusion de l'artère par le gonflage/dégonflage du brassard.

Les pulsations induites par l'artère sont différentes de la méthode auscultatoire : lorsque l'artère est comprimée, aucune pulsation n'est perçue pour l'appareil, puis lorsque la pression diminue dans le brassard, l'artère commence à émettre des pulsations. La pression alors mesurée sur l'appareil définit la pression artérielle maximale ou pression artérielle systolique.

Au fur et à mesure de la diminution de la pression dans le brassard, les oscillations vont devenir de plus en plus importantes, jusqu'à une amplitude maximale de ces oscillations définissant la pression artérielle moyenne.

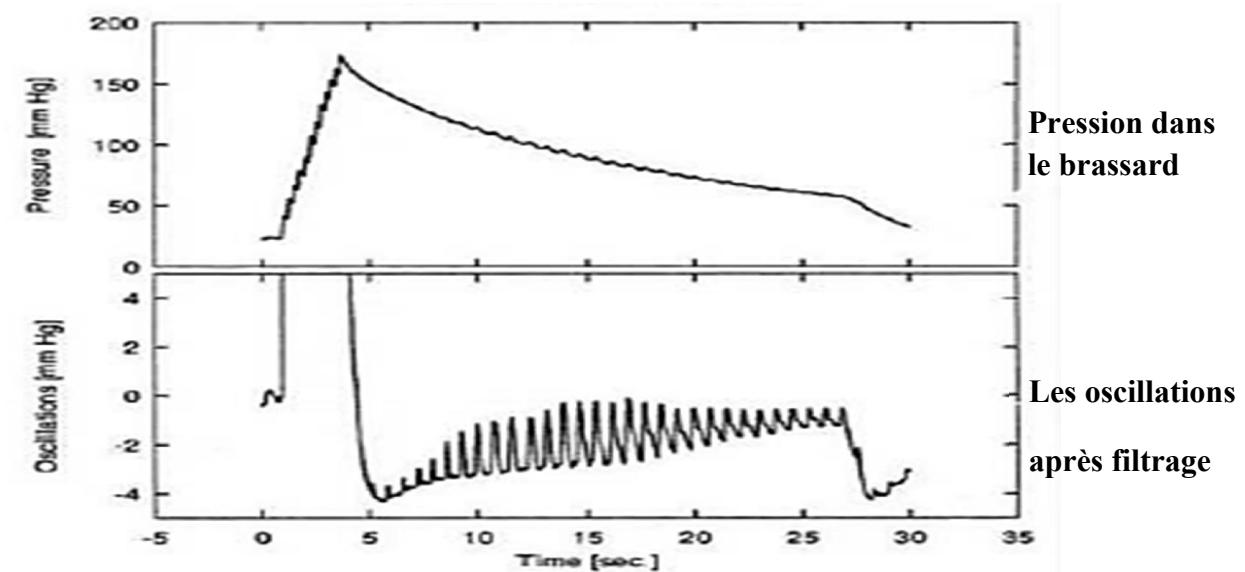


Figure II.8. Signal oscillométrique de la pression artérielle

Puis, les oscillations continuent lors de la décroissance de pression dans le brassard, jusqu'à un moment où elles disparaissent: la pression alors lue sur l'appareil définit la pression artérielle minimale ou pression artérielle diastolique.

Plusieurs tensiomètres électroniques (auto-tensiomètres), utilisent la méthode oscillométrique. Sont commercialisés sur le marché sous différentes marques telles qu'OMRON, BOSO, MICROLIFE, etc...

En réalité, la fiabilité de ces auto-tensiomètres dépend de l'algorithme employé pour l'estimation des pressions systoliques et diastoliques.

II.5.2- Les méthodes de calcul de la PAS et PAD d'un signal oscillométrique

Un signal de pression oscillométrique comporte une composante liée au signal de pression artérielle issue de l'occlusion de l'artère suite au gonflage/dégonflage du brassard et, d'autre part, une composante induite par la loi de pression linéaire de gonflage/dégonflage du brassard.

Ainsi, pour calculer la pression artérielle systolique et diastolique, il faut d'abord extraire les oscillations induites par la pression artérielle du signal oscillométrique. Plusieurs méthodes existent dans la littérature.

L'étude bibliographique réalisée au cours de ce travail montre qu'il existe deux méthodes de calcul de la PAS et PAD :

- La première méthode se base sur le calcul des amplitudes crête à crête des oscillations de pression connue sous le nom « height-based (HB) ».
- La deuxième méthode repose sur le calcul de dérivées de l'enveloppe du signal oscillométrique connu sous le nom « sloped-based (SB) ».

II.5.2.1-première méthode HB

Dans la première méthode les valeurs PAS et PAD sont basées sur la détermination des ratios appelés ratios systolique (**Rs**) et diastolique (**Rd**) par rapport à la PAM. La PAM correspond à la pression du brassard au moment de l'enregistrement des oscillations maximales (**Am**) ainsi :

$$\text{PAS} = \text{Rs} \times \text{Am} \quad \text{II.1}$$

$$\text{PAD} = \text{Rd} \times \text{Am} \quad \text{II.2}$$

PAS: pression artérielle systolique exprimée en mm Hg

PAD : pression artérielle diastolique exprimée en mm Hg

Rs : ratio systolique en mm Hg / mm Hg

Rd : ratio diastolique en mm Hg / mm Hg

Am : amplitude maximale des oscillations de pression en mm Hg

Un calcul des amplitudes crête à crête des pics maximal et minimal du signal d'oscillations de pression suivi d'une extrapolation permet de déterminer les valeurs de la PAS et de la PAD. [3]

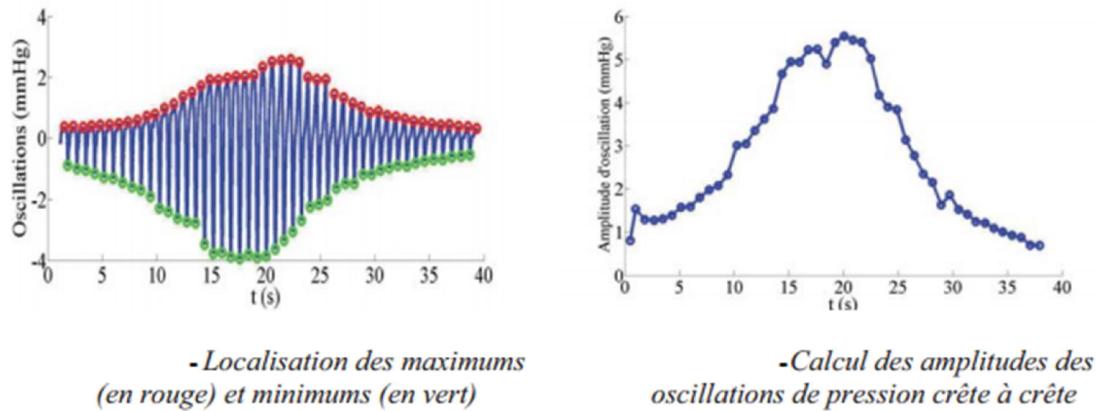


Figure II.9. Signal d'oscillation de pression.

II.5.2.2-Deuxième méthode SB

Cette méthode repose sur le calcul de la dérivée temporelle du signal oscillométrique. La détermination des points d'inflexion de l'enveloppe du signal oscillométrique permet de calculer la PAS et PAD. Les PAS et PAD sont déterminées aux points de dérivée minimale et maximale respectivement. La PAM est déterminée au point où la dérivée s'annule. [3]

Cette méthode nécessite de déterminer l'enveloppe du signal.

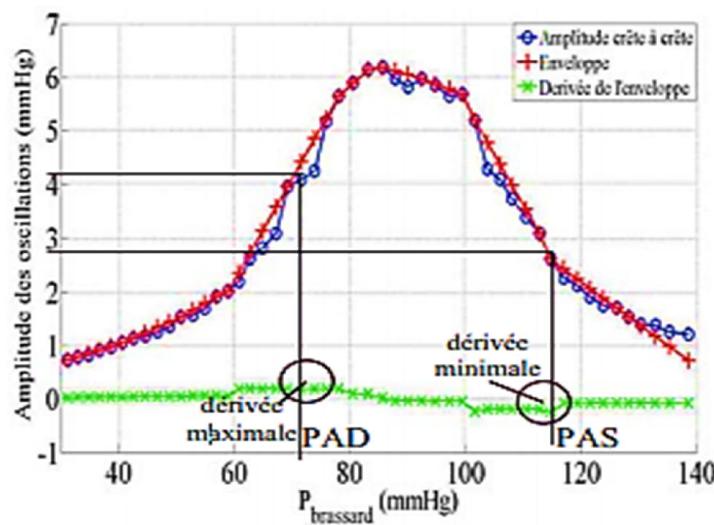


Figure II.10. Exemple de détection de la PAS et la PAD.

II.6- Précision des techniques indirectes

Si la méthode de référence pour déterminer la PA reste la technique directe invasive, en pratique clinique ou individuelle, la méthode de référence est la mesure au sphygmomanomètre à mercure et la technique auscultatoire.

En général, en comparaison à la technique invasive, les méthodes indirectes sous-estiment la PAS et surestiment la PAD d'environ 10 mm Hg. Bien entendu, des variations individuelles plus importantes peuvent être observées. Les techniques indirectes les plus employées sont la auscultatoire, microphonique et l'oscillométrique. Généralement, les appareils homologués et validés présentent une précision satisfaisante pour leurs applications cliniques ou cabinets au ailleurs. [4]

Chapitre III

Conception d'u tensiomètre

électronique

I. Introduction

Après que nous avons donné un aperçu sur le signal de la pression artérielle, dans le premier chapitre et nous avons cité les différents types des méthodes utilisées afin de mesurer la pression sanguine. Dans notre projet, nous avons exploité la méthode de l'oscillométrie.

Ce chapitre est consacré à la description des composants du système électronique réalisé.

II. Description sommaire du système

Le système que nous avons réalisé se compose de trois parties principales, comme et représenté à la figure suivante.

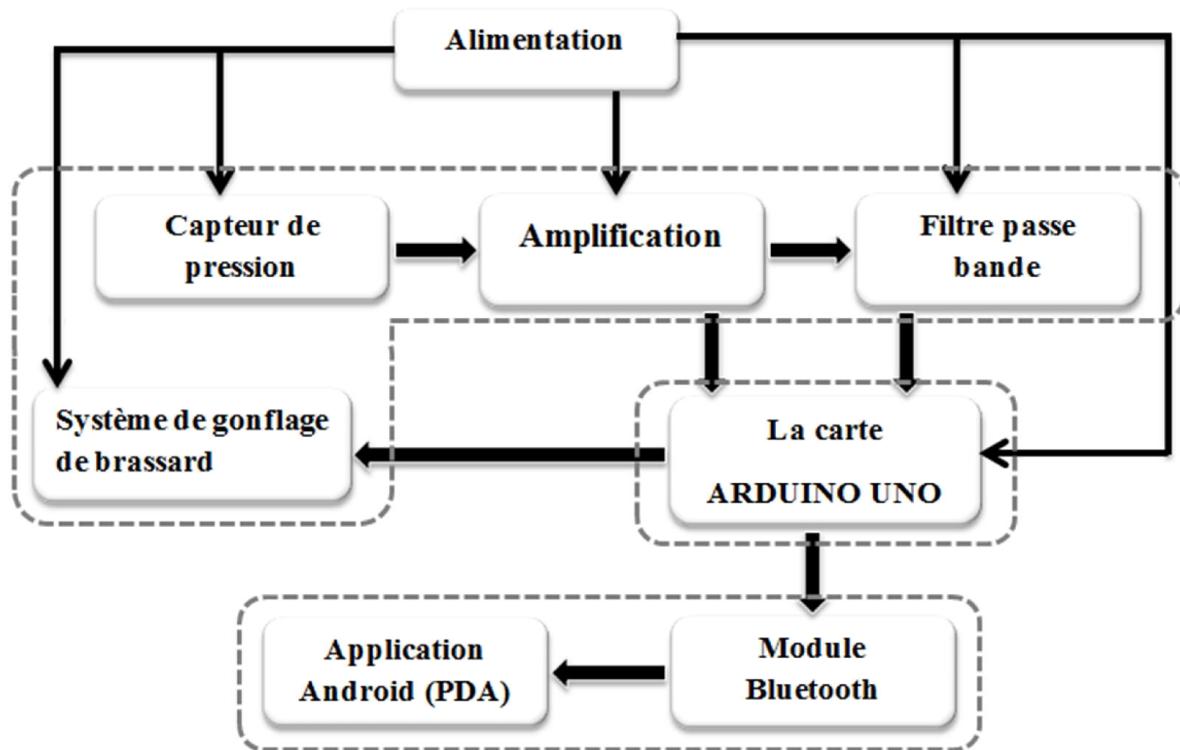


Figure III.1. Schéma synoptique de la chaîne d'acquisition

La première partie du système est la partie analogique, la seconde est la partie numérique et la dernière partie est consacrée à la transmission de données.

La partie analogique est composée d'un capteur de pression MPX2010DP ainsi que son circuit de conditionnement électrique (Amplification et Filtrage), et un système de gonflage du brassard.

La partie numérique est composée d'une carte d'acquisition de type Arduino Uno basée sur un microcontrôleur Atmega 328.

Après l'acquisition de données, la partie transmission de données vers un ordinateur ou un **PDA** sera effectuée grâce à l'utilisation d'un module Bluetooth.

III. Description détaillée du système

III.1- Partie analogique

Le circuit analogique sert à amplifier à la fois les composantes de courant continu et à courant alternatif du signal de sortie du capteur de telle sorte que l'on peut utiliser par la carte Arduino Uno pour traiter le signal et d'obtenir des informations utiles sur la santé de l'utilisateur.

Mais pour notre application, nous voulons gonfler le brassard jusqu'à 180 mm Hg (approximativement 24 **kPa**), ce qui correspond à un voltage de sortie de 3.98 **mV**. Pour cela, on choisit d'amplifier le voltage **DC** de 0 à 4V. On a alors besoin d'un gain approximativement égal à 107. Ensuite, le signal provenant de l'amplificateur à courant continu est transmis dans un filtre composé d'une cascade de deux filtre passe-bande.

L'amplificateur DC amplifié à la fois la composante continue et la composante alternative du signal. Le filtre est conçu pour avoir un gain important pour la bande de 0.3 à 19 **Hz** et pour atténuer tous les signaux qui sont en dehors de la bande passante.

La composante de courant alternatif à partir du filtre passe-bande est le facteur le plus important pour déterminer le moment pour saisir les pressions systoliques et diastoliques / ou de déterminer la vitesse du cœur de l'utilisateur. Le dernier stade est le couplage AC. Nous utilisons deux résistances à fournir un niveau de polarisation en courant continu à environ 1 Volt. Le condensateur 47 **uF** est utilisé pour le couplage de la composante alternative du signal afin que nous puissions fournir le niveau de polarisation en courant continu de façon indépendante.

III.2- Le système pneumatique

Le système pneumatique est composé d'un brassard, d'une électropompe et d'une électrovalve, le schéma de la **figure III.2** Nous montre le branchement de l'électropompe et de la valve avec la carte **Arduino UNO**. Nous ne pouvons pas les brancher directement à la carte d'où la nécessité des transistors. Le transistor est utilisé pour la protection de la carte.

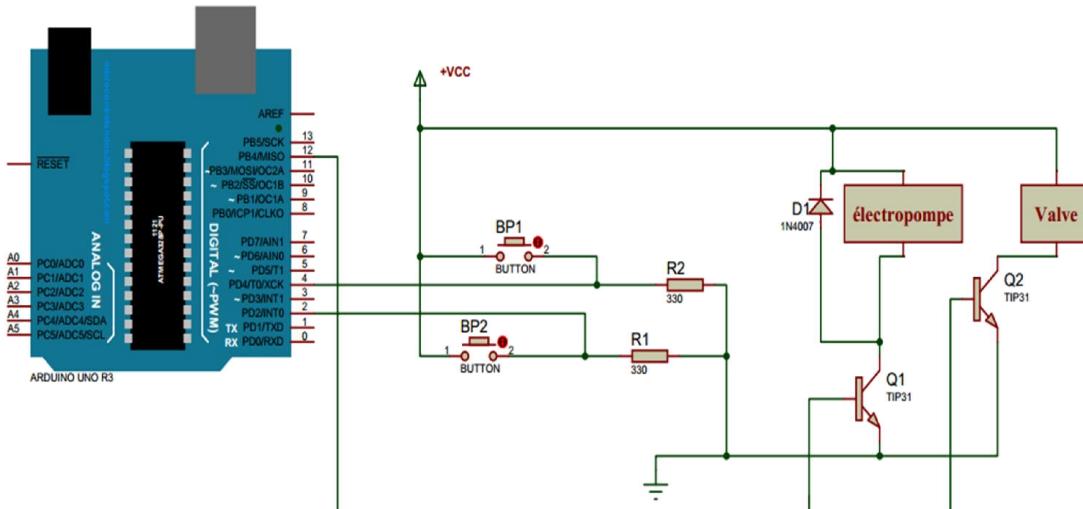


Figure III.2. Le système pneumatique et sa connexion à l'Arduino.

III.2.1- Brassard

Le principe de l'application d'une contre-pression à l'aide d'un brassard pneumatique nécessite absolument l'adaptation de la taille de la poche gonflable à la circonférence du bras pour que la pression qui règne dans cette poche soit bien celle qui s'exerce sur l'artère. L'emploi d'un brassard de petite taille chez des sujets obèses surestime considérablement les chiffres tensionnels avec une variabilité individuelle très importante.



Figure III.3. Brassard

III.2.2- L'électropompe (rolling pump)

L'électropompe est attachée à un système pneumatique qui fournit l'air pour gonfler le brassard.



Figure III.4. L'électropompe

III.2.3- La valve électronique

La valve électronique permet de dégonfler le brassard. (Voir **Figure III.5.**)



Figure III.5. La valve électronique

III.3- Capteur de pression

Un capteur permet de transformer un comportement physique en un signal utilisable. Par conséquent, les capteurs de pression transforment la pression en un signal électrique qui peut par la suite être interprété pour une lecture du phénomène physique.

Dans notre travail, nous avons utilisé le capteur de pression piézorésistifs MPX2010DP de Motorola, c'est un unique diaphragme en silicium monolithique. Ce capteur est déjà compensé par la température et calibré par laser « On-Chip ». La tension de sortie, directement proportionnelle à la différence de pression appliquée à l'entrée facilite largement l'évaluation du signal de sortie. Les propriétés exceptionnelles du capteur offrent un champ d'application très large.

La tension de sortie différentielle du capteur lui-même augmente avec l'augmentation de la pression appliquée par rapport l'un des connecteurs (P1 ou P2).

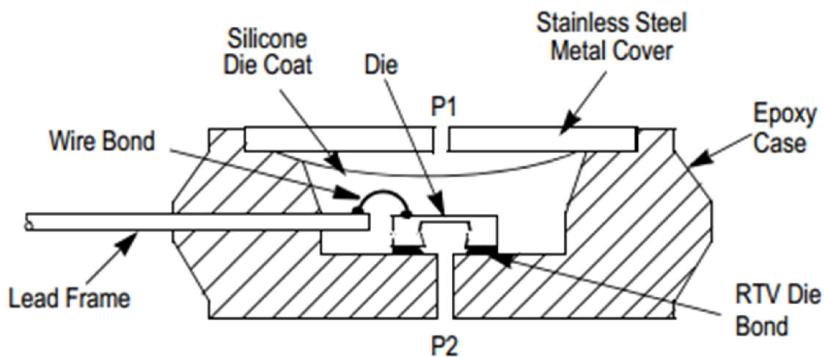


Figure III.6. Structure interne du MPX2010DP

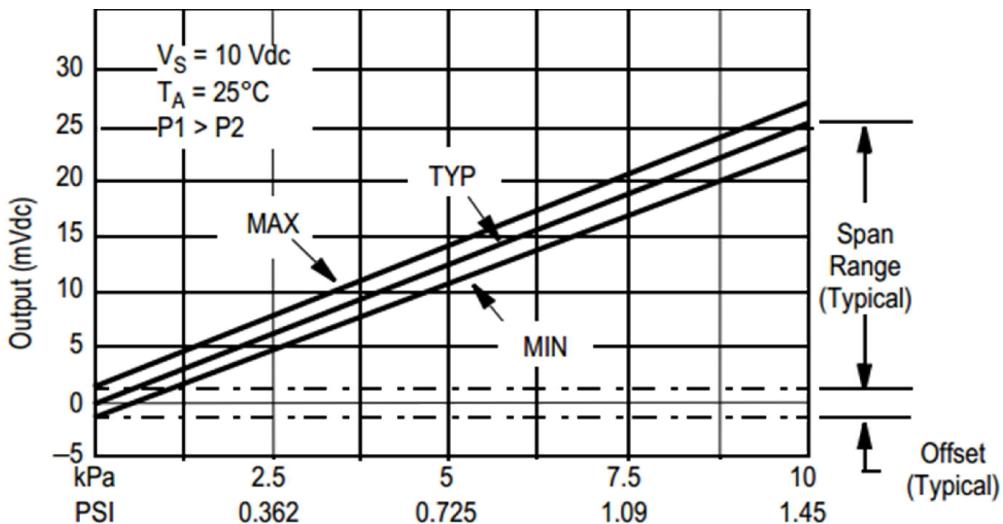


Figure III.7. La tension de sortie (mV) en fonction de la pression différentielle

Dans notre projet, le tube du brassard est branché à l'une des entrées du capteur et l'autre est laissée ouverte à vide. De cette manière, la tension de sortie est proportionnelle à la différence entre la pression dans le brassard et la pression atmosphérique de l'air de chambre.

III.4- L'amplificateur d'instrumentation

Cette étape consiste en un amplificateur d'instrumentation, une configuration opérationnelle qui fournit deux entrées différentielles à haute impédance, à gain élevé, un niveau de référence continu (pour le signal d'entrée zéro) et une sortie référencée à la masse.

Et comme le voltage produit par le capteur de pression est très petit, on a besoin d'amplifier ce signal pour des échantillonnages supplémentaires.

Dans notre travail, on a préféré d'utiliser l'amplificateur d'instrumentation AD620 vu sa simplicité de mise en œuvre et son réglage simple du gain en tension en jouant sur la valeur d'une résistance appelée RG.

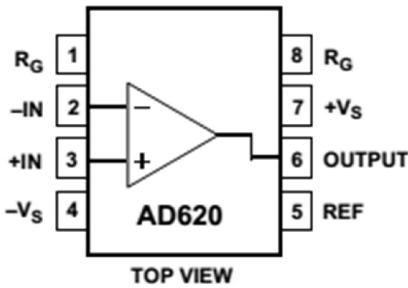


Figure III.8. Les pins de l'AD620

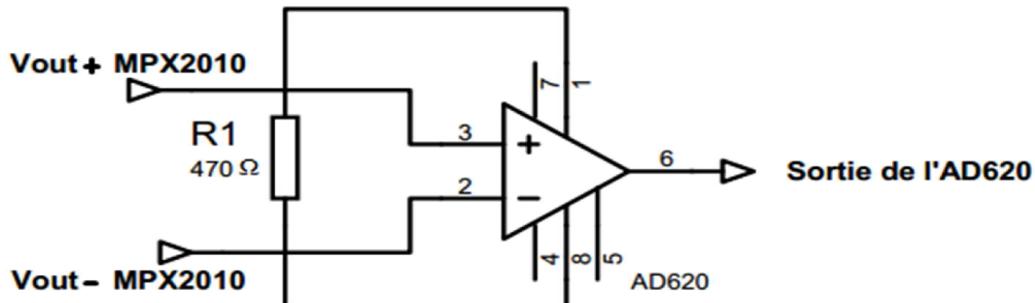


Figure III.9. L'AD620 avec RG = 470 Ω

La résistance RG est utilisée pour déterminer le gain selon l'équation

$$G = 1 + \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{RG} \quad \text{III.1}$$

Comme on a besoin d'un gain d'environ 107, on choisit une résistance de 470 ohms. Cela nous donnera un gain de 107.3 selon l'équation précédente.

-La réjection de mode commun

La tension de mesure (Vm) issue d'un capteur est une tension différentielle entre deux conducteurs (a et b) :

$$Vm = Va - Vb \quad \text{III.2}$$

On définit la tension du mode commun Vmc comme étant la tension commune à Va et Vb et qui ne contient pas d'information. Ainsi, en posant :

$$V_{mc} = \frac{V_a + V_b}{2} \quad \text{III. 3}$$

On obtient ainsi les tensions :

$$V_a = V_{mc} - \frac{V_m}{2} \quad \text{III. 4}$$

et

$$V_b = V_{mc} - \frac{V_m}{2} \quad \text{III. 5}$$

III.5- Filtre passe bande

Le stade du filtre passe bande est construit comme une cascade de deux filtres passe bande actif. L'ensemble des deux filtres fournit un large gain et la réponse fréquentielle du filtre aura une coupe bande plus aigüe qu'un filtre à un seul stade. Cette méthode améliore, le rapport signal sur bruit de la sortie.

Donc, pour le stade du filtre passe bande, le gain total est de 135.6 En ajoutant ce gain à celui de l'amplificateur DC, le gain AC total pour le circuit est de 20×10^3 . Le choix de haute et de basse fréquence de coupure est adéquat pour donner une onde AC très nette.

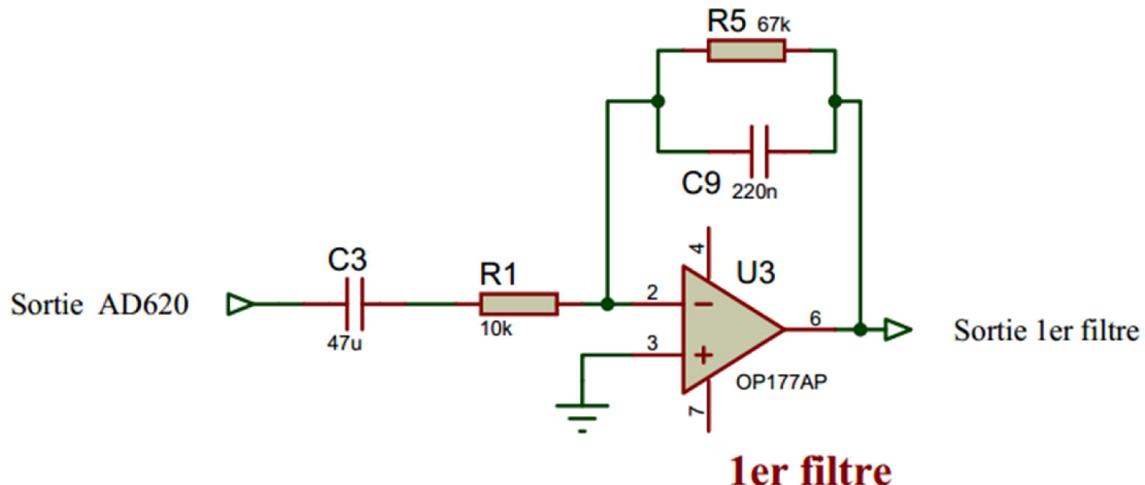
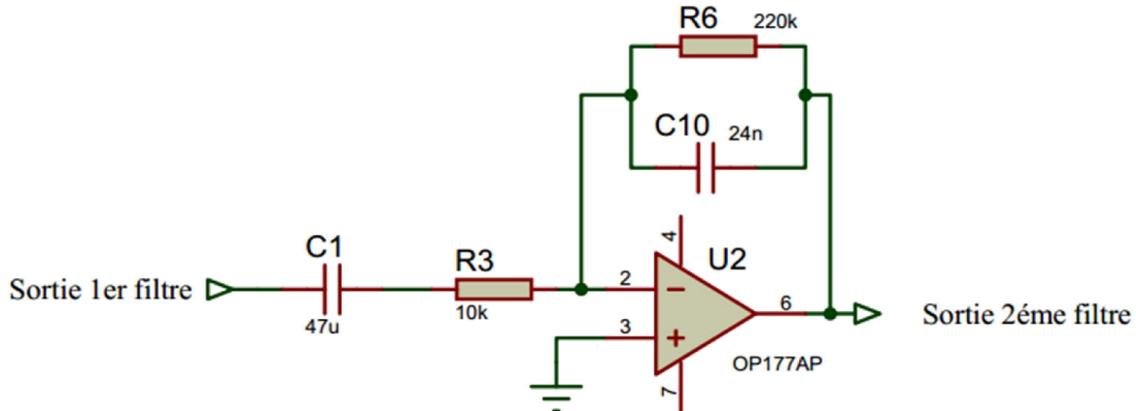


Figure III.10. Premier filtre passe bande

La basse fréquence de coupure est = $1/2\pi \cdot (47\mu F) \cdot (10k) = 0.338\text{Hz}$

La haute fréquence de coupure est = $1/2\pi \cdot (220\text{nF}) \cdot (67\text{k}) = 11\text{Hz}$

Le gain du premier filtre est $A = -67\text{k}/10\text{k} = -6.7$



2 éme filtre

Figure III.11. Second filtre passe bande

La basse fréquence de coupure est $= 1/2\pi \cdot (47\mu\text{F}) \cdot (10\text{k}) = 0.338\text{Hz}$

La haute fréquence de coupure est $= 1/2\pi \cdot (24\text{nF}) \cdot (280\text{k}) = 19.91\text{Hz}$

Le gain du deuxième filtre est $A = - 280\text{k}/10\text{k} = - 28$

III.6- Stade de couplage AC

IL se trouve que les microcontrôleurs n'acceptent que des valeurs positives, donc il est obligatoire de rendre un signal positif sans perdre son allure. En se basons sur un couplage en courant alternatif qui permet de procurer le niveau de polarisation en courant continu.

Nous voulons que le niveau de courant continu de la forme d'onde soit équivalent approximativement à 1/5 de **VDD**, ce qui est égal à 1V. Compte tenu de ce niveau de polarisation, il est plus facile pour nous de traiter le signal alternatif en utilisant l'**ADC** intégré dans le microcontrôleur. L'étape de couplage AC est représentée à la **Figure III.12**.

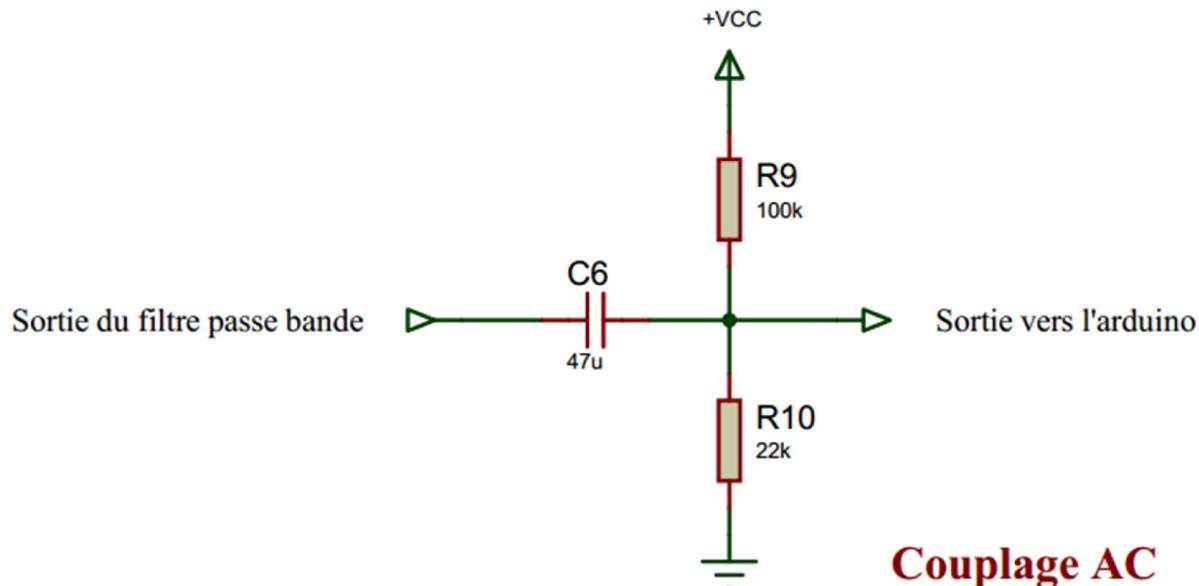


Figure III.12. Étage de couplage AC pour le niveau de polarisation

La figure suivante montre le circuit analogique composé du capteur de pression MPX2010 et son circuit de conditionnement.

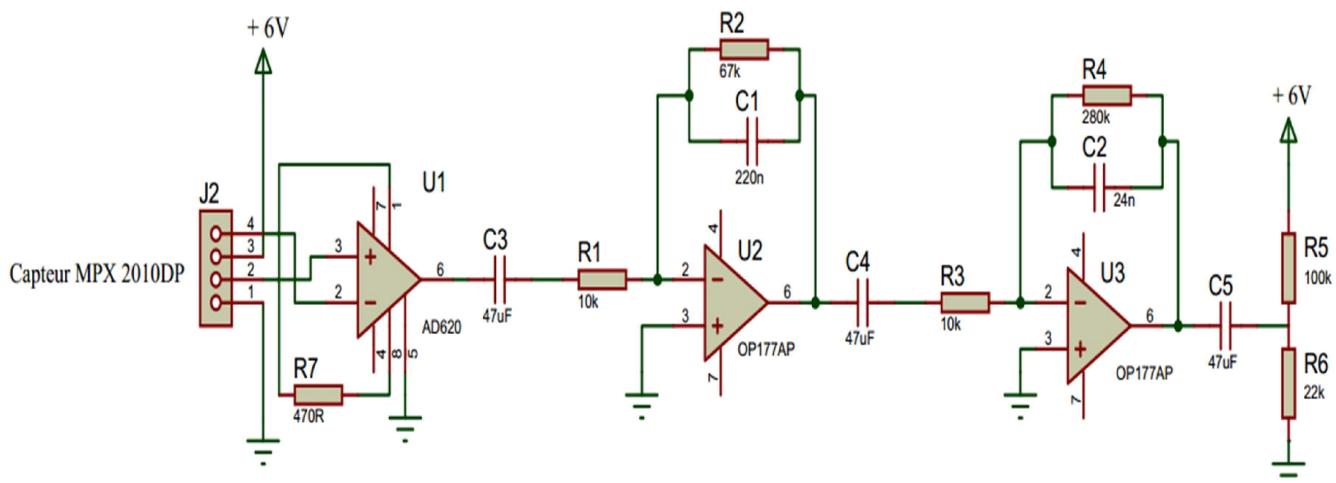


Figure III.13. Le circuit analogique du système

Après que nous avons terminé la description de la partie analogique de notre système, nous passerons à la seconde partie qui consiste à numériser les données, et de les transmettre avec Bluetooth.

IV. Le traitement numérique

Le traitement numérique ce fait grâce à la carte Arduino UNO.

IV.1- Description de la carte Arduino UNO

La carte **Arduino UNO R3 (version 3)** est une carte à microcontrôleur basée sur l'Atmega328 du fabricant Atmel AVR.

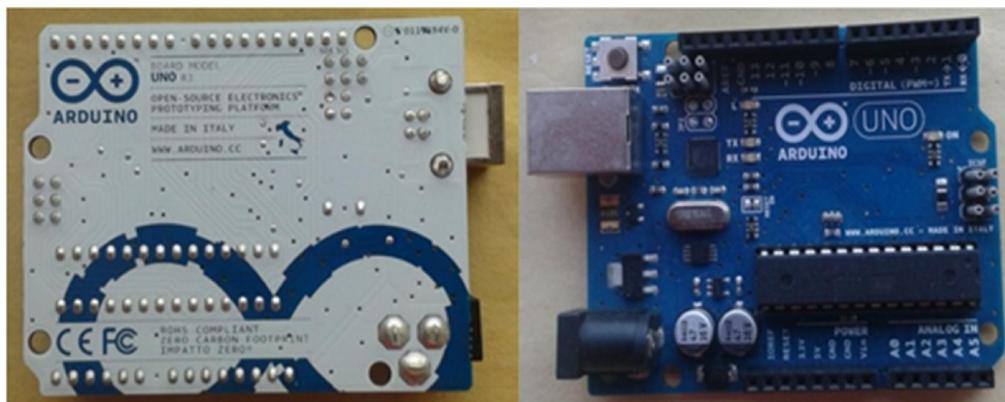


Figure III.14. Vue de face et vue de dos de la carte Arduino UNO R3

Elle est dotée de 14 broches Entrées/Sorties numériques dont 6 peuvent produire des signaux PWM (**Pulse Width Modulation**) et 6 configurables en entrées analogiques, d'un oscillateur à quartz 16 MHz, avec un convertisseur Analogique/ Numérique de 10 bits de résolution, d'une connexion USB, d'un jack d'alimentation, d'un bouton RESET, d'un support ICSP permettant la programmation de l'Atmega16U2 (gestion de la connexion USB/série).

On remarque que cette carte adopte le nouveau standard de compatibilité des pins nommées « 1.0 PINOUT » avec l'adjonction de nouveaux pins :

SDA et **SCL** placées près de pin **AREF** (liaison I2C/TWI) pour le moment c'est une duplication des pins **AD4** et **AD5** qui réalise cette fonction.

IOREF placés près de pin **RESET** permettant aux shields de s'adapter à la tension de référence fournit par la carte (cas des 5V et 3,3V). Un pin de **RESERVE** à proximité d'**IOREF** est prévu pour une utilisation future.

La carte n'a pas besoin de pilote pour faire la **FTDI USB/série**, elle a juste un petit microcontrôleur l'Atmega16U2 qui remplace l'Atmega8U2 programmé comme convertisseur USB/série, d'où on retrouve aussi la présence physique d'un connecteur **ICSP2** en haut à gauche.

L'intérêt principal des cartes ARDUINO est leur facilité de mise en œuvre. Du côté matériel ou du côté environnement de développement.

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, etc...

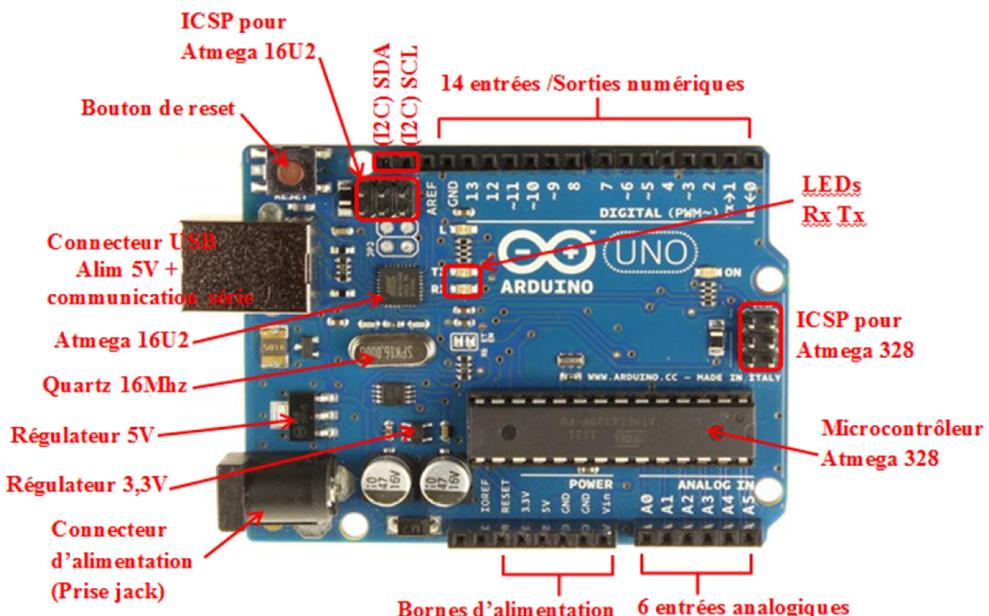


Figure III.15. Description de la carte Arduino UNO R3

IV.1.1- Alimentation

La carte Arduino Uno peut être alimentée soit via la connexion USB (qui fournit 5V jusqu'à 500mA) soit à l'aide d'une alimentation externe. La source d'alimentation est sélectionnée automatiquement par la carte.

Un comparateur LM358 est relié à la 'gate' d'un transistor PMOS FET (FDN304 T1) qui bloque la ligne 'USB/VCC' si une tension VIN est présente sur la cathode de la diode D1 (entrée du régulateur 5VDC).

L'alimentation externe (non-USB) peut être soit un adaptateur secteur (pouvant fournir typiquement de 3V à 12V sous 500mA) soit des piles. L'adaptateur secteur peut être connecté en branchant une prise 2.1mm positif au centre dans le connecteur jack de la carte.

Des fils en provenance d'un bloc de piles 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.

Cependant, si la carte est alimentée avec moins de 7V, la broche 5V pourrait fournir moins de 5V et la carte pourrait être instable. Et 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.

-Les broches d'alimentation sont les suivantes :

VIN. La tension d'entrée positive lorsque la carte Arduino est utilisée avec une source de tension externe (à distinguer du 5V de la connexion USB ou autre sources 5V régulées). Vous pouvez alimenter la carte à l'aide de cette broche, ou, si l'alimentation est fournie par le jack d'alimentation, accédée 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 à 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 circuit intégré FTDI (circuit intégré faisant l'adaptation du signal entre le port USB de votre ordinateur et le port série de l'ATmega) 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

GND. Broche de masse (ou 0V).

IV.1.2- 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 court-circuités et les surcharges en intensité (le port USB est généralement limité à 500mA en intensité). Bien que la plupart des ordinateurs comportent leurs propres protections internes, ce fusible offre un niveau de protection supplémentaire. Si plus de 500mA sont appliqués au port USB, le fusible de la carte coupera automatiquement la connexion jusqu'à ce que le court-circuit ou la surcharge soit arrêté.

IV.1.3- Gestion des mémoires

L'Atmega 328 à 32Ko de mémoire FLASH pour stocker le programme (dont 0.5Ko également utilisé 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**).

Pour info : Le bootloader est un programme préprogrammé une fois pour toute dans l'Atmega et qui permet la communication entre l'Atmega et le logiciel Arduino via le port USB, notamment lors de chaque programmation de la carte.

IV.1.4- Les entrés et sortie

IV.1.4.1- Entrés et sortie numérique

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 **pinMode()**, **digitalWrite()** et **digitalRead()** 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 de "rappel au plus" (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)**.

De plus, certaines broches ont des fonctions spécialisées :

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 Atmega16U2 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.

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 en utilisant l'instruction **attachInterrupt()**.

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). Les broches SPI sont également connectées sur le connecteur ICSP.

I2C: Broches 4 (**SDA**) et 5 (**SCL**), et les 2 broches à côté de **AREF** sur la **version R3**, Supportent les communications de protocole I2C (ou interface TWI (**Two Wire Interface - Interface "2 fils"**)).

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.

IV.1.4.2- Les entrées analogique

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 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.

Note : les broches analogiques peuvent être utilisées en tant que broches numériques : elles sont numérotées en tant que broches numériques de 14 à 19.

IV.1.4.3- Autres broches

Il y a d'autres broches disponibles sur la carte :

AREF: Tension de référence pour les entrées analogiques (si différent du 5V). Utilisée avec l'instruction **analogReference()**.

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.

RIOREF: placés près de pin RESET permettant aux shields de s'adapter à la tension de référence fournit par la carte (cas des 5V et 3,3V notamment pour l'**Arduino DUE** en 3,3V).

IV.1.5- Communication

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 ou émetteur-récepteur asynchrone universel (**Universal Asynchronous Receiver Transmitter**) pour communication série de niveau TTL (5V) et qui est disponible sur les broches 0 (RX) et 1 (TX). Un circuit intégré Atmega16U2 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'Atmega16U2 utilise le driver standard USB COM, et aucun autre driver externe n'est nécessaire. Cependant, sous Windows, un **fichier .inf** est requis.

Le logiciel Arduino 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 (ou interface TWI (Two Wire Interface - Interface "2 fils") et SPI.

IV.1.6- L'éditeur et programmation

Le l'éditeur de programmation des modules Arduino est une application Java, libre et multi plateformes, servant d'éditeur de code et de compilateur, et qui peut transférer le firmware et le programme à travers la liaison série (RS-232, Bluetooth ou USB selon le modèle). Il suffit de sélectionner "Arduino Uno" dans le menu **Tools > Board** (en fonction du microcontrôleur présent sur votre carte).

IV.1.6.1- Réinitialisation (éditeur) automatique

Plutôt que de nécessiter un appui sur le bouton poussoir de réinitialisation avant un transfert de programme, la carte Arduino UNO a été conçue de telle façon qu'elle puisse être réinitialisée par un logiciel tournant sur l'ordinateur. Une des broches matérielles de contrôle

du flux (DTR) du circuit intégré Atmega16U2 est connecté à la ligne de réinitialisation de l'Atmega 328 via un condensateur de 100 nanofarads. Lorsque cette broche est mise au niveau BAS, la broche de réinitialisation s'abaisse suffisamment longtemps pour réinitialiser le microcontrôleur. L'éditeur Arduino utilise cette possibilité pour vous permettre de transférer votre programme dans la carte par un simple clic sur le bouton de transfert de la barre de boutons de l'environnement Arduino.

Cela signifie que le bootloader peut avoir un temps mort plus court, la mise au niveau bas de la broche DTR étant bien coordonnée avec le début du transfert du programme.

La carte Uno comporte une piste (du circuit imprimé) que vous pouvez couper pour désactiver la réinitialisation automatique. Les bords de chaque côté de la piste peuvent solidarisés ensemble pour la réactiver. Vous pouvez également désactiver la réinitialisation automatique en connectant une résistance de 110 Ohms entre le +5V et la ligne de réinitialisation (reset).

IV.1.7- Caractéristiques Mécaniques

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. Noter que la distance entre les broches 7 et 8 est de 0.16 pouces, et non un multiple des 0.1 pouces séparant les autres broches.

IV.2-Le microcontrôleur Atmega 328

Le microcontrôleur de la carte ARDUINO UNO est un microcontrôleur Atmega328 de la famille Atmel AVR 8bits.

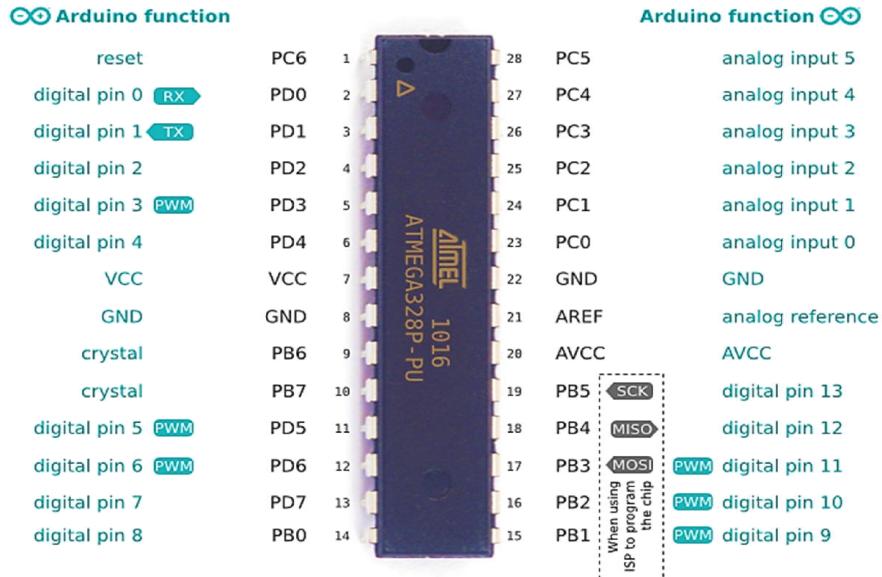


Figure III.16. Les pins de l'Atmega328

IV.2.1- 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, supporte jusqu'à 40mA max, 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.

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).

Certaines broches peuvent avoir plusieurs fonctions différentes choisies par programmation :

Gestion bus I2C : ce bus est exploité via les deux broches SDA(PC5)/SCL(PC4) et les 2 broches à côté de la broche **AREF**(pour la version R3).

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

Comparateur Analogique : le comparateur analogique intégré dans l'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.

IV.2.2- Convertisseur analogique numérique

La fonction conversion analogique-numérique consiste à transformer une grandeur électrique en une grandeur numérique exprimée sur N bits. Ce convertisseur est composé de :

- Un multiplexeur analogique 8 entrées maximum permet de sélectionner l'entrée analogique à convertir.
- Un échantillonneur bloqueur permet de mémoriser la tension analogique à convertir pendant la conversion.
- Un convertisseur analogique numérique de 10 bits.

Le CAN convertit le signal analogique présent sur une de ses 8 entrées en son équivalent numérique, codé sur 10 bits. Le signal numérique peut donc prendre 1024 valeurs possibles.

Les pattes AN2 et AN3 peuvent être utilisées comme références de tension ou comme entrées analogiques standard. Les références de tension étant dans ce dernier cas prises sur les tensions d'alimentations du ATmega : Vdd et Vss (Vdd pour Vref+ et Vss pour Vref-). La conversion se passe en 2 temps :

- 1^{er} temps le signal à convertir est appliqué sur l'entrée à convertir, ce signal doit être présent au moins pendant le temps Tacq (temps d'acquisition environ 20µS pour 5V).
- 2^{ème} temps la conversion, approximations successives. Le temps de conversion minimum est : de 12 TAD (TAD c'est le temps de conversion dépendant de l'horloge interne, typiquement 1,6µS).

Valeurs représentées :

Les relations qui lient les valeurs analogique et les représentations numériques sont :

$$N(\text{valeur numérisée}) = \left(\left(\frac{(V_{IN} - V_{ref-})}{(V_{ref+} - V_{ref-})} \right) * 1023 \right) \quad \text{III.6}$$

$$\text{analogique} = \left(\left(\frac{val}{1023} \right) * (V_{ref+} - V_{ref-}) + V_{ref-} \right) \quad \text{III.7}$$

V_{ref-} : tension minimale analogique (référence négative).

V_{ref+} : tension maximale analogique (référence positive).

V_{IN} : tension d'entrée à numériser.

N : valeur numérique sur 10 bits.

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

V.1- Historique

La légende scandinave prétend qu'un roi viking, nome Harald Blaatand était tellement friand de myrtilles que sa dentition était devenue, avec le temps, d'un bleu inégalable...

Ce Viking unifia les royaumes du Danemark et de Norvège, sous christianisme à l'époque où l'Europe était divisée par des querelles de religions et de territoires. D'où le nom donné à la nouvelle technologie par ses inventeurs suédois d'Ericsson, technologie qui a pour objectif "d'unifier" les périphériques via les puces Bluetooth.

En 1994, l'initiateur du projet, commence le développement de ce nouveau standard. Il fut rapidement rejoint en 1998 par IBM, Intel, Nokia et Toshiba.

Ils développèrent ensemble cette nouvelle technologie de communication sans fil.

Devant le formidable marché s'ouvrant à cette technologie, de nombreuses sociétés ont rejoint le Bluetooth Special Interest Group (SIG). Au départ, le SIG se définissait comme le "**right group**", un groupe de travail basé sur le bon regroupement des compétences, puisqu'il était constitué initialement de deux leaders en téléphonie mobile, deux en fabrication d'ordinateurs, et un en technologie DSP.

Aujourd'hui, il est composé de plus de 2400 constructeurs. Il mène une véritable croisade pour imposer cette nouvelle norme comme le standard des systèmes de communication sans fil.

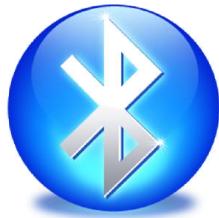


Figure III.17. Symbole du Bluetooth.

V.2- Le module Bluetooth de Sparkfun

La transmission des données acquis par la carte Arduino vers l'ordinateur ou application Android se fait via Bluetooth, et pour cela on a choisis le module " BlueSMiRF" du groupe Sparkfun, qui est compatible avec la carte Arduino 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 toutes ces broches, et le rôle de ces deux Leds).

V.3- Les caractéristiques 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 2,524 GHz
Rapidité de modulation	De 2400 à 115200 bps
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

Tableau III.1. Les caractéristiques techniques du module Bluetooth

V.4- Brochage du 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 cela pour éviter l'encombrement d'ajouter 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 n'avons pas les utilisés).

La description du module Bluetooth est représentée à la figure qui suit :

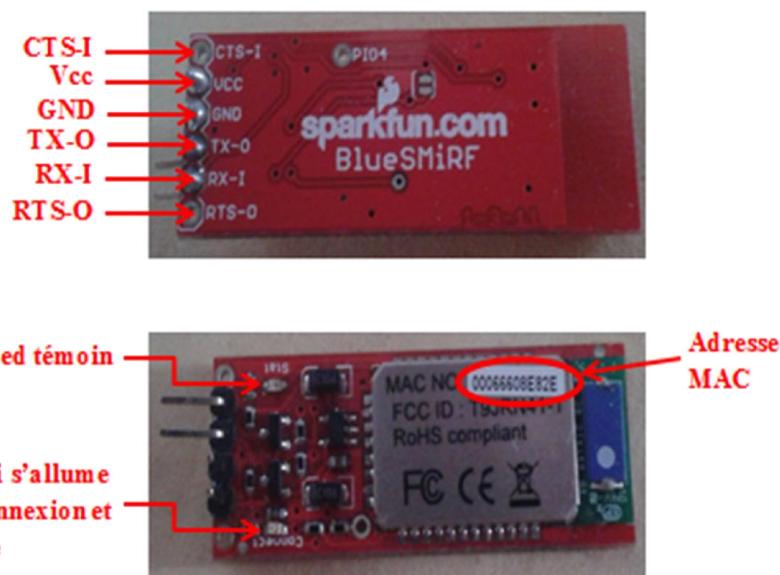


Figure III.18. Brochage du module BlueSMiRF.

- Brochage du module BlueSMiRF avec la carte Arduino

On a utilisé 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 suivant nous permet de voir ce brochage.

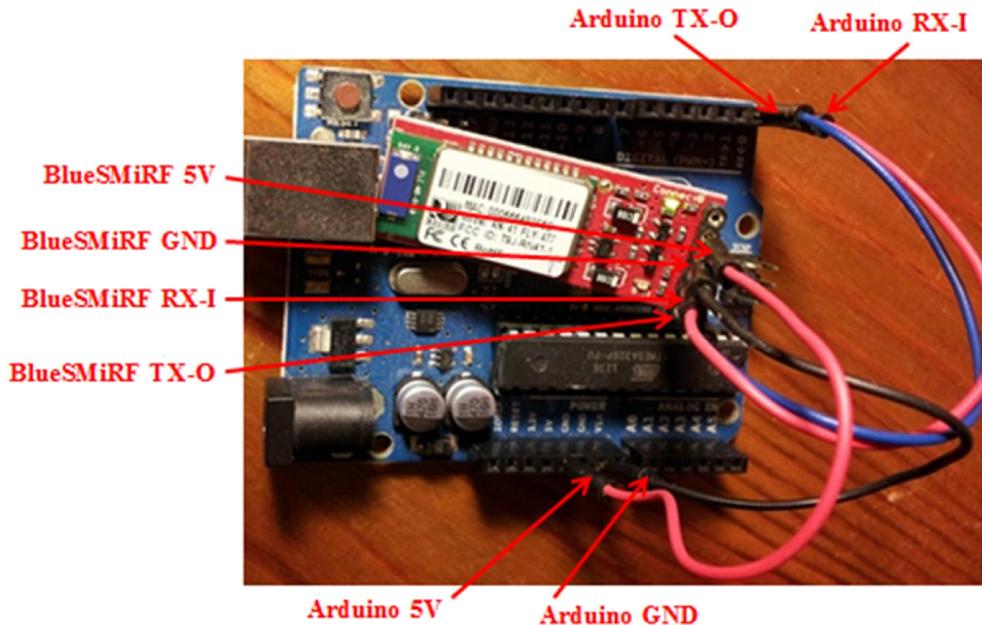


Figure III.19. Bronchement du BlueSMiRF à la carte Arduino UNO

Chapitre IV

Conception logicielles et résultats expérimentaux

I. Introduction

Ce chapitre est consacré pour décrire les différents logiciels et outils de développement que l'on utilise au cours de notre travail.

Nous commençons tout d'abord par l'éditeur Arduino qui une application java, puis on passe à l'éditeur de développement d'applications Android (Eclipse).

II.1- L'environnement de programmation Arduino

La carte Arduino présente le noyau de notre système, et pour que l'on puisse la programmer, on doit disposer du logiciel compatible avec cette carte, ce logiciel est Arduino EDI (espace de développement intégré), qui porte le même nom de la carte Arduino.

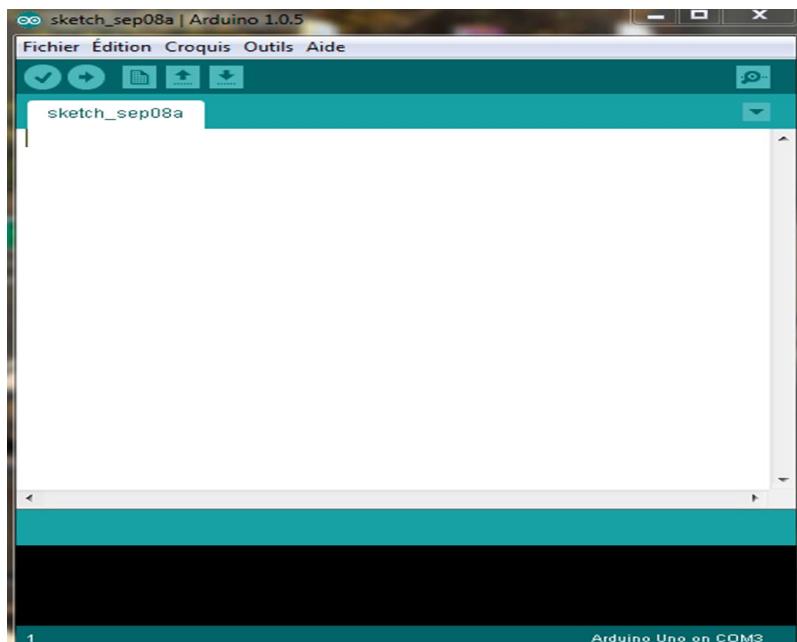


Figure IV.1. Fenêtre principale de l'environnement de programmation

II.1.1- 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.

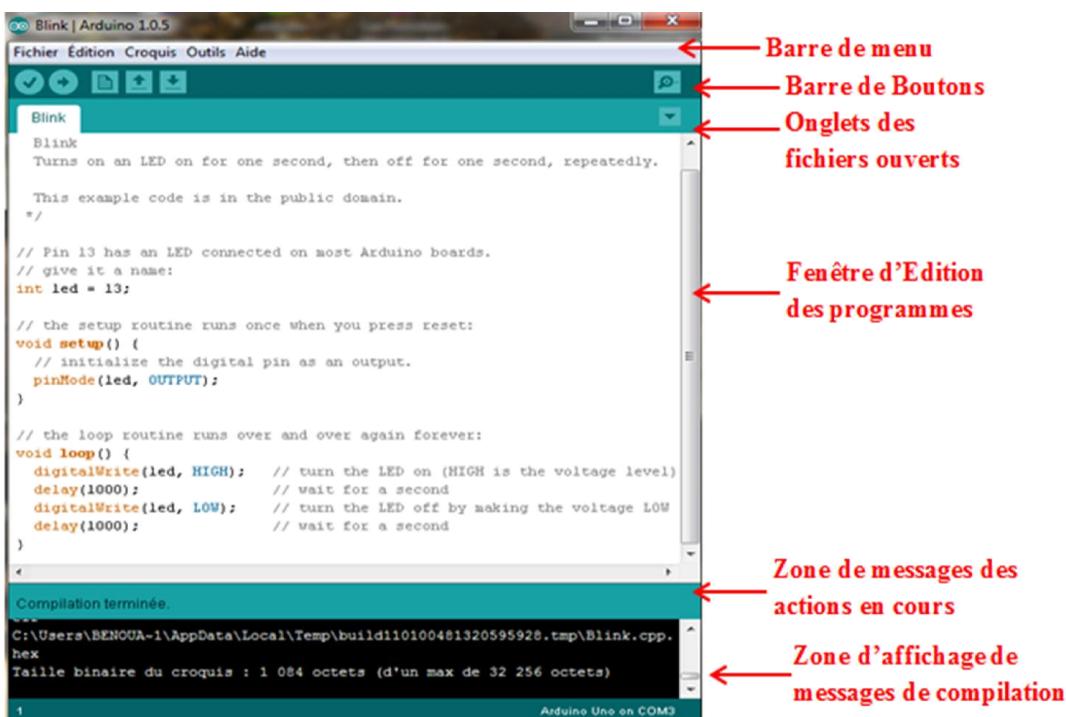


Figure IV.2. Les différentes parties de la fenêtre principale du logiciel Arduino

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

- ✓ 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 cet espace où on va écrire notre programme, cet espace a les fonctionnalités usuelles de copier/coller et de rechercher/remplacer le texte, et 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, téléchargement).
- ✓ 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 **TERMINAL SERIE** : ce moniteur est utilisé pour la visualisation ou les données (messages, valeurs, caractères) transmis vers l'ordinateur via le câble

USB connecté à la carte Arduino et d'envoyer des caractères vers la carte Arduino.

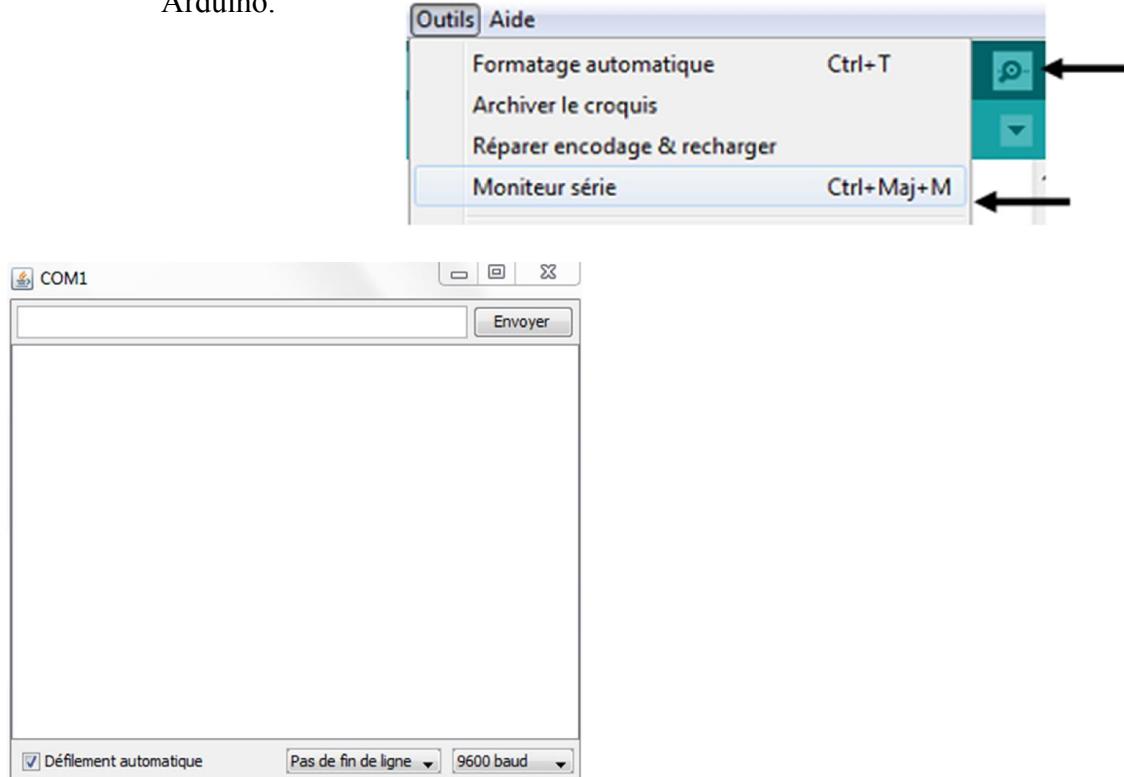


Figure IV.3. Fenêtre associée au moniteur série

Cette fonctionnalité permet la mise au point de la facilité des programmes et l'affichage des états des variables d'un programme où il y a des calculs ou des mesures, aussi le résultat de la conversion analogique-numérique : un élément essentiel pour améliorer, tester et corriger ses programmes. Nous avons utilisé ce moniteur dans notre projet pour savoir si la carte fait la conversion analogique/numérique, et aussi pour vérifier si la carte transmet ces valeurs converties.

II.1.2- Description de la barre des menus

Le logiciel Arduino est équipé d'une barre dite des menus qui contient un ensemble de menus (d'où le nom "barre des menus") permettant de faire la gestion du programme.

Le menu est sensible au contexte, ce qui signifie que seuls les items correspondant au travail en cours sont disponibles.



Figure IV.4. La barre des menus

Cette barre contient les icônes suivantes :

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

II.1.3- Description de la barre des boutons

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

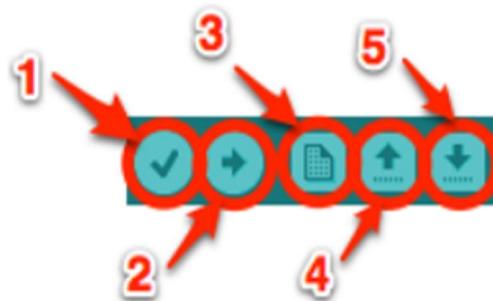


Figure IV.5. La barre des boutons

- 1 **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.
- 2 **Transférer ou téléverser vers la carte** : ce bouton permet de compiler votre code et de le transférer vers la carte Arduino.
- 3 **Nouveau** : en appuyant sur cette icône, une fenêtre d'édition vide s'ouvre pour la saisie d'un nouveau programme.

- 4** **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.
- 5** **Sauvegarder** : avant de quitter le programme saisi, il faut l’enregistrer, et cela 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.1.4- Programme Arduino et les étapes de téléversement vers la carte

Le code est écrit dans l’éditeur du texte. Ce code est appelé un programme ou une séquence (**sketch** en anglais).

Une fois le programme est saisi, on passe à la vérification des erreurs dans le programme, et pour cela, il suffit de cliquer sur le bouton de vérification qui se trouve à l’extrême gauche de la barre des boutons et d’attendre un petit moment. En cas d’erreurs, un message en orange s’affiche en dessous de l’onglet d’édition des programmes indiquant l’erreur et la ligne où 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 sélection du type de la carte à programmer et le port série sur lequel est branché, ce petit réglage peut se faire à l’aide du menu Outils (Tools). A la fin, il ne reste qu’à cliquer sur le bouton de téléversement.

Si toute 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.

À 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 nécessaires pour le bon déroulement du processus à exécuté.

III. Programmation Android sous éclipse

III.1- L'environnement de développement Android

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 start-up rachetée par Google.

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.1.1- 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 très 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 bytecode). Pour passer du code Java, que le développeur écrit au code compilé, lu par la JVM, des outils spécifiques 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. [6]

III.1.2- Le SDK (Software Development Kit) Android

Un SDK, c'est-à-dire un kit de développement logiciel, est un ensemble d'outils qui mettent 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 terminait, nous nous retrouvons avec les différentes versions d'Android installées sur le système comme le montre la figure suivante :

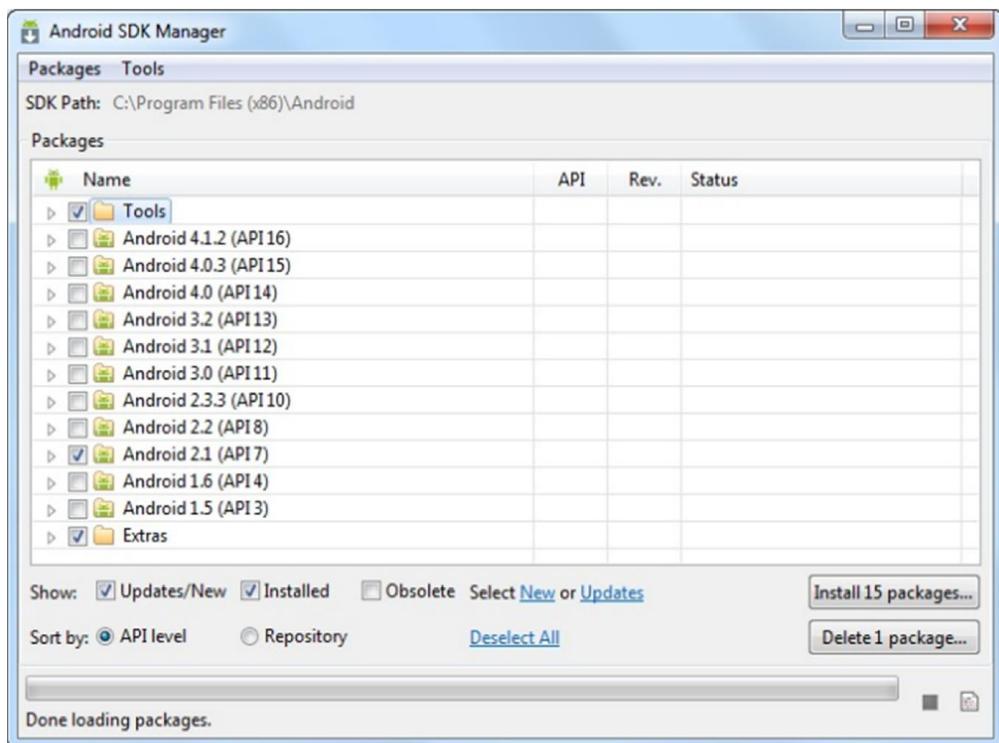


Figure IV.6. Android SDK Manager

En regardant bien les noms 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.1.3- L'IDE Eclipse

Eclipse est un environnement de développement intégrer. 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 conçue 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.1.4- Le plugin ADT pour Eclipse

Google fourni un plugin pour Eclipse nomme ADT (Android Development Tools).

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

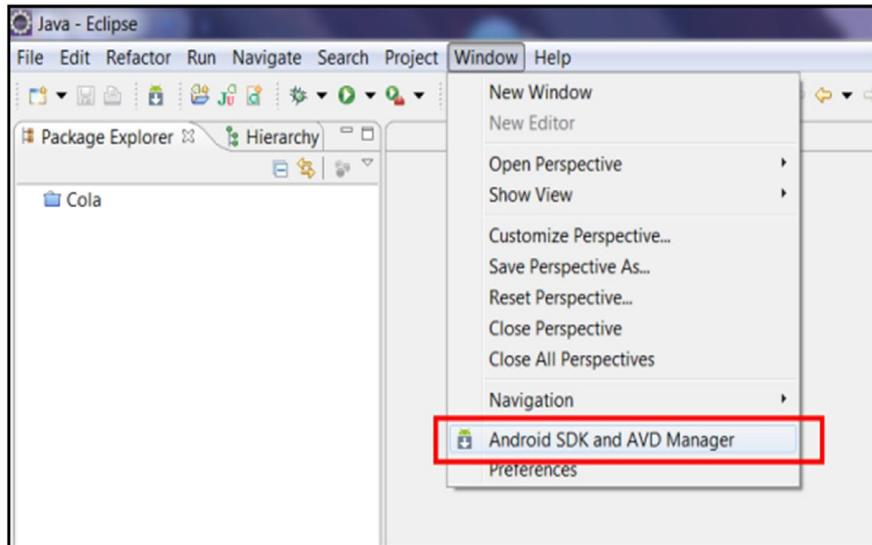


Figure IV.7. Premier lancement d'Eclipse après installation de plugin ADT

III.1.5- 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'application soit certaine de son comportement. [6]

III.2- 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 :

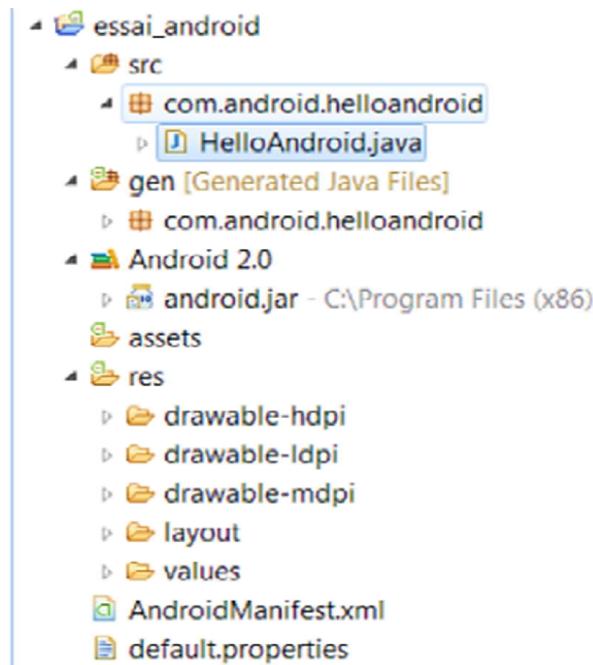


Figure IV.8. L'arborescence d'un projet

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 organisent, mais aussi de simplifier le développement. Lors de la création d'un nouveau projet, voici l'arborescence qui est automatiquement générée :

src : ce répertoire contenant l'ensemble des sources du projet (code JAVA) et les packages. Il contient les classes, de type activité, qui gèrent entre autres le cycle de vie, mais aussi les classes permettant de piloter les différentes fonctions de l'application ;

gen : répertoire contenant l'ensemble des fichiers engendré par le plugin (fichier avec extension .java) correspondant à l'environnement de développement. Aucune modification ne doit être faite clans ces fichiers ;

assets : contiennent les fichiers statiques fournis avec l'application pour son déploiement sur le terminal.

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 contient d'autres sous-répertoires: **drawable-*<resolution>***, **layout**, and **value**, est structuré par défaut de la manière suivante : **res/xml** : contient les fichiers

res/drawable: contient les ressources de type image;

drawable-hpdi : contient toutes images, bitmaps dont vous avez besoin pour votre application en haute résolution.

drawable-ldpi : contient toutes images, bitmaps dont vous avez besoin pour votre application en basse résolution.

drawable-mdpi : contient toutes images, bitmaps dont vous avez besoin pour votre application en moyenne résolution.

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 chaînes de caractères, qui sont empaquetées sans aucun traitement, les dimensions.

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

III.3- Les éléments d'une application

Une application Android peut être composée des éléments suivants:

Activités (android.app.Activity): il s'agit d'une partie de l'application présentant une vue à l'utilisateur.

Services (android.app.Service): il s'agit d'une activité tâche de fond sans vue associée.

Fournisseurs de contenu (android.content.ContentProvider): permet le partage d'informations au sein ou entre applications.

Widgets (android.appwidget): une vue accrochée au Bureau d'Android.

Intents (android.content.Intent): permet d'envoyer un message pour un composant externe sans le nommer explicitement.

Récepteurs d'Intents (android.content.BroadcastReceiver): permet de déclarer être capable de répondre à des Intents.

Notifications (android.app.Notification): permet de notifier l'utilisateur de la survenue d'événements.

III.4- Crédation d'un projet Android

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

III.4.1- Crédation d'un AVD

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

Pour créer un AVD, nous lançons Eclipse et nous allons sous « Window > Android SDK and AVD Manager » puis nous sélectionnons « Virtual Device » dans le panneau à gauche et nous cliquons sur « Create New AVD ». Lorsque la boîte de dialogue « Create New AVD » apparaîtra, on tape le nom pour notre AVD et on choisit la cible (the target) qui est la version de la plateforme Android SDK que nous avons installée.

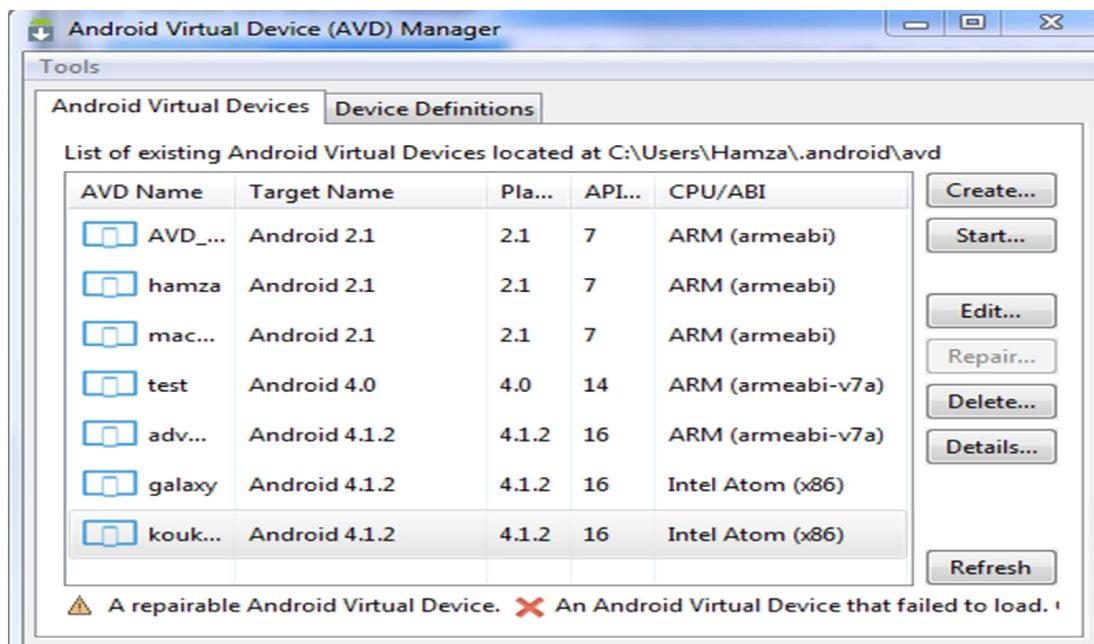


Figure IV.9. Listes des ADV créés.

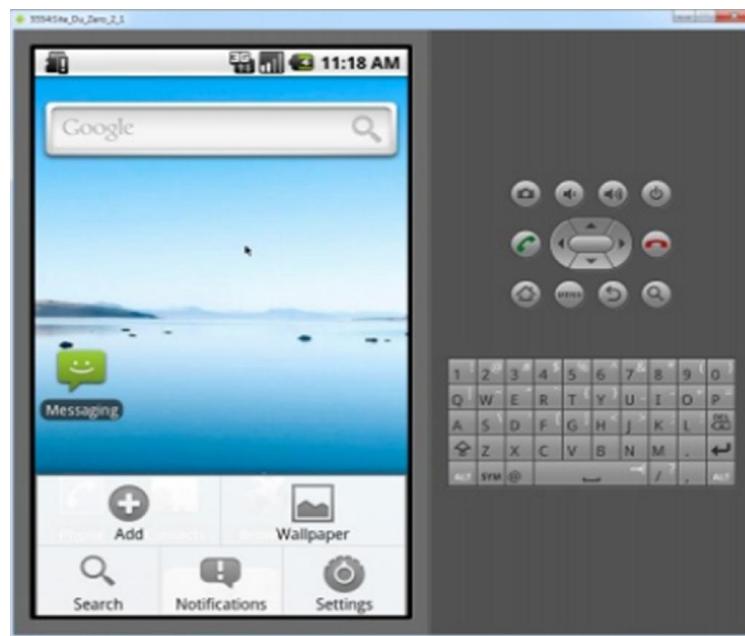


Figure IV.10. L'émulateur

III.4.2- Création d'un nouveau projet Android

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

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

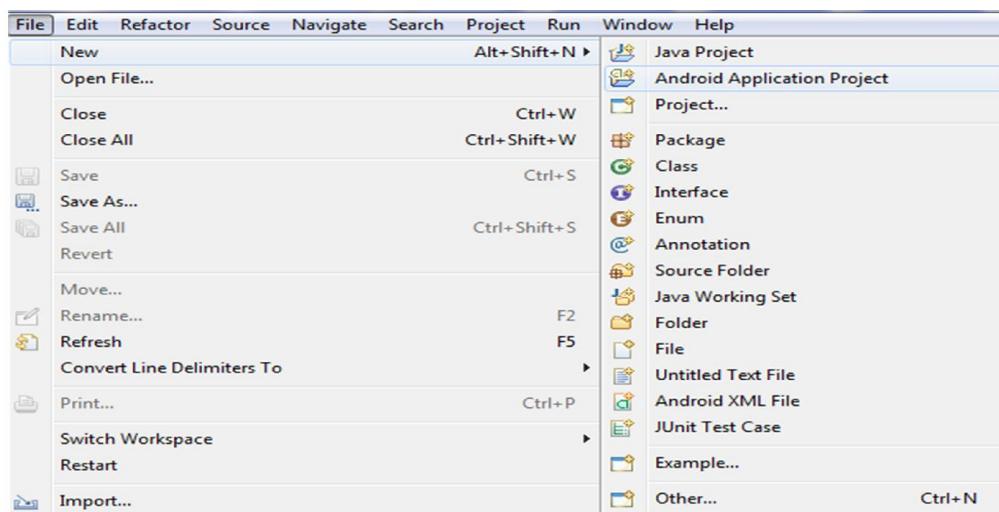


Figure IV.11.Création d'un nouveau projet

- ✓ Les détails à propos de notre projet sont représentés à la figure suivante :

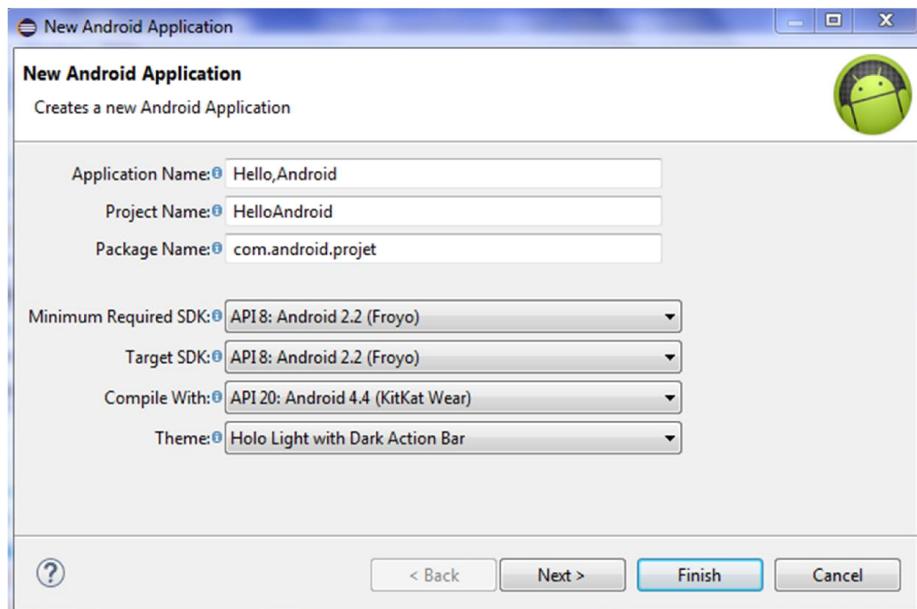


Figure IV.12. Paramètre du projet HelloAndroid

III.4.3- 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 tub class qui va être généré par le plugin. Elle va être une sous-classe de la classe Activity d'Android.
- ❖ **L'interface de l'application créée**

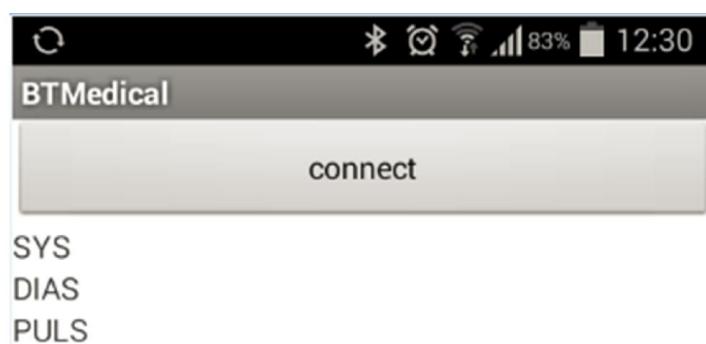


Figure IV.13. L'interface de notre application

IV. Tests et résultats

IV.1-Test du capteur

Pour tester le bon fonctionnement du capteur, il suffit de mettre un voltmètre entre les deux bornes deux et quatre pour mesurer la tension différentielle de sortie (V_{out}). En même temps, en fait augmenter la pression positive appliquée à l'entrée (P1) relativement à l'entrée du vide(P2). (**Figure III.13**).

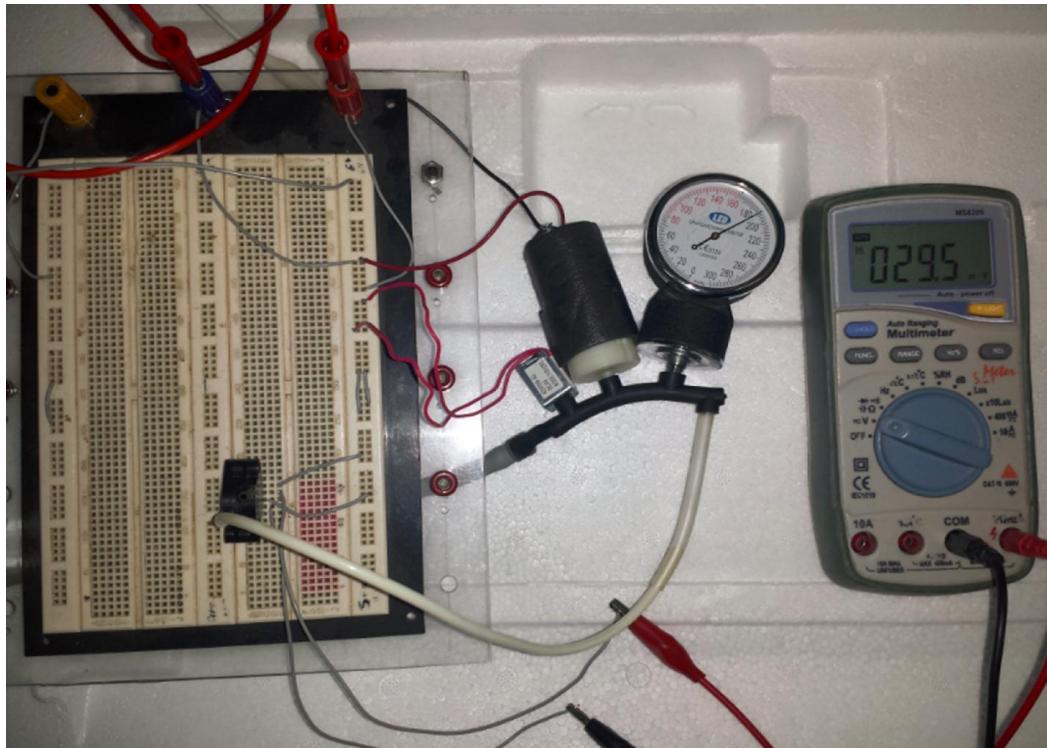


Figure IV.14. Test du capteur ($V_{out} = 29.5$ mV implique une pression d'environ 24 Kpa, 180 mm Hg).

IV.2-Visualisation des signaux de la pression à différentes endroit du circuit

Après avoir réalisé notre système, on a procédé à la visualisation des résultats obtenus des tests fait au niveau du laboratoire projet.

Le signal à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation AD620 est représenté à la **Figure IV.15**.

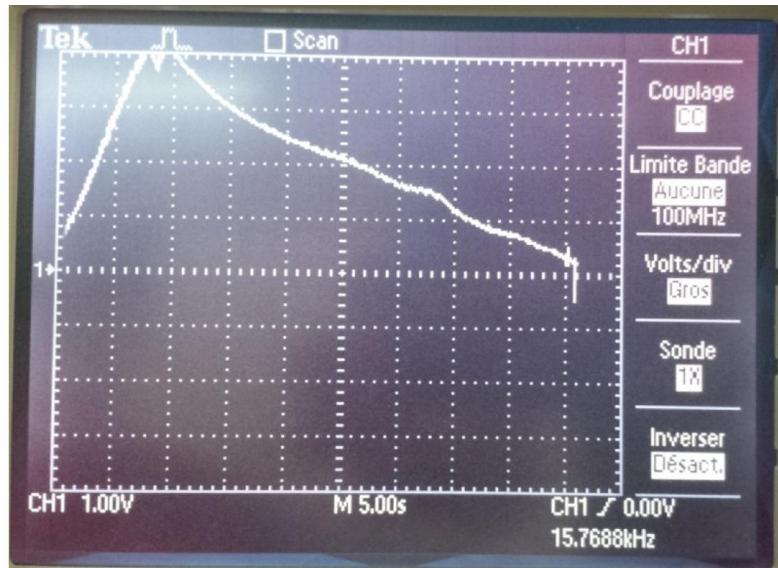


Figure IV.15. Le signal de brassard

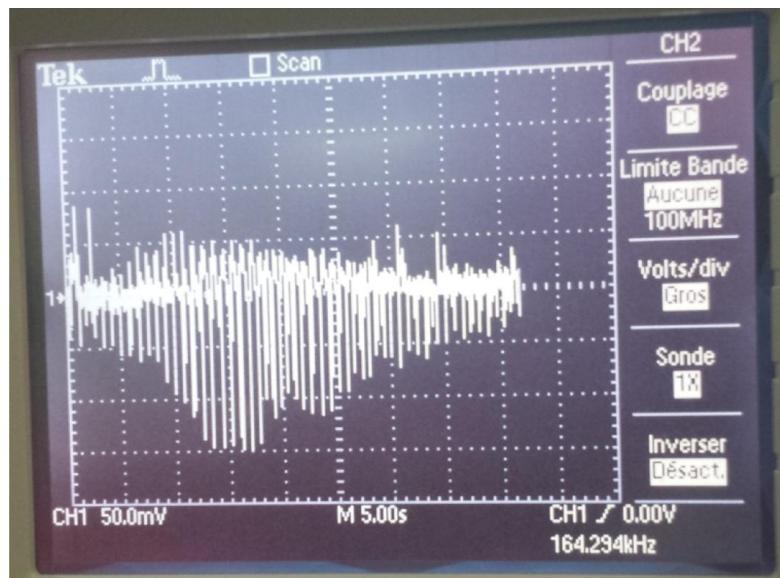


Figure IV.16. Le signal à la sortie du 1^{er} filtre

À la sortie du 2^{ème} filtre, on aura le signal de la **Figure IV.17**.

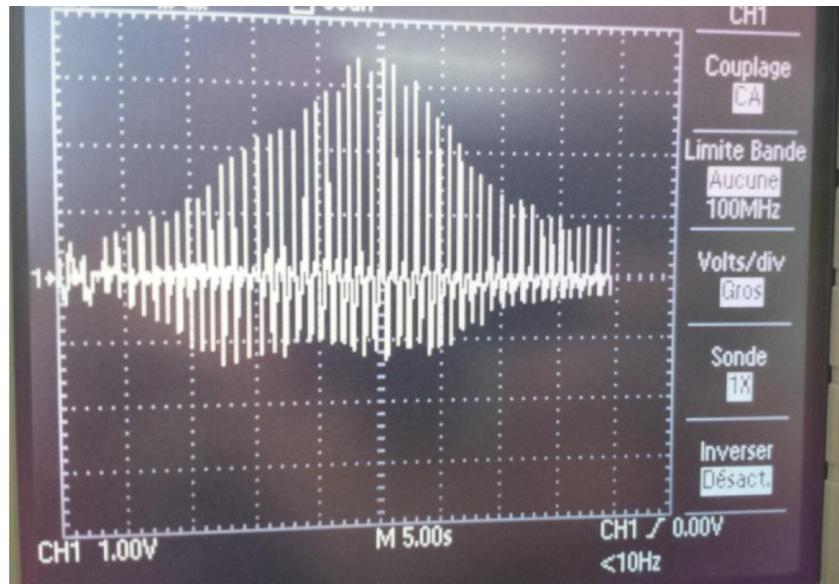


Figure IV.17. Le signal à la sortie du 2^{ème} filtre

Visualisation des deux signaux, le signal continu à la sortie de l'amplificateur et le signal alternatif à la sortie du circuit.

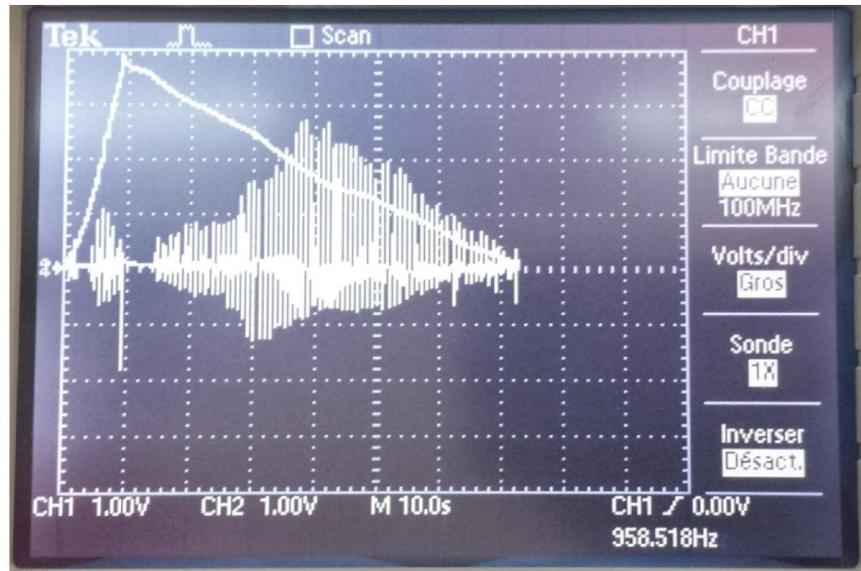


Figure IV.18. Le signal du brassard et le signal à la sortie du 2^{ème} filtre

IV.3- Circuit imprimé

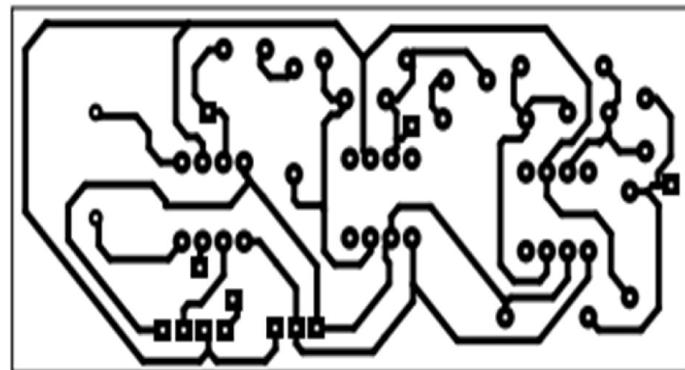


Figure IV.19. Typon de circuit

La figure qui suit représente, le circuit imprimé de la partie contrôle de l'électropompe et de l'électrovalve.

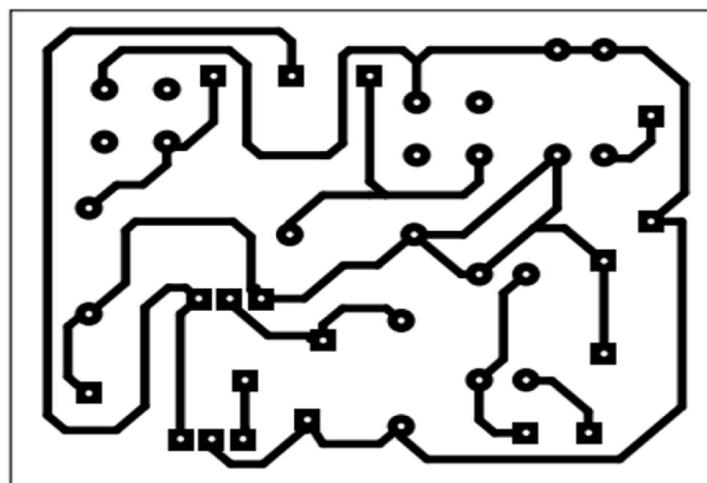


Figure IV.20. Typon de la partie contrôle

Conclusion générale

Conclusion générale

L'objectif de notre travail est la réalisation d'u tensiomètre électronique et pour atteindre cet objectif, nous avons subdivisé notre travail en deux étapes. La première étape est consacrée à la réalisation d'un circuit d'acquisition et de mise en forme du signal à base d'amplificateurs d'instrumentation. La seconde étape a été consacrée à la numérisation du signal à l'aide de la carte ARDUINO et la transmission de données via Bluetooth vers un ordinateur où un Smartphone où la visualisation de données a été faite en utilisant une application Android. Ce travail a été très bénéfique pour nous car il nous a permis d'approfondir nos connaissances sur les capteurs, les amplificateurs d'instrumentation, le filtrage 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.

L'auto-mesure de la tension artérielle est très dépendante du brassard occlusif. Une mauvaise utilisation du brassard conduit à une inexactitude des mesures. Les industriels sont encouragés à développer et à produire un « brassard ajustable » qui pourrait être appliqué à tous les adultes elle n'est cependant pas destinée à remplacer la consultation médicale, mais elle la complète.

Comme perspectives, nous proposons la miniaturisation de cette carte et le brassard pour le porté sur le poignet et d'intégrer d'autres fonctionnalités en exploitant le reste des entrées analogiques de la carte ARDUINO pour acquérir d'autres signaux biologiques telle que :

- Utilisation d'un capteur thermique pour afficher la température du patient.
- Un capteur SPO2 pour le calcul du taux d'oxygène dans le sang.
- Un capteur de glycémie pour les diabétiques
- Insérer de petits programmes de traitement comme le calcul du rythme cardiaque et prévoir des signalisations en temps réel sur le Smartphone.

Références bibliographiques

Références bibliographiques

- [1] *Tortora Derrickson. Principe d'anatomie et de physiologie, 4^e édition de boeck, 2007*
[Chapitre 20 Le système cardiovasculaire].
- [2] *Charles Richard. Conception et intégration d'un système de monitoring de la pression artérielle. ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE UNIVERSITÉ DU QUÉBEC, 2007*
- [3] *Georges FAHD. Thèse de doctorat Création d'une chaîne de référence pour la mesure de la pression artérielle. AIX-MARSEILLE UNIVERSITÉ, 2012*
- [4] *Asmar R. Méthodes de mesure de la pression artérielle. Springer Verlag Paris, 1991.*
- [5] *Nachef M. Conception et réalisation d'un système de télésurveillance médicale à base d'une carte ARDUINO "Transmission Bluetooth". UMMTO, 2012/2013.*
- [6] *Zerrouki Fodil. Conception et réalisation d'une carte d'acquisition ambulatoire de transmission sans fil et de traitement de signaux biomédicaux. UMMTO.*
- [7] <http://www.angioweb.fr>
- [8] <http://www.arduino.cc>
- [9] *Ahmad Chaddad. Tensiomètre Electronique, Université islamique du Liban, 2006/2007.*

Annexes

KSV05B

Solenoid Valve

Applications

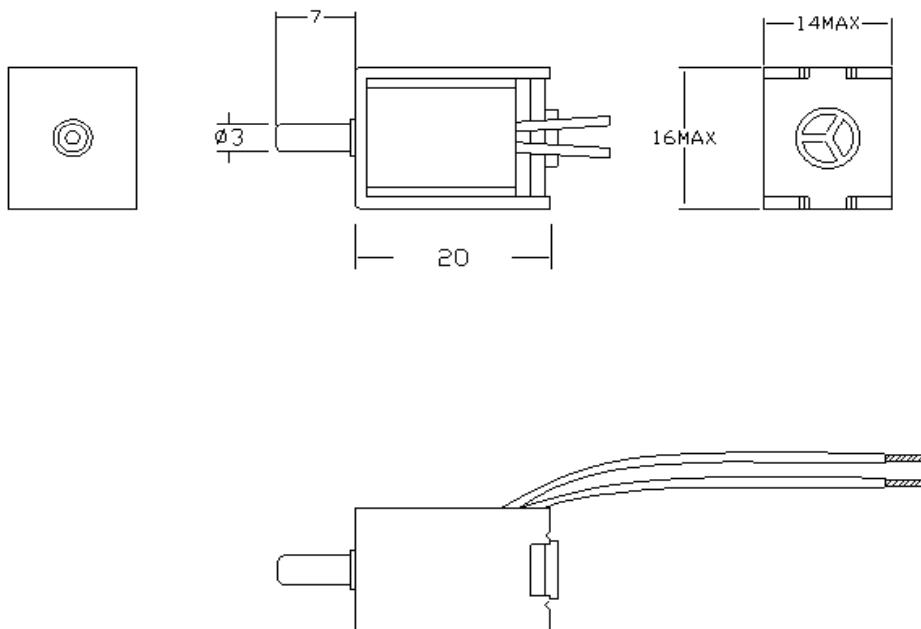
Blood Pressure M/C, Massager,
Medical Equipment, etc



Specifications

1. Rated Voltage	DC6.0V	DC12.0V
2. Rated Current	60mA	45mA
3. Exhaust Time	Max. 3.0 seconds from 300mmHg reduce to 15 mmHg at 50CC tank.	
4. Resistance	100Ω±10%	270Ω±10%
5. Leakage	Max. 3mmHg/min from 300mmHg at 100CC tank.	
6. Insulation Level	A	
7. Apply For	Air	

Drawing



Silicon NPN Power Transistors

TIP31/31A/31B/31C

DESCRIPTION

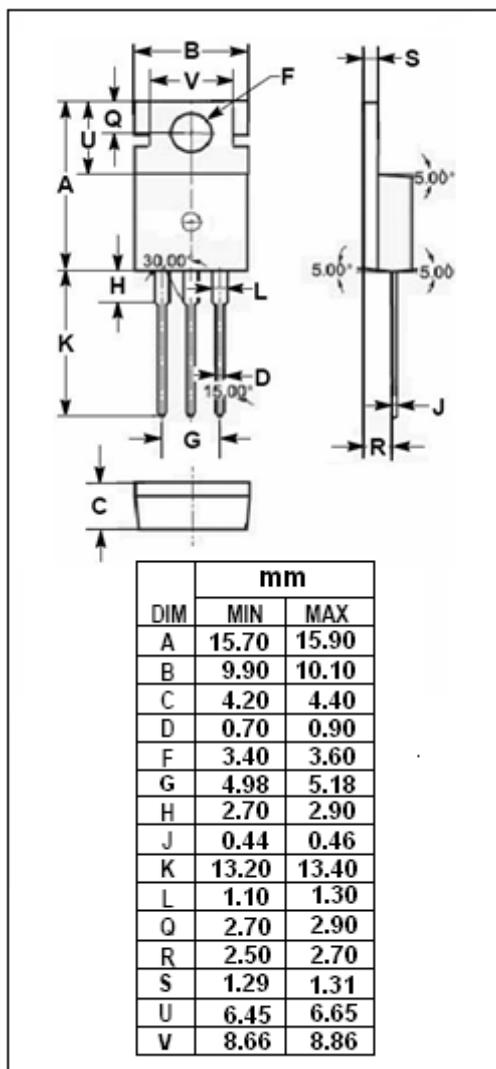
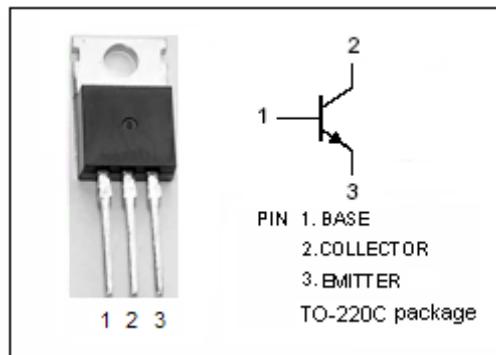
- DC Current Gain $-h_{FE} = 25$ (Min)@ $I_C = 1.0A$
- Collector-Emitter Sustaining Voltage-
 - : $V_{CEO(SUS)} = 40V$ (Min)- TIP31; $60V$ (Min)- TIP31A
 - $80V$ (Min)- TIP31B; $100V$ (Min)- TIP31C
- Complement to Type TIP32/32A/32B/32C

APPLICATIONS

- Designed for use in general purpose amplifier and switching applications.

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS($T_a=25^\circ C$)

SYMBOL	PARAMETER	VALUE	UNIT
V_{CBO}	Collector-Base Voltage	TIP31	40
		TIP31A	60
		TIP31B	80
		TIP31C	100
V_{CEO}	Collector-Emitter Voltage	TIP31	40
		TIP31A	60
		TIP31B	80
		TIP31C	100
V_{EBO}	Emitter-Base Voltage	5	V
I_C	Collector Current-Continuous	3	A
I_{CM}	Collector Current-Pulse	5	A
I_B	Base Current	1	A
P_c	Collector Power Dissipation $T_c=25^\circ C$	40	W
	Collector Power Dissipation $T_a=25^\circ C$	2	
T_j	Junction Temperature	150	°C
T_{stg}	Storage Temperature Range	-65~150	°C



Silicon NPN Power Transistors

TIP31/31A/31B/31C

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

 $T_c=25^\circ C$ unless otherwise specified

SYMBOL	PARAMETER		CONDITIONS	MIN	MAX	UNIT
$V_{CEO(sus)}$	Collector-Emitter Sustaining Voltage	TIP31	$I_C= 30mA; I_B= 0$	40		V
		TIP31A		60		
		TIP31B		80		
		TIP31C		100		
$V_{CE(sat)}$	Collector-Emitter Saturation Voltage		$I_C= 3A; I_B= 0.375A$		1.2	V
$V_{BE(on)}$	Base-Emitter On Voltage		$I_C= 3A; V_{CE}= 4V$		1.8	V
I_{CES}	Collector Cutoff Current	TIP31	$V_{CE}= 40V; V_{EB}= 0$	0.2	mA	
		TIP31A	$V_{CE}= 60V; V_{EB}= 0$			
		TIP31B	$V_{CE}= 80V; V_{EB}= 0$			
		TIP31C	$V_{CE}= 100V; V_{EB}= 0$			
I_{CEO}	Collector Cutoff Current	TIP31/31A	$V_{CE}= 30V; I_B= 0$	0.3	mA	
		TIP31B/31C	$V_{CE}= 60V; I_B= 0$			
I_{EBO}	Emitter Cutoff Current		$V_{EB}= 5V; I_C= 0$		1.0	mA
h_{FE-1}	DC Current Gain		$I_C= 1A; V_{CE}= 4V$	25		
h_{FE-2}	DC Current Gain		$I_C= 3A; V_{CE}= 4V$	10	50	
f_T	Current-Gain—Bandwidth Product		$I_C= 0.5A; V_{CE}= 10V$	3		MHz

10 kPa On-Chip Temperature Compensated and Calibrated Silicon Pressure Sensors

The MPX2010 series silicon piezoresistive pressure sensors provide a very accurate and linear voltage output directly proportional to the applied pressure. These sensors house a single monolithic silicon die with the strain gauge and thin film resistor network integrated. The sensor is laser trimmed for precise span, offset calibration and temperature compensation.

Features

- Temperature Compensated over 0°C to +85°C
- Ratiometric to Supply Voltage
- Differential and Gauge Options
- Available in Easy-to-Use Tape & Reel

MPX2010 Series

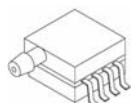
0 to 10 kPa (0 to 1.45 psi)
25 mV Full Scale
(Typical)

Application Examples

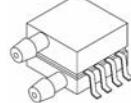
- Respiratory Diagnostics
- Air Movement Control
- Controllers
- Pressure Switching

ORDERING INFORMATION								
Device Name	Package Options	Case No.	# of Ports			Pressure Type		
			None	Single	Dual	Gauge	Differential	Absolute
Small Outline Package (MPXV2010 Series)								
MPXV2010GP	Tray	1369		•		•		
MPXV2010DP	Tray	1351			•		•	
Unibody Package (MPX2010 Series)								
MPX2010D	Tray	344	•				•	
MPX2010DP	Tray	344C			•		•	
MPX2010GP	Tray	344B		•		•		
MPX2010GS	Tray	344E		•		•		
MPX2010GSX	Tray	344F		•		•		
MPAK Package (MPXM2010 Series)								
MPXM2010D	Rail	1320	•				•	
MPXM2010DT1	Tape and Reel	1320	•				•	
MPXM2010GS	Rail	1320A		•		•		
MPXM2010GST1	Tape and Reel	1320A		•		•		

SMALL OUTLINE PACKAGES

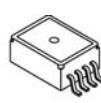


MPXV2010GP
CASE 1369-01

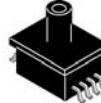


MPXV2010DP
CASE 1351-01

MPAK PACKAGES



MPXM2010D/DT1
CASE 1320-02



MPXM2010GS/GST1
CASE 1320A-02

UNIBODY PACKAGES



MPX2010D
CASE 344-15



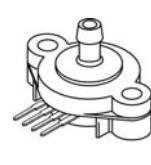
MPX2010GP
CASE 344B-01



MPX2010DP
CASE 344C-01



MPX2010GS
CASE 344E-01



MPX2010GSX
CASE 344F-01

Operating Characteristics

Table 1. Operating Characteristics ($V_S = 10 \text{ V}_{\text{DC}}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted, $P1 > P2$)

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Units
Pressure Range ⁽¹⁾	P_{OP}	0	—	10	kPa
Supply Voltage ⁽²⁾	V_S	—	10	16	V_{DC}
Supply Current	I_O	—	6.0	—	mA_{DC}
Full Scale Span ⁽³⁾	V_{FSS}	24	25	26	mV
Offset ⁽⁴⁾	V_{OFF}	-1.0	—	1.0	mV
Sensitivity	$\Delta V/\Delta P$	—	2.5	—	mV/kPa
Linearity	—	-1.0	—	1.0	$\%V_{\text{FSS}}$
Pressure Hysteresis (0 to 10 kPa)	—	—	± 0.1	—	$\%V_{\text{FSS}}$
Temperature Hysteresis (-40°C to +125°C)	—	—	± 0.5	—	$\%V_{\text{FSS}}$
Temperature Coefficient on Full Scale Span	TCV_{FSS}	-1.0	—	1.0	$\%V_{\text{FSS}}$
Temperature Coefficient on Offset	TCV_{OFF}	-1.0	—	1.0	mV
Input Impedance	Z_{IN}	1300	—	2550	Ω
Output Impedance	Z_{OUT}	1400	—	3000	Ω
Response Time ⁽⁵⁾ (10% to 90%)	t_R	—	1.0	—	ms
Warm-Up Time	—	—	20	—	ms
Offset Stability ⁽⁶⁾	—	—	± 0.5	—	$\%V_{\text{FSS}}$

1. 1.0 kPa (kiloPascal) equals 0.145 psi.
2. Device is ratiometric within this specified excitation range. Operating the device at a different range may induce additional error due to device self-heating.
3. Full Scale Span (V_{FSS}) is defined as the algebraic difference between the output voltage at full rated pressure and the output voltage at the minimum rated pressure.
4. Offset (V_{OFF}) is defined as the output voltage at the minimum rated pressure.
5. Response Time is defined as the time for the incremental change in the output to go from 10% to 90% of its final value when subjected to a specified step change in pressure.
6. Offset stability is the product's output deviation when subjected to 1000 hours of Pulsed Pressure, Temperature Cycling with Bias Test.

Maximum Ratings

Table 2. Maximum Ratings⁽¹⁾

Rating	Symbol	Value	Unit
Maximum Pressure (P1 > P2)	P _{MAX}	75	kPa
Burst Pressure (P1 > P2)	P _{BURST}	100	kPa
Storage Temperature	T _{STG}	-40 to +125	°C
Operating Temperature	T _A	-40 to +125	°C

1. Exposure beyond the specified limits may cause permanent damage or degradation to the device.

Voltage Output versus Applied Differential Pressure

The output voltage of the differential or gauge sensor increases with increasing pressure applied to the pressure side (P1) relative to the vacuum side (P2). Similarly, output voltage increases as increasing vacuum is applied to the vacuum side (P2) relative to the pressure side (P1).

[Figure 1.](#) shows a block diagram of the internal circuitry on the stand-alone pressure sensor chip.

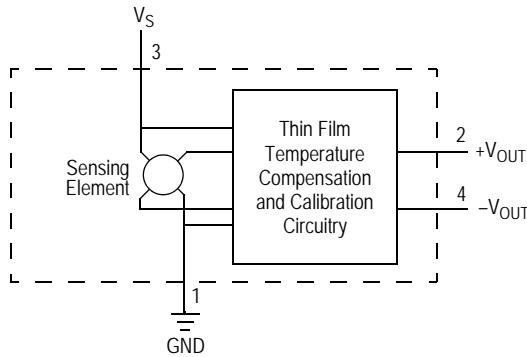


Figure 1. Temperature Compensated and Calibrated Pressure Sensor Schematic

On-Chip Temperature Compensation and Calibration

Figure 2. shows the output characteristics of the MPX2010 series at 25°C. The output is directly proportional to the differential pressure and is essentially a straight line.

The effects of temperature on full scale span and offset are very small and are shown under Operating Characteristics.

This performance over temperature is achieved by having both the shear stress strain gauge and the thin-film resistor circuitry on the same silicon diaphragm. Each chip is dynamically laser trimmed for precise span and offset calibration and temperature compensation.

Figure 3. illustrates the differential/gauge die in the basic chip carrier (Case 344). A silicone gel isolates the die surface and wire bonds from the environment, while allowing the pressure signal to be transmitted to the silicon diaphragm.

The MPX2010 series pressure sensor operating characteristics and internal reliability and qualification tests are based on use of dry air as the pressure media. Media other than dry air may have adverse effects on sensor

performance and long term reliability. Contact the factory for information regarding media compatibility in your application.

LINEARITY

Linearity refers to how well a transducer's output follows the equation: $V_{out} = V_{off} + \text{sensitivity} \times P$ over the operating pressure range. There are two basic methods for calculating nonlinearity: (1) end point straight line fit (see Figure 4.) or (2) a least squares best line fit. While a least squares fit gives the "best case" linearity error (lower numerical value), the calculations required are burdensome.

Conversely, an end point fit will give the "worst case" error (often more desirable in error budget calculations) and the calculations are more straightforward for the user. Freescale's specified pressure sensor linearities are based on the end point straight line method measured at the midrange pressure.

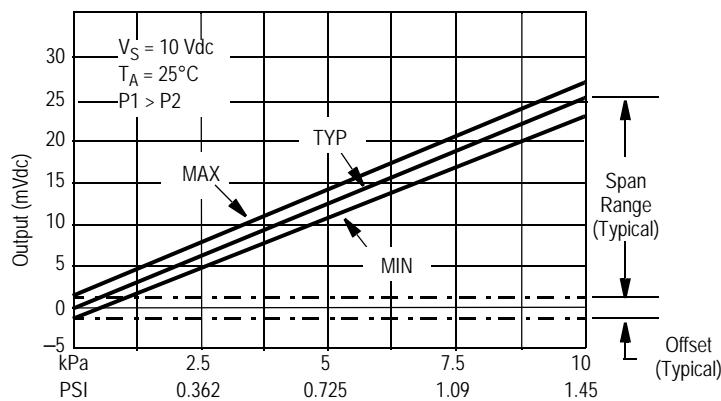


Figure 2. Output vs. Pressure Differential

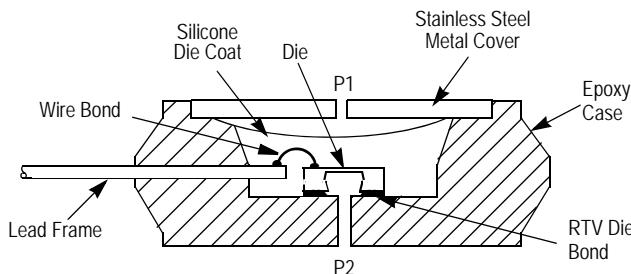


Figure 3. Unibody Package: Cross Sectional Diagram (not to scale)

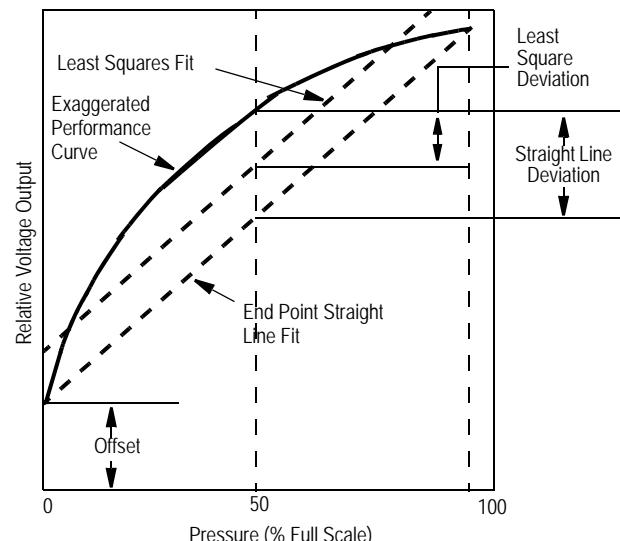


Figure 4. Linearity Specification Comparison

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

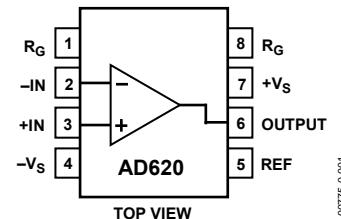


Figure 1. 8-Lead PDIP (N), CERDIP (Q), and SOIC (R) Packages

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

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.

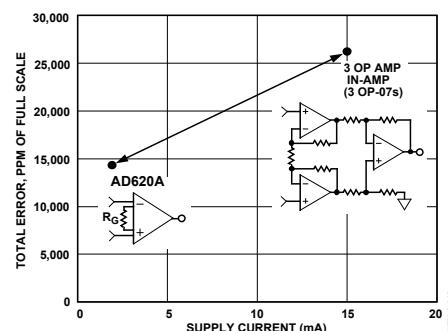


Figure 2. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

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 condition s 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.

Precision V-I Converter

The AD620, along with another op amp and two resistors, makes a precision current source (Figure 40). The op amp buffers the reference terminal to maintain good CMR. The output voltage, V_x , of the AD620 appears across R_1 , which converts it to a current. This current, less only the input bias current of the op amp, then flows out to the load.

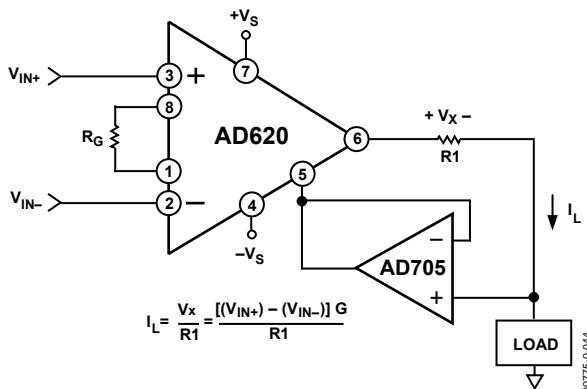


Figure 40. Precision Voltage-to-Current Converter (Operates on 1.8 mA, ± 3 V)

GAIN SELECTION

The AD620 gain is resistor-programmed by R_G , or more precisely, by whatever impedance appears between Pins 1 and 8. The AD620 is designed to offer accurate gains using 0.1% to 1% resistors. Table 5 shows required values of R_G for various gains. Note that for $G = 1$, the R_G pins are unconnected ($R_G = \infty$). For any arbitrary gain, R_G can be calculated by using the formula:

$$R_G = \frac{49.4 k\Omega}{G - 1}$$

To minimize gain error, avoid high parasitic resistance in series with R_G ; to minimize gain drift, R_G should have a low TC—less than 10 ppm/ $^{\circ}$ C—for the best performance.

Table 5. Required Values of Gain Resistors

1% Std Table Value of $R_G(\Omega)$	Calculated Gain	0.1% Std Table Value of $R_G(\Omega)$	Calculated Gain
49.9 k	1.990	49.3 k	2.002
12.4 k	4.984	12.4 k	4.984
5.49 k	9.998	5.49 k	9.998
2.61 k	19.93	2.61 k	19.93
1.00 k	50.40	1.01 k	49.91
499	100.0	499	100.0
249	199.4	249	199.4
100	495.0	98.8	501.0
49.9	991.0	49.3	1,003.0

INPUT AND OUTPUT OFFSET VOLTAGE

The low errors of the AD620 are attributed to two sources, input and output errors. The output error is divided by G when referred to the input. In practice, the input errors dominate at high gains, and the output errors dominate at low gains. The total V_{OS} for a given gain is calculated as

$$\text{Total Error RTI} = \text{input error} + (\text{output error}/G)$$

$$\text{Total Error RTO} = (\text{input error} \times G) + \text{output error}$$

REFERENCE TERMINAL

The reference terminal potential defines the zero output voltage and is especially useful when the load does not share a precise ground with the rest of the system. It provides a direct means of injecting a precise offset to the output, with an allowable range of 2 V within the supply voltages. Parasitic resistance should be kept to a minimum for optimum CMR.

INPUT PROTECTION

The AD620 safely withstands an input current of ± 60 mA for several hours at room temperature. This is true for all gains and power on and off, which is useful if the signal source and amplifier are powered separately. For longer time periods, the input current should not exceed 6 mA.

For input voltages beyond the supplies, a protection resistor should be placed in series with each input to limit the current to 6 mA. These can be the same resistors as those used in the RFI filter. High values of resistance can impact the noise and AC CMRR performance of the system. Low leakage diodes (such as the BAV199) can be placed at the inputs to reduce the required protection resistance.

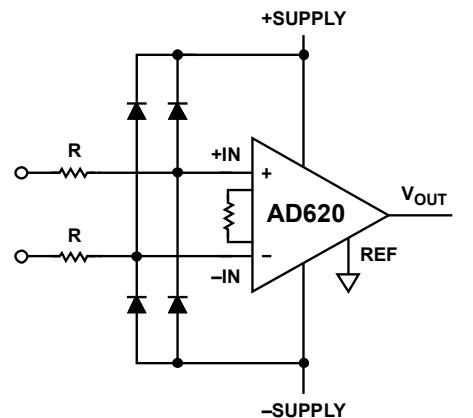


Figure 41. Diode Protection for Voltages Beyond Supply

RF INTERFERENCE

All instrumentation amplifiers rectify small out of band signals. The disturbance may appear as a small dc voltage offset. High frequency signals can be filtered with a low pass R-C network placed at the input of the instrumentation amplifier. Figure 42 demonstrates such a configuration. The filter limits the input

FEATURES

Ultralow offset voltage

T_A = 25°C, 25 µV maximum

Outstanding offset voltage drift 0.3 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ maximum

Excellent open-loop gain and gain linearity

12 V/uV typical

CMRR: 130 dB minimum

PSRR: 115 dB minimum

Low supply current 3.0 mA maximum

Fits industry-standard precision op amp sockets

GENERAL DESCRIPTION

The OP177 features one of the highest precision performance of any op amp currently available. Offset voltage of the OP177 is only 25 μ V maximum at room temperature. The ultralow V_{OS} of the OP177 combines with its exceptional offset voltage drift (TC V_{OS}) of 0.3 μ V/ $^{\circ}$ C maximum to eliminate the need for external V_{OS} adjustment and increases system accuracy over temperature.

The OP177 open-loop gain of 12 V/ μ V is maintained over the full ± 10 V output range. CMRR of 130 dB minimum, PSRR of 120 dB minimum, and maximum supply current of 2 mA are just a few examples of the excellent performance of this

PIN CONFIGURATION

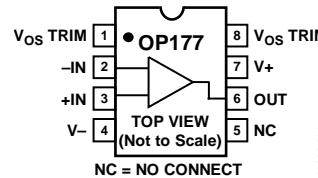


Figure 1. 8-Lead PDIP (P-Suffix),
8-Lead SOIC (S-Suffix)

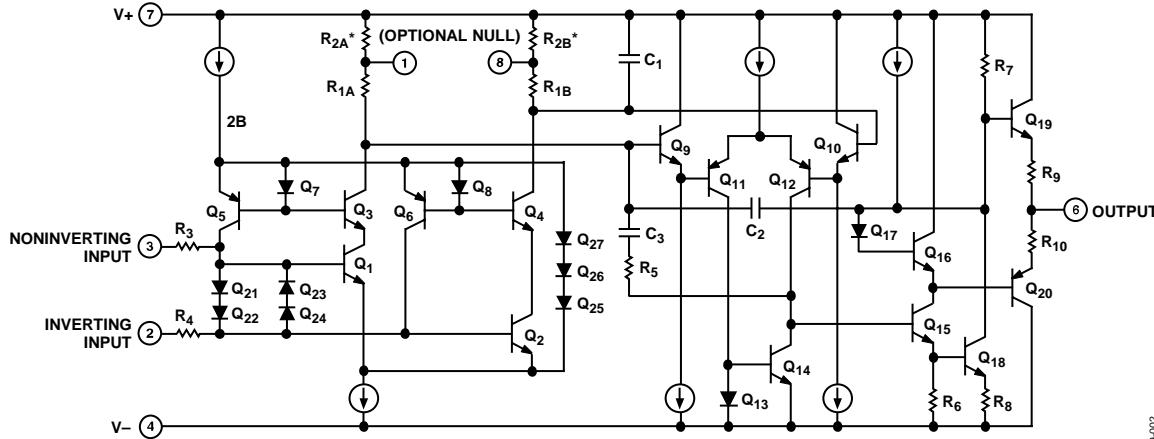
00289-001

operational amplifier. The combination of outstanding specifications of the OP177 ensures accurate performance in high closed-loop gain applications.

This low noise, bipolar input op amp is also a cost effective alternative to chopper-stabilized amplifiers. The OP177 provides chopper-type performance without the usual problems of high noise, low frequency chopper spikes, large physical size, limited common-mode input voltage range, and bulky external storage capacitors.

The OP177 is offered in the -40°C to $+85^{\circ}\text{C}$ extended industrial temperature ranges. This product is available in 8-lead PDIP, as well as the space saving 8-lead SOIC.

FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAM



* R_{2A} AND R_{2B} ARE ELECTRONICALLY ADJUSTED ON CHIP AT FACTORY.

2088

Figure 2. Simplified Schematic

Rev. G

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.

Document Feedback

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
Tel: 781.329.4700 ©1995–2012 Analog Devices, Inc. All rights reserved.
Technical Support www.analog.com

@ $V_S = \pm 15$ V, $-40^\circ\text{C} \leq T_A \leq +85^\circ\text{C}$, unless otherwise noted.

Table 2.

Parameter	Symbol	Conditions	OP177F	OP177G		
			Min	Typ	Max	Unit
INPUT						
Input Offset Voltage	V_{OS}		15	40	20	100 μV
Average Input Offset Voltage Drift ¹	TCV_{OS}		0.1	0.3	0.7	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Input Offset Current	I_{OS}		0.5	2.2	0.5	nA
Average Input Offset Current Drift ²	TCI_{OS}		1.5	40	1.5	$\text{pA}/^\circ\text{C}$
Input Bias Current	I_B		-0.2	+2.4	+4	+2.4 $\pm 6 \text{ nA}$
Average Input Bias Current Drift ²	TCI_B		8	40	15	$\text{pA}/^\circ\text{C}$
Input Voltage Range ³	IVR		± 13	± 13.5	± 13	$\pm 13.5 \text{ V}$
COMMON-MODE REJECTION RATIO	CMRR	$V_{CM} = \pm 13 \text{ V}$	120	140	110	140 dB
POWER SUPPLY REJECTION RATIO	PSRR	$V_S = \pm 3 \text{ V}$ to $\pm 18 \text{ V}$	110	120	106	115 dB
LARGE-SIGNAL VOLTAGE GAIN ⁴	A_{VO}	$R_L \geq 2 \text{ k}\Omega, V_0 = \pm 10 \text{ V}$	2000	6000	1000	4000 V/mV
OUTPUT VOLTAGE SWING	V_O	$R_L \geq 2 \text{ k}\Omega$	± 12	± 13	± 12	$\pm 13 \text{ V}$
POWER CONSUMPTION	P_D	$V_S = \pm 15 \text{ V}$, no load	60	75	60	75 mW
SUPPLY CURRENT	I_{SV}	$V_S = \pm 15 \text{ V}$, no load	20	2.5	2	2.5 mA

¹ TCV_{OS} is sample tested.

² Guaranteed by endpoint limits.

³ Guaranteed by CMRR test condition.

⁴ To ensure high open-loop gain throughout the $\pm 10 \text{ V}$ output range, A_{VO} is tested at $-10 \text{ V} \leq V_0 \leq 0 \text{ V}$, $0 \text{ V} \leq V_0 \leq +10 \text{ V}$, and $-10 \text{ V} \leq V_0 \leq +10 \text{ V}$.

TEST CIRCUITS

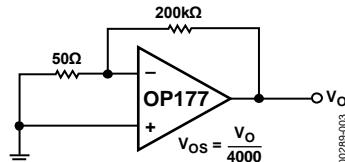


Figure 3. Typical Offset Voltage Test Circuit

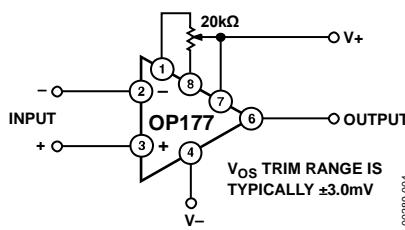


Figure 4. Optional Offset Nulling Circuit

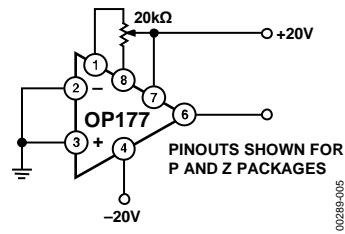


Figure 5. Burn-In Circuit

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Table 3.

Parameter	Ratings
Supply Voltage	± 22 V
Internal Power Dissipation ¹	500 mW
Differential Input Voltage	± 30 V
Input Voltage	± 22 V
Output Short-Circuit Duration	Indefinite
Storage Temperature Range	-65°C to $+125^{\circ}\text{C}$
Operating Temperature Range	-40°C to $+85^{\circ}\text{C}$
Lead Temperature (Soldering, 60 sec)	300°C
DICE Junction Temperature (T_j)	-65°C to $+150^{\circ}\text{C}$

¹ For supply voltages less than ± 22 V, the absolute maximum input voltage is equal to the supply voltage.

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.

THERMAL RESISTANCE

θ_{JA} is specified for worst-case mounting conditions, that is, θ_{JA} is specified for device in socket for PDIP; θ_{JA} is specified for device soldered to printed circuit board for SOIC package.

Table 4. Thermal Resistance

Package Type	θ_{JA}	θ_{JC}	Unit
8-Lead PDIP (P-Suffix)	103	43	$^{\circ}\text{C/W}$
8-Lead SOIC (S-Suffix)	158	43	$^{\circ}\text{C/W}$

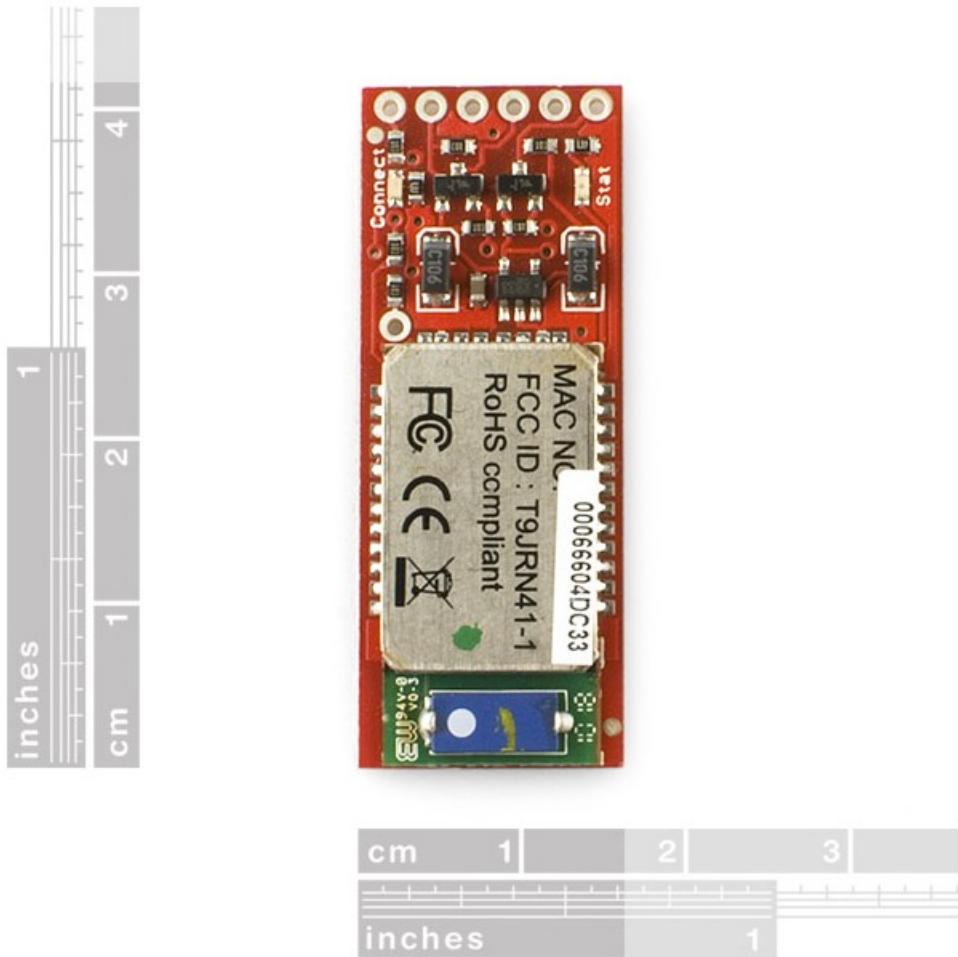
ESD CAUTION

ESD (electrostatic discharge) sensitive device. Electrostatic charges as high as 4000 V readily accumulate on the human body and test equipment and can discharge without detection. Although this product features proprietary ESD protection circuitry, permanent damage may occur on devices subjected to high energy electrostatic discharges. Therefore, proper ESD precautions are recommended to avoid performance degradation or loss of functionality.



Rb-spa-31

Bluetooth Modem - BlueSMiRF Gold



Description: The BlueSMiRF is the latest Bluetooth wireless serial cable replacement from SparkFun Electronics! These modems work as a serial (RX/TX) pipe. Any serial stream from 9600 to 115200bps can be passed seamlessly from your computer to your target. We've tested these units successfully over open air at 350ft (106m)! The latest version of this board also breaks out PIO4.

Note: The remote unit can be powered from 3.3V up to 6V for easy battery attachment. All signal pins on the remote unit are 3V-6V tolerant. No level shifting is required. Do not attach this device directly to a serial port. You will need an RS232 to TTL converter circuit if you need to attach this to a computer.

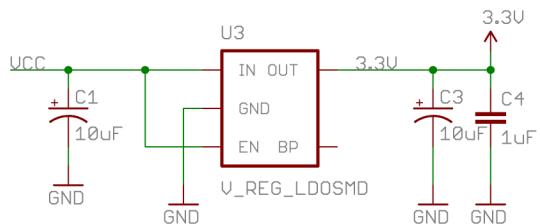
Note: This is a single unit only. We recommend the purchase a USB dongle to interface to a computer if you do not already have access to a computer with Bluetooth connectivity.

This board ships without headers, you can find break away headers in the related items below.

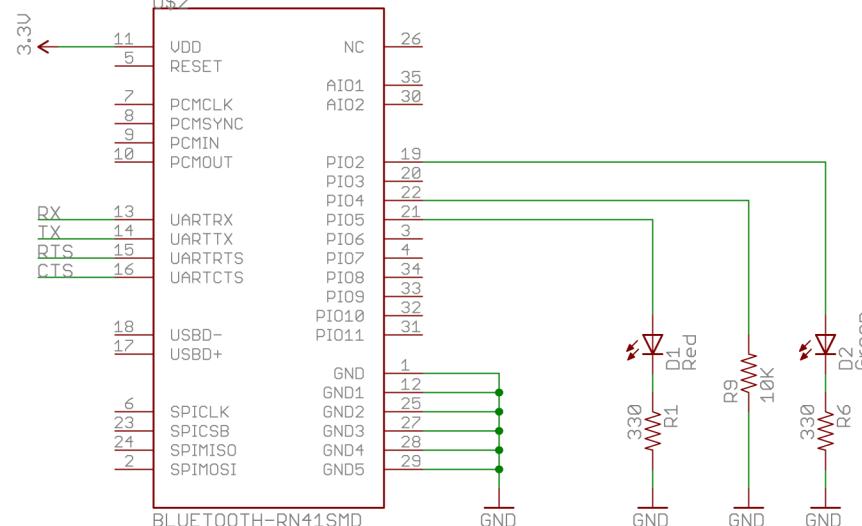
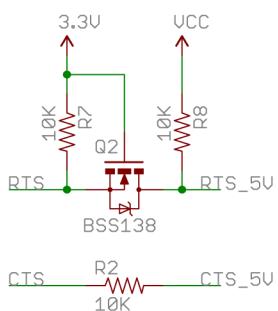
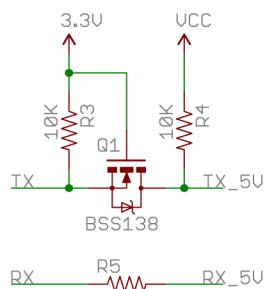
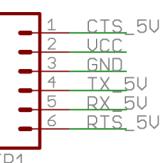
Dimensions: 42x16.5x5.6mm

Features:

- FCC Approved Class 1 Bluetooth Radio Modem
- Extremely small radio - 0.15x0.6x1.9"
- Very robust link both in integrity and transmission distance (100m) - no more buffer overruns!
- Low power consumption : 25mA avg
- Hardy frequency hopping scheme - operates in harsh RF environments like WiFi, 802.11g, and Zigbee
- Encrypted connection
- Frequency: 2.4~2.524 GHz
- Operating Voltage: 3.3V-6V
- Serial communications: 2400-115200bps
- Operating Temperature: -40 ~ +70C
- Built-in antenna



SJ1



⊗ ⊗

Spark Fun Electronics

TITLE: BlueSMiRF RN-v1

SFE

Document Number:

REV:

Date: 2/20/2008 11:09:19 PM

Sheet: 1/1