

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
République algérienne démocratique et populaire
وزارة التعليم العالي و البحث العلمي
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique
المركز الجامعي لعين تموشنت
Centre Universitaire Belhadj Bouchaib d'Ain-Temouchent
Institut des Sciences et de la Technologie
Département de Génie Electrique



Projet de fin d'études
Pour l'obtention du diplôme de Master en :
Domaine : SCIENCE ET TECHNOLOGIE
Filière : GENIE ELECTRIQUE
Spécialité : ELECTRONIQUE BIOMEDICALE
Thème

**Etude et réalisation d'un tensiomètre
numérique sous environnement de Proteus**

Présenté Par :

- 1) AILAS Ikram
- 2) MEKADID Asmaa

Devant les jurys composés de :

Présidente : Mme BENDIMERAD Mansouria MAA
Examineur : Mr BENGANA Abdelfatih MAA
Encadreur : Mr BENCHERIF Kaddour MAA

Année universitaire 2014/2015

Remerciements

Je tiens à remercier :

DIEU tout puissant pour m'avoir permis d'arriver à ce stade.

Notre encadreur monsieur K. BENCHERIF pour avoir accepté de m'encadrer et diriger ce travail, La qualité et la précision de ses remarques m'ont été très précieuses.

J'exprime aussi mes sincères remerciements à tous les professeurs et les enseignants qui ont œuvrés ma formation.

J'adresse mes sincères remerciements à tous les professeurs, intervenants et toutes les personnes qui par leurs paroles, leurs écrits et leurs conseils ont guidé mes réflexions et ont accepté à me rencontrer et répondre à mes questions durant mes recherches

Mr bechar Hassane, Mr Kébdani Nasro, Mr ilas rima ; Mr Benzina Mohamed et Mr abdlmalek Beni

À tous ces intervenants, je présente mes remerciements, mon respect et ma gratitude

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail à :

A mes parents AILAS ABDELLEAH et MOHAMMEDI DJAMILA.

Aucun hommage ne pourrait être à la hauteur de l'amour Dont ils ne cessent de me combler. Que dieu leur procure bonne santé et longue vie.

A mon cher frère AILAS ALI

A mon binôme MEKADIDE ASMAA et toute sa famille

Et à tous ceux qui ont contribué de près ou de loin pour que ce projet soit possible, je vous dis merci. Qui ont toujours été là pour moi.

A toute ma famille, et mes amis, Djadane Karima et Silai imene, isaoui houssine pour leur amitié, leur soutien inconditionnel et leur encouragement.

À tous ces intervenants, je présente mes remerciements, mon respect et ma gratitude.

A tous mes amis de la promo 2009 et 2010 du EBM

Ikrām



Dédicaces

C'est avec un grand honneur que je dédie ce modeste travail

Je voudrais dédie ce travail tout spécialement à mes chers parents qui mon élevé et sacrifices tout au long de ma vie.

A mon marie qui soutenu à affronter les difficultés.

A mes frères et ma sœur

A la belle famille Mon beau-père qui m'a beaucoup aidé , belle mère et deus belle sœur avec sa famille

A tout la famille MEKADID et la famille ABDELLEAH BERRABEH.

A tous ceux qui m'aiment et pensent à moi, je dédie ce travail. A mon chère binôme Ailas IKRAM Et sa famille

A tous mes amis dont je préfère ne pas citer les noms de peur d'en omettre un.

toute la promotion 2009 du EBM.

ASMAA



Table des Matières

INTRODUCTION GENERALE.....	1
CHAPITRE 1 : LE COEUR HUMAIN, PRESSIONS ET ANOMALIES	
I.1 Introduction.....	3
I.2 Anatomie et Physiologie du Cœur.....	3
I.3 la petite et la grande circulation	5
I.3.1 La petite circulation (circulation pulmonaire).....	5
I.3.2 La grande circulation (circulation systémique).....	6
I.4 La révolution cardiaque.....	6
I.3.1 La Systole et Diastole Ventriculaire.....	8
I.5 Régulation du cycle cardiaque	9
I.6 Pression Artérielle (PA).....	10
I.6.1 Pression Artérielle Systolique (PAS).....	11
I.6.2 Pression Artérielle Diastolique (PAD).....	11
I.6.3 Pression Artérielle Différentielle (ou Pulsée PP)	12
I.6.4 Artérielle Moyenne (PAM)	12
I.7 Les mécanismes de régulation de la pression artérielle	12
I.8 Hypertension artérielle	12
I.8.1 Définition.....	12
I.8.2 Causes	14
I.8.3 Les complications	15
I.9 Hypotension artérielle	15
I.9.1 Symptômes	15
I.9.2 Étiologies	15
I.10 Conclusion.....	16
CHAPITRE 2 : MESURE DE LA PRESSION ARTERIELLE	
II.1. Introduction	18
II.2. Les Méthodes de mesure de la PA	18
II.2.1. Les Méthodes Indirectes	18
II.2.1.1. La Méthode Auscultatoire	18
II.2.1.2. La Méthode Oscillométrique	21

II.2.1.3. Méthode photopléthysmographique	24
II.2.1.4 Méthode ultrasonique	25
II.2.1.5 Méthode par impédance	25
II.2.2. Les Méthode Directes	25
II.2.2.1 La mesure invasive par un senseur extravasculaire	26
II.2.2.2 La mesure invasive par un senseur intravasculaire	27
II. 3 Conditions de mesure.....	27
II. 3.1 Point de référence pour la mesure de la pression	27
II. 3.2 L'observateur	28
II. 3.3 Le patient	28
II. 3.4 La position	28
II. 3.5 Les circonstances de la mesure	29
II. 4 Conclusions.....	30
CHAPITRE 3 : CONCEPTION D'UN TENSIOMETRE ELECTRONIQUE « CHOIX DES COMPOSANTS	
III.1. Introduction	32
III.2. Schéma bloc du système	32
III.2.1. Le Bouton ON/OFF	33
III.2.2. Partie pneumatique	33
III.2.2.1. La poche gonflable et le brassard	33
III.2.2.2. Le système de gonflage.....	35
III.2.2.3 Les électrovannes	36
III.2.3 Partie analogique	37
III.2.3.1 Capteurs de pression	37
III.2.3.2. Conditionnement du signal	38
III.2.3.2.1 Amplification	38
III.2.3.2.1.1. Caractéristiques de l'amplificateur d'instrumentation AD620AN.....	41
III.2.3.2.1.2. Applications	41
III.2.3.2.2 Filtrage du signal informatif	41
III.2.3.2.2.1 Caractéristiques de l'OPA2277PA	42
III.2.3.2.2.2 Applications	42
III.2.4 Partie numérique	42
III.2.4.1 Le microcontrôleur	42

III.2.4.2 Afficheur LCD.....	44
III.2.4.3. La Carte Mémoire (MMC)	45
III.2.4.3.1.Caractéristiques de la carte mémoire TS1GRMMC4.....	45
III.3. Conclusion	46
CHAPITRE IV : CONCEPTION D'UN TENSIOMETRE ELECTRONIQUE	
IV.1. Introduction	48
IV.2 Présentation générale du Proteus	48
IV.2 .1 ISIS	48
IV.2 .2 ARES :.....	48
IV.3 Circuit d'alimentation	48
IV.4 le circuit imprimé d'alimentation	49
IV.5 la forme 3D de circuit d'alimentation	50
IV.6 la fiche PDF de circuit d'alimentation.....	50
IV.7 Le circuit analogue	51
IV.8. Implantation de la carte mémoire avec le MCU.....	52
IV.8. Connexion de l'Afficheur LCD avec le MCU	52
IV.9 le circuit complet	53
IV.10 le circuit imprimé de tensiomètre numérique.....	54
IV.11 la forme 3D de tensiomètre numérique.....	54
IV.12 la fiche PDF de tensiomètre numérique	55
Conclusion général	
Bibliographie	56
Annexe	57

Liste des Figures

Figure I.1 : Emplacement du cœur

Figure 1.2. Schéma général du cœur chez l'homme

Figure I.3 : La Paroi du cœur

Figure 1.3. La grande et la petite circulation

Figure 1.6 : Cycle cardiaque

Figure I.9: La pression artérielle (PA)

Figure I.10 : Sphygmogramme

Figure II.1 : Sphygmomanomètre et stéthoscope pour la mesure de la PA

Figure II.2 : La relation entre pression artérielle, pression brassard et bruits de korotkoff

Figure II.3 : Les phases de korotkoff

Figure II.4 : Tensiomètre automatique à bras BPM ARM 5000 TOPCOM

Figure II.5 : Les oscillations enregistrées dans le brassard

Figure II.6 : Les oscillations enregistrées dans le brassard (décompression par paliers)

Figure II.7 : Les fluctuations de pressions dans le brassard

Figure II. 8 : La mesure invasive par un cathéter relié à un transducteur de pression externe

Figure III .1 : Schéma bloc du système de monitoring automatique de la pression Artérielle

Figure III.2: Schéma d'un brassard avec sa poche gonflable

Figure III .3: Jeu des 3 brassards indispensables en pratique courante

Figure III.4: Le milieu de la poche gonflable doit être placé sur le trajet de l'artère humérale.

Figure III.5: Le bord inférieur du brassard doit être au moins 2.5 cm au dessus du pli du coude.

Figure III.6 : Schéma de principe d'un compresseur.

Figure III.7: Schéma de principe de fonctionnement d'une électrovanne

Figure III.9: Amplificateur d'instrumentation à 3 amplificateurs opérationnels

Figure III.10 : L'amplificateur d'instrumentation AD620AN

Figure III.11 : AD620 avec RG égale à 200 ohms

Figure III.12 : l'Amplificateur opérationnel de précision OPA2277

Figure III.12 : Le PIC16F877A

Figure III.13 : Configuration hardware minimale d'un PIC

Figure III.14 : Brochage d'un LCD JHD162A

Figure III.15 : Architecture interne de la carte mémoire MMCmobile

Figure III.16: l'Organigramme du Programme

Figure IV.1: Schéma structurel de circuit d'alimentation

Figure IV. 2: Schéma le circuit imprimé d'alimentation

Figure IV.3: Schéma de la forme 3D de circuit d'alimentation

Figure IV.4: Schéma sur PDF de circuit d'alimentation

Figure IV.5 : Le circuit analogique

Figure IV.6: Schéma d'implantation de la carte MMC avec le MCU

Figure IV.7: Schéma d'implantation de l'afficheur LCD

Figure IV.8 Schéma structurel de circuit de tensiomètre numérique

Figure IV.9: Schéma le circuit imprimé de tensiomètre numérique

Figure IV.10: Schéma de la forme 3D de circuit tensiomètre numérique

Figure IV.11 : Schéma sur PDF de circuit tensiomètre numérique

Liste des Abréviations, Sigles et Symboles

AV : Auriculo-ventriculaire

AC : Alternating Component (composante alternative)

ADC : Analog to Digital Converter

CAN : Convertisseur Analogique Numérique

CLK : Clock

DC : Débit Cardiaque

DC : Direct Component (composante continue)

DAT : DATA

ECG : Electrocardiographie

E : Enable (Valider)

FC : Fréquence Cardiaque

Filtre PB : Filtre Passe-Bande

HTA : Hypertension Artérielle

LCD : Liquid-Crystal Display

MCU : Micro-Controller Unit

MMC : Multi-Media Card

MCLR : Master Clear

PA : Pression Artérielle

PAS : Pression Artérielle Systolique

PAD : Pression Artérielle Diastolique

PA diff : Pression Artérielle Différentielle

PAM : Pression Artérielle Moyenne

PB : Pression du Brassard

PC : Personal Computer

RVP : Résistances Vasculaires Périphériques

RAM : Random Access Memory

R/W : Read/Write

TA : Tension Artérielle

USB : Universal Serial Bus

VTS : Volume Télésystolique

VS : Volume Systolique

VSS : Masse électrique du circuit

VDD : Alimentation du circuit

Résumé

L'objectif de ce projet est l'étude d'un sphygmomanomètre électronique capable d'effectuer des mesures de pression systolique et diastolique avec affichage sur un écran LCD. La démarche que nous avons retenue repose sur une étude du cœur humain puis on entamera les circuits importants qui entre à la fabrication du tensiomètre électronique ; La réalisation pratique du circuit électronique, circuit imprimé et la visualisation 3D du projet doivent être effectués sous environnement du logiciel Proteus ISIS et ARES.

Mots clés : Tensiomètre, Capteur de pression, Pic 16F877A, Ecran LCD, Proteus.

Introduction Générale

Il est sans conteste qu'une médecine sans diagnostic serait vouée à l'échec. L'importance du diagnostic comme personne ne l'ignore consiste à : fournir des éléments probants pour une prise de décision adéquate du médecin qui va dans le sens du traitement de la maladie.

Les tensiomètres ou sphygmomanomètres électroniques sont des appareils d'auto-mesure de la pression artérielle destinés aux particuliers. Ils permettent une prise de pression régulière, tous les jours, voire plusieurs fois par jour. Cela constitue une aide précieuse au diagnostic médical pour les professionnels de santé, car la répétition des prises à différents moments de la journée peut faciliter le choix d'un traitement dans certains cas.

L'objectif de ce projet est la fabrication d'un sphygmomanomètre électronique capable d'effectuer des mesures de pression systolique et diastolique avec affichage sur un écran LCD et enregistrement sur MMC sous environnement de Proteus.

Notre modeste travail est réparti en quatre chapitres, Dans un premier chapitre, nous procédons à une étude sur les pressions du cœur humain et leurs anomalies. Dans un deuxième chapitre, nous présentons, les différentes méthodes de mesure de PA. Les composants électroniques de la machine qui ont été fabriqué sont exposés dans le troisième chapitre. Le quatrième chapitre c'est la réalisation de tensiomètre numérique sous l'environnement Proteus.

Chapitre I

Le cœur humain, pressions et anomalies

I.1/ Introduction

Le cœur est un organe creux et musculaire qui assure la circulation du sang en pompant le sang par des contractions rythmiques vers les vaisseaux sanguins et les cavités du corps. Il est le centre du système circulatoire sanguin.

I.2/ Anatomie et Physiologie 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. Il est entouré par les poumons. (Figure I.1) Le cœur mesure de 14 à 16 cm et son diamètre de 12 à 14cm. Sa taille est d'environ 1.5 fois la taille du poing fermé de la personne. Son volume vaut environ 50 à 60cm³. Un peu moins gros chez la femme que chez l'homme, il mesure en moyenne chez celui ci 105mm de largeur, 98mm de hauteur, 205mm 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. [1]

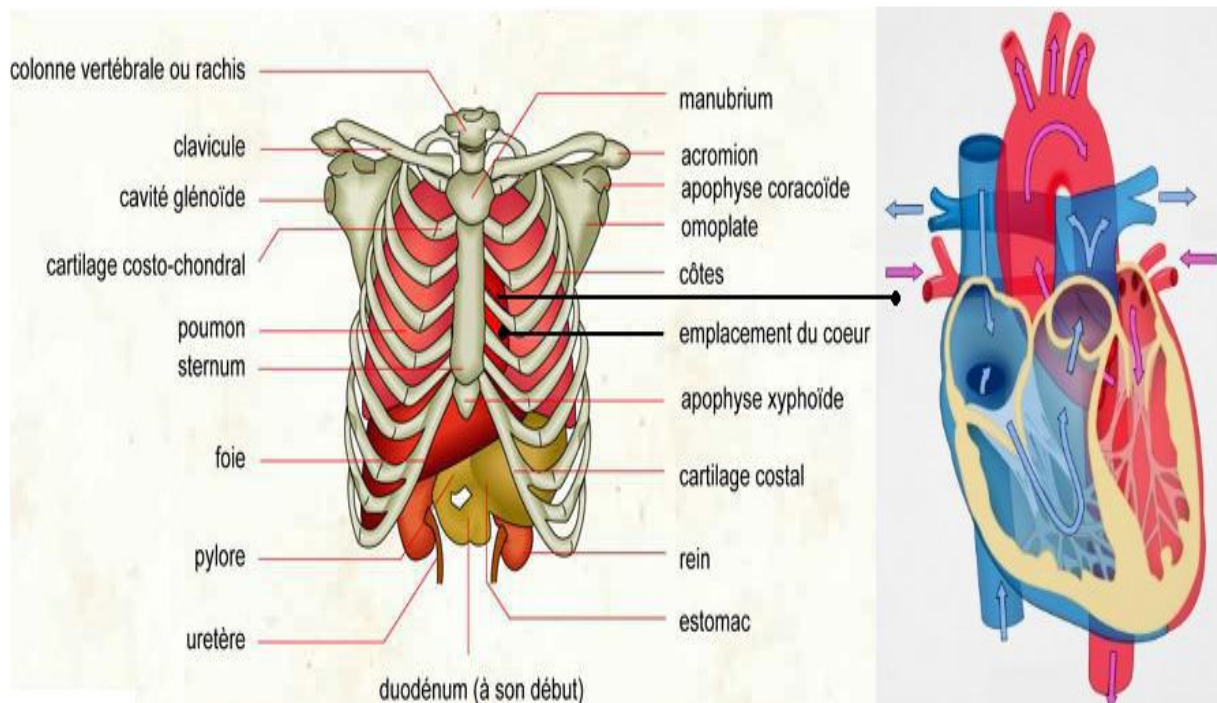


Figure I.1 : Emplacement du cœur

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 cependant totalement distincts l'un de l'autre : un cœur droit dit veineux, et un cœur gauche dit artériel. Les ventricules ont pour fonction de pomper le sang vers le corps ou vers les poumons. Leurs parois sont plus épaisses que celles des atria, et la contraction des ventricules est plus importante pour la distribution du sang. (Figure I.2) [1]

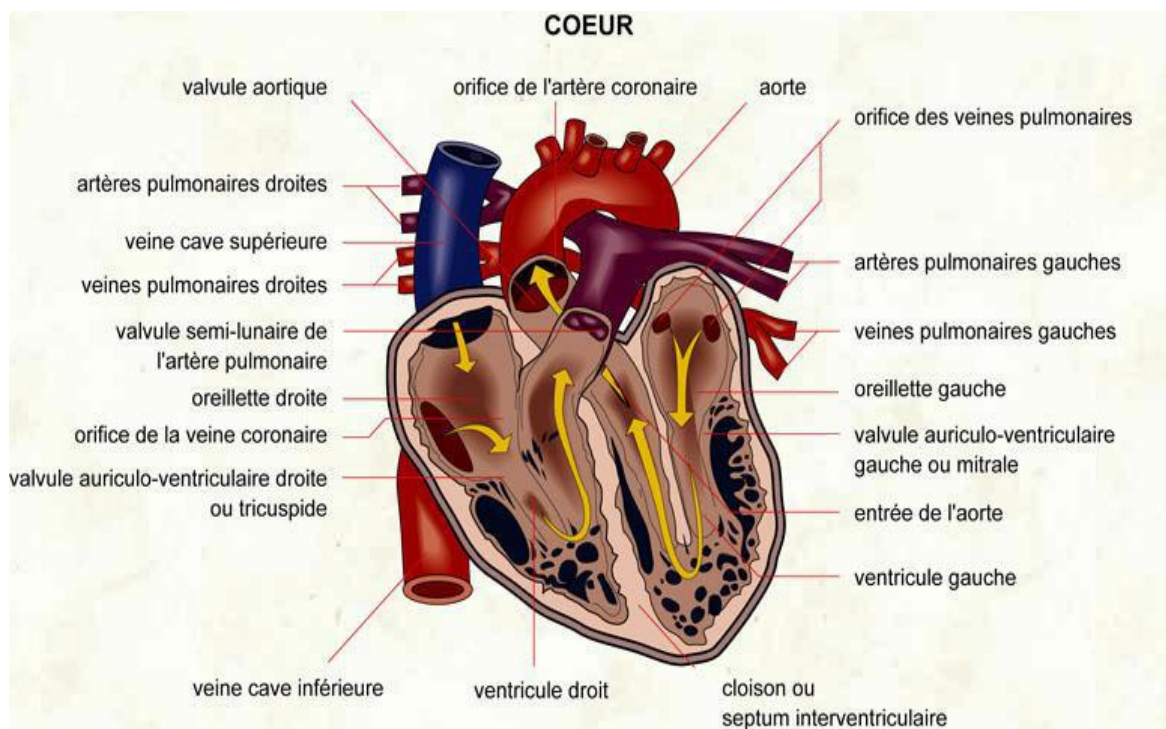


Figure 1.2. Schéma général du cœur chez.

Du sang appauvri en oxygène par son passage dans le corps entre dans l'atrium droit par trois veines, la veine cave supérieure, la veine cave inférieure et le sinus coronaire. Le sang passe ensuite vers le ventricule droit. Celui-ci le pompe vers les poumons par l'artère pulmonaire

Après avoir perdu son dioxyde de carbone aux poumons et s'y être pourvu d'oxygène, le sang passe par les veines pulmonaires 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 vers toutes les parties du corps sauf les poumons.

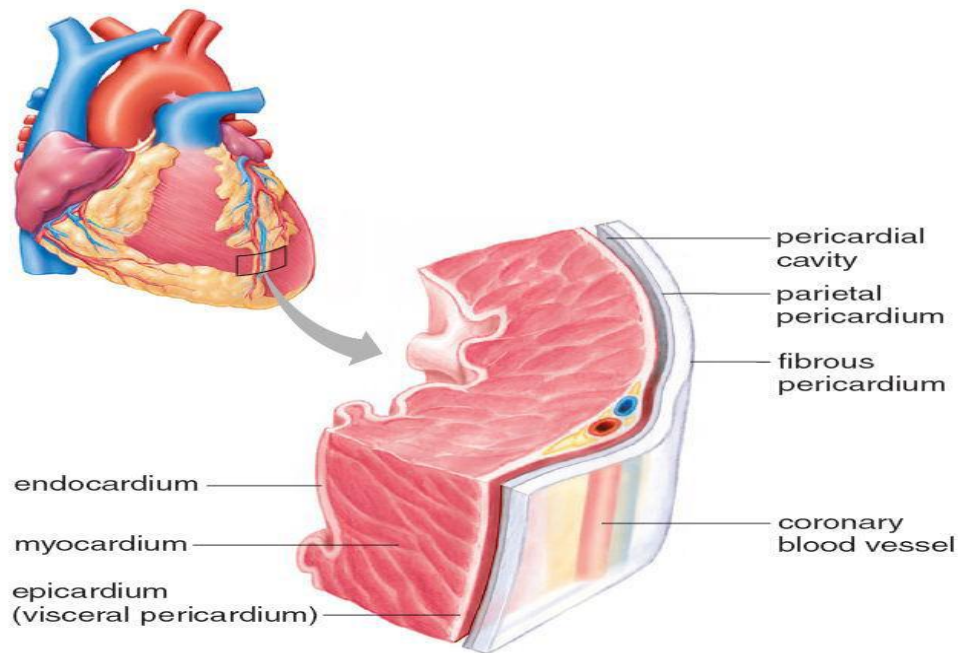


Figure I.3 : La Paroi du cœur

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 atria, 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 (Figure I.3) est composée de muscle qui ne se fatigue pas. Elle consiste en trois couches distinctes. La première est l'épicarde qui se compose d'une couche de cellules épithéliales et de tissu conjonctif. La deuxième est l'épais myocarde ou muscle cardiaque. À l'intérieur se trouve l'endocarde, 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, des embranchements de l'aorte. [1]

I.3 / la petite et la grande circulation :

I.3.1 La petite circulation (circulation pulmonaire):

La petite circulation est le circuit des échanges respiratoires : c'est la circulation entre le cœur et les poumons. Elle fonctionne à basse pression.

Du sang appauvri en oxygène par son passage dans le corps entre dans l'atrium droit par trois veines; la veine cave supérieure (vena cava superior), la veine cave inférieure (vena cava 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).

I.3.2 La grande circulation (circulation systémique):

La grande circulation est le circuit entre le cœur et l'organisme; elle irrigue le cerveau, les reins, l'intestin, le foie, etc. et tous les muscles et l'ensemble de la peau. Elle est à haute pression.

Après avoir perdu son dioxyde de carbone aux poumons et s'y être pourvu d'oxygène, le sang passe par les veines pulmonaires (venae pulmonales) 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 atria, les deux vaisseaux par lesquels le sang quitte le cœur (l'artère pulmonaire et l'aorte) se trouvent en haut du cœur.

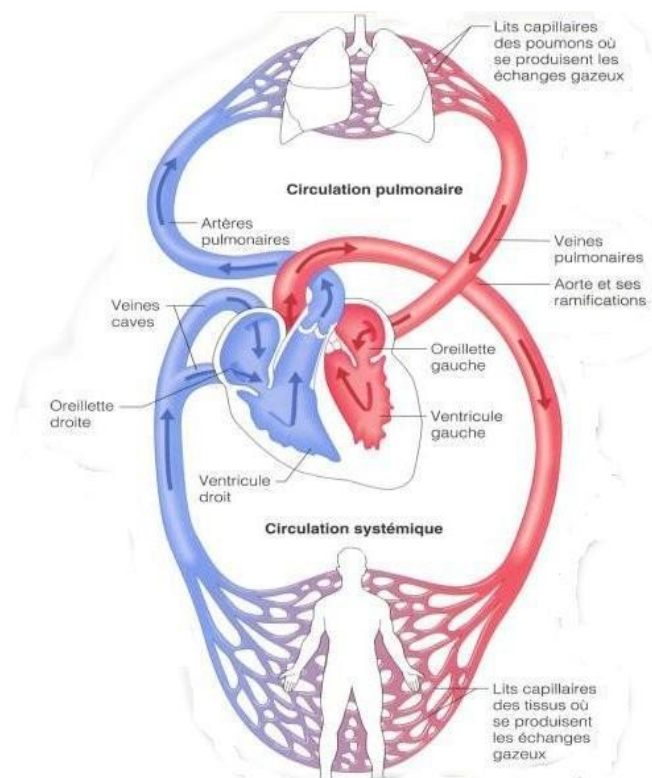


Figure 1.3. La grande et la petite circulation

I.4 /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 se ferment. Ceci évite un reflux du sang vers les oreillettes. La fermeture de ces valves produit le son familier du battement du cœur. (Figure 1.4) [1]

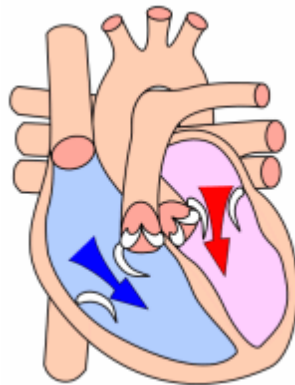


Figure 1.4

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 1.5)

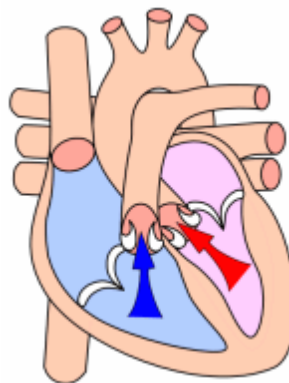


Figure 1.5

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

Pendant ce temps, le sang veineux achève de remplir les oreillettes relâchées et ce remplissage prépare la révolution cardiaque suivante. Le sang ne peut pas refluer dans els ventricules puisqu'il vient buter sur les valvules sigmoïdes qui se ferment (deuxième bruit du cœur) Au total la révolution cardiaque dure 8/10 de seconde et la moitié est consacrée au repos du myocarde ($8/10 = 1/10 + 3/10 + 4/10$)

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. [1]

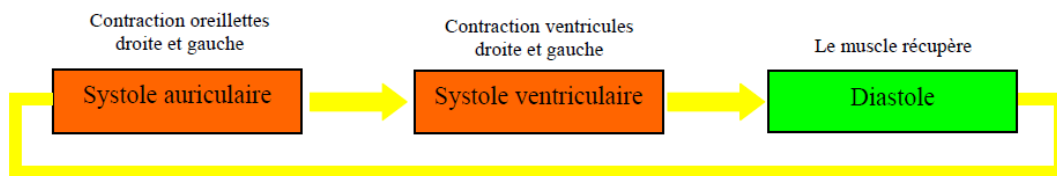


Figure 1.6 : Cycle cardiaque

I.3.1. La Systole et Diastole Ventriculaire

La description portera seulement sur le cœur gauche mais il faut avoir à l'esprit que la même séquence d'événements a lieu dans le cœur droit, la différence près que la pression dans l'artère pulmonaire et dans le ventricule droit pendant la systole est environ sept fois plus basse que dans l'aorte et le ventricule gauche. Dès le début de la systole ventriculaire, la pression est plus haute dans le ventricule que dans l'oreillette ce qui cause la fermeture de la valve AV (Auriculo-ventriculaire). La pression intraventriculaire continue à monter jusqu'à dépasser la pression dans l'aorte, la valve aortique s'ouvre et l'éjection de sang commence (Figure I.7 b), il y a donc un temps court après la fermeture de la valve AV et avant l'ouverture de la valve aortique pendant lequel le ventricule est une cavité close. Les deux valves étant fermées, le sang ne peut ni entrer ni sortir du ventricule pendant ce temps. C'est la Contraction isovolumétrique (Figure I.7 a) durant laquelle le volume ventriculaire ne change pas alors que la pression ventriculaire augmente.

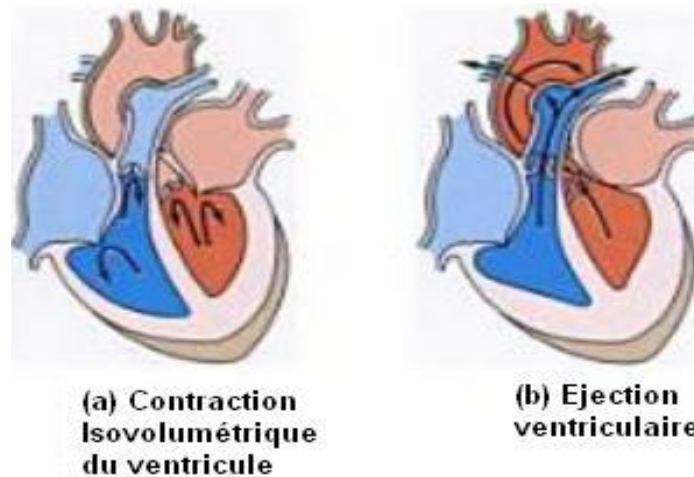


Figure I.7 : Les phases de la systole ventriculaire.

Le volume de sang pompé hors du ventricule à chaque contraction est le volume systolique. La pression monte dans l'aorte du fait que la contraction ventriculaire se poursuit et que le sang entre dans l'aorte, c'est le plus vite qu'il ne la quitte à l'autre extrémité par les petites artères. Le volume ventriculaire décroît avec l'éjection rapide de sang et la pression dans le ventricule se baisse rapidement.

- **Fin de la Systole Ventriculaire**

Le ventricule ne se vide pas complètement pendant l'éjection. C'est environ la moitié du sang qu'il contient à la fin de la diastole qui est éjecté pendant la systole suivante. Le volume de sang restant dans le ventricule à la fin de l'éjection est le volume téléstolique (VTS) qui est d'environ 65 ml.

- **Début de la Diastole Ventriculaire et Relaxation isovolumétrique**

La pression tombe dans le ventricule plus vite que dans l'aorte et la valve aortique se ferme, à partir de ce moment, il ne sort plus de sang hors du ventricule. Puisque la pression dans le ventricule est encore supérieure à celle de l'oreillette. Il ne peut y avoir pendant une période courte ni sortie de sang vers l'aorte ni entrée de sang dans le ventricule en provenance de l'oreillette. C'est la relaxation isovolumétrique ventriculaire. (Figure I.8 a) durant lequel le volume de la cavité ne change pas, et le pression se baisse. au moment où la pression dans le ventricule tombe en-dessous de celle de l'oreillette. La valve AV s'ouvre et le remplissage du ventricule recommence. (Figure I.8 b)

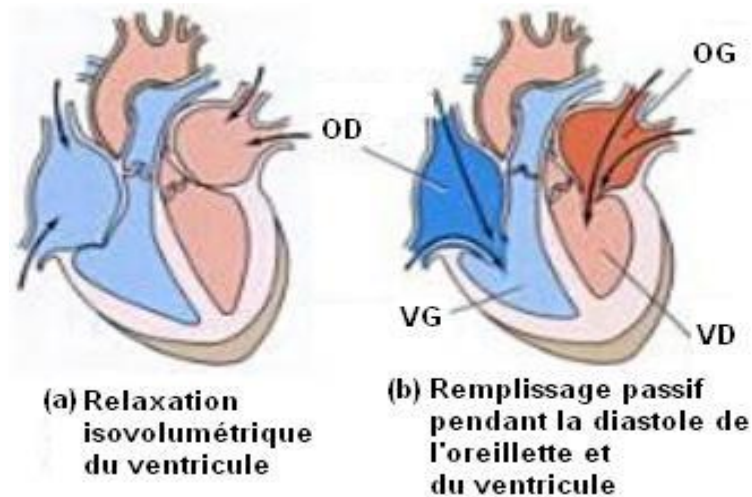


Figure I.8 : Les phases de la diastole ventriculaire

I.5 / Régulation du cycle cardiaque :

Le muscle cardiaque est 'myogénique'. Ceci 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 telles 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 noeud 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 noeud 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 analysée par des électrodes posées à la surface de la peau et qui constitue l'électrocardiogramme ou ECG.

Battement du cœur :

Etre humain 60-100 fois par minute.

I.6 / Pression Artérielle (PA) :

La pression artérielle (ou la Tension Artérielle TA) se définit comme une force latérale exercée par le sang par unité de surface pariétale (Figure I.8). elle est essentielle pour l'approvisionnement en oxygène et nutriments des organes du corps, son maintien et son contrôle sont à la base des transferts liquidiens dans les tissus et de l'épuration rénale des déchets. [1]

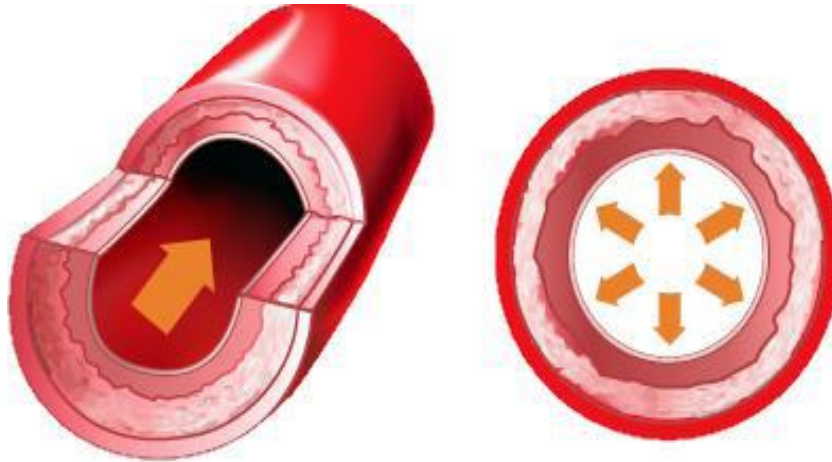


Figure I.9: La pression artérielle (PA)

La pression artérielle se mesure en mm ou cm de Mercure (mm Hg ou cm Hg), elle varie en fonction de cycle cardiaque, c'est à dire en fonction de la systole et de la diastole, selon une courbe nommée sphygmogramme (Figure I.10). Ce tracé obtenu à l'aide du sphygmographe. La PA atteint son point le plus élevé dans l'aorte et les grosses artères lors de la systole (contraction ventriculaire) et chute à son point le plus bas lors de la diastole (relaxation ventriculaire). C'est au niveau des petites artères que le sang perd beaucoup de pression, en raison de la résistance opposée à l'écoulement sanguin.

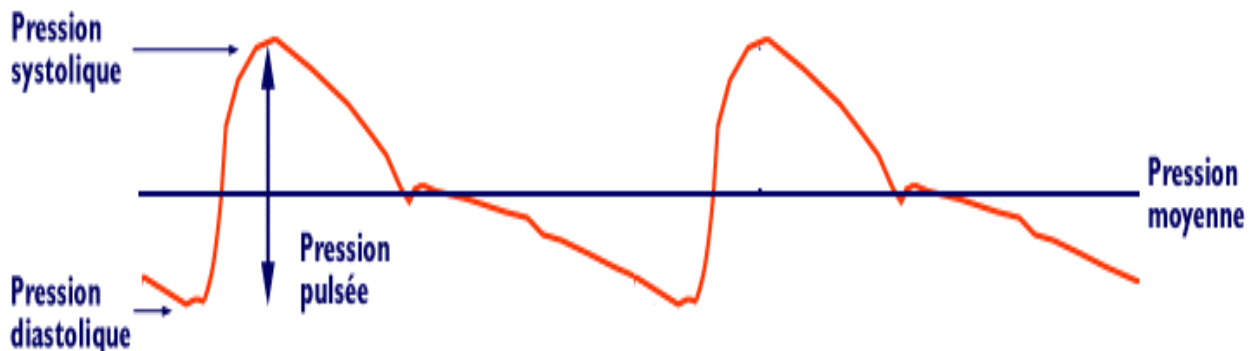


Figure I.10 : Sphygmogramme

Cette courbe nous permet de définir quatre notions importantes

I.6.1 / Pression Artérielle Systolique (PAS)

Le maximum correspond à la pression artérielle systolique (PAS). Cette PAS est déterminée par le volume d'éjection systolique du ventricule gauche, la vitesse d'éjection et la distensibilité aortique. La PAS est déterminant pour la propulsion du sang dans les réseaux vasculaires résistifs tels que celui du cerveau. Lors de la mesure de PA, la valeur de pression systolique est toujours indiquée en premier, suivie de la valeur de pression diastolique. Exemple : 120/80 mm Hg signifie que la pression artérielle systolique est de 120 mm Hg et que la pression artérielle diastolique est de 80 mm Hg. La valeur d'1 mm Hg correspond à la pression exercée par un millimètre (mm) de mercure (Hg). Conversion : 1 mm Hg = 0,00133 bar.

I.6.2 / Pression Artérielle Diastolique (PAD)

Le minimum de cette courbe correspond à la pression artérielle diastolique (PAD). Elle dépend de la durée de la pause diastolique et de l'état de distensibilité artériolaire. Elle détermine la propulsion du sang dans le réseau coronaire puisque l'irrigation myocardique n'est pas efficace lors de la systole.

I.6.3 / Pression Artérielle Différentielle (ou Pulsée PP)

La pression artérielle différentielle (PA diff), c'est à dire la différence entre la PAS et la PAD, est responsable de la sensation de pouls. La palpation du pouls, par exemple, est souvent capitale lors de l'évaluation d'un état de choc compensé avec un pouls frappé et d'un état de choc décompensé avec un pouls filant. Elle peut être aussi utilisée pour préciser l'efficacité du massage cardiaque lors d'une réanimation.

I.6.4 / Artérielle Moyenne (PAM) :

Enfin la pression artérielle moyenne (PAM), n'est pas la moyenne arithmétique des PAS et PAD car physiologiquement la systole dure moins longtemps que la diastole.

$$\text{PAM} = (\text{PAS} + 2 \times \text{PAD}) / 3$$

La PAM correspond au produit du débit cardiaque (DC) par les résistances vasculaires périphériques (RVP).

$$\text{PAM} = \text{DC} \times \text{RVP}$$

La pression artérielle moyenne est la même dans tout le réseau artériel de l'origine de l'aorte aux petites artères.

I.7 / Les mécanismes de régulation de la pression artérielle :

La pression artérielle est naturellement régulée par un ensemble de mécanismes complexes, parmi lesquels :

- l'existence de récepteurs sensibles à la pression et au volume sur certains vaisseaux sanguins, comme l'aorte ;
- le système hormonal, qui agit sur le volume sanguin et donc sur la pression (par exemple en éliminant l'eau via l'urine) ;
- des molécules diverses qui entraînent la constriction ou la dilatation des vaisseaux ;
- l'élasticité des vaisseaux.

I.8 / Hypertension artérielle :

L'hypertension artérielle, ou HTA, est définie par une pression artérielle trop élevée.

Le patient porteur d'une HTA est un hypertendu.

I.8.1 / 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 qu'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 centimètre ou en millimètre de mercure (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 d'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 le plus bas possible.

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 millimètre de mercure (Hg),
- et si la pression artérielle diastolique est inférieure à 90 mm Hg.

	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 HTA 3	> 120 et < 139 mm Hg	> 80 et < 89 mm Hg

Tableaux I.1 : pression systolique et pression diastolique

I.8.2 / 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%.
- Causes surrénaliennes
- La coarctation aortique
- Grossesse

Autres causes

1. endocriniennes : hyperthyroïdie, hypothyroïdie, acromégalie, hyperparathyroïdie et les causes surrénaliennes 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
- Le sexe
- L'hérédité
- Le poids
- Le diabète
- Le stress
- L'effort physique

Autres facteurs

- Le bruit entraîne une élévation de la tension artérielle.
- L'altitude : les populations vivant en altitude ont un niveau tensionnel plus bas que celles vivant au niveau de la mer.
- La saison : la pression artérielle est plus élevée en hiver. [2]
- Les troubles du sommeil : les sujets ronfleurs sont deux fois plus souvent hypertendus que les non-ronfleurs.
- La pilule estro-progestative augmente les chiffres tensionnels.

I.8.3 / Les complications

Si l'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. A l'échelle d'une population, l'hypertension est un enjeu de santé publique majeur. A l'échelle d'un individu, elle n'a qu'une valeur prédictive assez faible sur le développement de problèmes vasculaires.

Elles peuvent 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. [2]

I.9/ Hypotension artérielle :

L'hypotension correspond à la baisse de la tension sanguine à moins de 90 mm Hg pour le maxima. 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.

I.9.1 / 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.

I.9.2 / 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 .

I.10/ Conclusion :

Dans ce chapitre, on a expliqué en détail la pression artérielle et ses différentes composantes (pressions artérielles systolique et diastolique, pression différentielle ou pulsée), et les paramètres modulant la pression artérielle (débit cardiaque, résistances périphériques totales...) qui expliquent la grande variabilité des chiffres tensoriels d'une minute à l'autre chez le même individu. En résumé, l'effort et le stress font augmenter la pression artérielle, le repos la 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.

Chapitre II

Mesure de la pression artérielle

II.1. Introduction :

Les mesures de tension artérielle ont fait partie de l'examen clinique de base dès le début de la médecine moderne. L'origine de la tension artérielle est le pompage du cœur, et sa valeur dépend du rapport entre le débit cardiaque et la résistance périphérique. Par conséquent, la tension artérielle est considérée comme l'une des variables physiologiques les plus importantes dans l'évaluation de l'hémodynamisme cardio-vasculaire. La tension artérielle veineuse est déterminée par tonalité vasculaire, volume de sang, débit cardiaque, et la force de la contraction des chambres du côté droit du cœur, Dans ce chapitre, on présente les différentes méthodes de mesure de la PA et les principes de sa mesure invasive et non invasive.

II.2. Les Méthodes de mesure de la PA :

II.2.1. Les Méthodes Indirectes :

Les méthodes non invasives sont des méthodes indirectes, parce que le corps n'est pas directement impliqué dans le processus. L'avant-bras, contenant l'artère brachiale, est l'emplacement le plus commun pour la mesure indirecte en raison de sa proximité par rapport au cœur bien que beaucoup d'autres emplacements aient pu avoir été employés, comme l'artère radiale, le doigt, etc. Les emplacements périphériques tels que le poignet, bien que commodes pour l'usage, peuvent donner une pression systolique beaucoup plus élevée que les lieux d'exploration brachiales et cela en raison des phénomènes de disparité d'impédance et ondes réfléchissantes.

Il y a plusieurs méthodes de mesure non invasive qui diffèrent selon le principe physique utilisé pour détecter les pressions systoliques, diastolique et moyenne.

II.2.1.1. La Méthode Auscultatoire :

La méthode auscultatoire décrite par Korotkoff, en 1905, est celle utilisée en clinique. Devenu l'instrument incontournable de toute consultation, le tensiomètre est composé d'un brassard muni d'un manchon gonflable, relié à un manomètre qui permet de mesurer la pression.

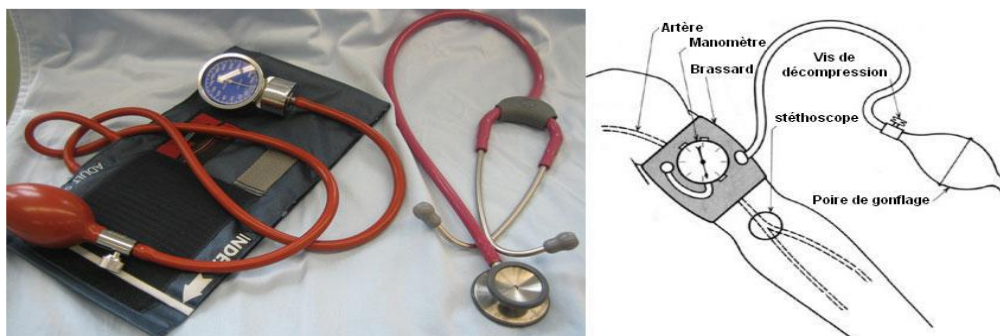


Figure II.1 : Sphygmomanomètre et stéthoscope pour la mesure de la PA

❖ Principe et technique :

On mesure la PA au bras, sur le trajet de l'artère humérale. Un brassard gonflable, entourant le bras est mis en place. Il est destiné à comprimer l'artère. Ce brassard est relié à une colonne de mercure (Hg) graduée en mm, qu'on dénomme manomètre à colonne de mercure (actuellement, on n'utilise plus le mercure du fait de ses effets nocifs).

Placé autour du bras et gonflé, le brassard interrompt le passage du sang dans l'artère du bras (l'artère humérale).

Le médecin pose alors son stéthoscope sur l'artère, en aval du brassard, qu'il dégonfle progressivement. Lorsque la pression du brassard est supérieure à la pression artérielle systolique, le sang ne s'écoule pas et aucun son n'est audible. Lorsque la pression du brassard diminue, le sang commence à passer dans l'artère et fait vibrer les parois, comprimées par l'appareil. Chaque battement cardiaque entraîne ainsi un bruit régulier, synchrone du pouls. On peut ainsi connaître la pression qui règne dans le brassard. Le médecin va se placer en face de la colonne d'Hg (du manomètre), de telle sorte qu'il puisse facilement lire la valeur de la pression. Il prend le pouls radial et gonfle le brassard jusqu'à le faire disparaître. Lorsqu'il disparaît, il regarde sur la colonne de Hg quelle est la pression, qui est une pression forcément légèrement supérieure à la PAS. Il dégonfle ensuite le brassard complètement. Ce médecin met ensuite " dans ses deux oreilles " un stéthoscope qu'il va placer sur le battement de l'artère humérale au pli du coude, parce que des bruits vont apparaître et disparaître pendant sa manœuvre. Il gonfle le brassard jusqu'à la valeur de pression qui a effacé le pouls radial.

Il fait ensuite simultanément 3 choses :

- ✓ Il dégonfle lentement le brassard.
- ✓ Il ausculte l'artère.
- ✓ Il regarde la pression descendre dans la colonne d'Hg.

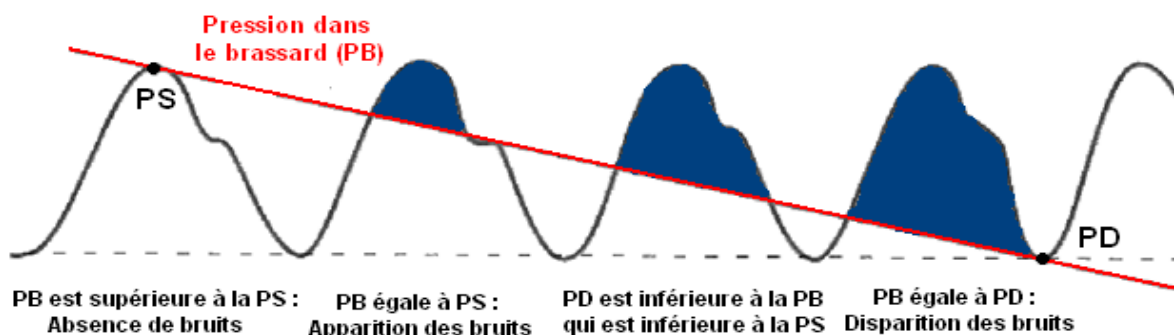


Figure II.2 : La relation entre pression artérielle, pression brassard et bruits de korotkoff

Il va percevoir des bruits. Ces bruits sont les bruits de Korotkoff illustrés dans la figure (Figure II.2). A deux moments privilégiés il va pouvoir déterminer la PA et connaître PAS et PAD :

- La pression lue sur la colonne à l'apparition des bruits est la PA Systolique.
- La pression lue sur la colonne à la disparition des bruits est la PA Diastolique.

On voit donc que la mesure clinique de la PA est indirecte, déduite d'une auscultation artérielle et d'une lecture. Elle est aussi totalement subjective.

❖ Remarques

L'explication des phénomènes physiques à l'origine de l'auscultation des bruits de Korotkoff est encore incertaine. Les bruits qui sont notés lors de la décompression de l'artère correspondent, soit à la détection des turbulences du flux sanguin artériel, soit à la perception de l'ébranlement de la paroi artérielle induit par les variations de la pression intra-artérielle. On les sépare en 5 phases :

Phase I : Première apparition d'un bruit clair, répétitif, qui coïncide avec la perception d'un pouls palpable

Phase II : Bruits doux et prolongés

Phase III : Bruits renforcés et brefs

Phase IV : Bruits assourdis et doux

Phase V : Disparition des bruits

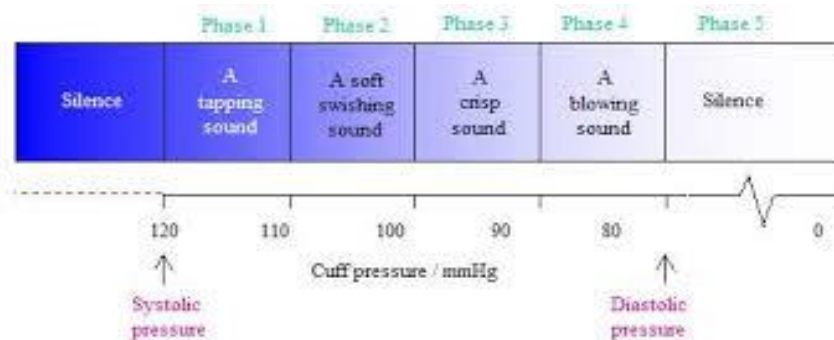


Figure II.3 : Les phases de korotkoff

La comparaison des pressions mesurées par méthode auscultatoire indique que la phase I des bruits de Korotkoff (apparition des bruits) correspond parfaitement à la pression systolique intra-artérielle (Figure II.3). La phase IV des bruits de Korotkoff (assourdissement) est supérieure d'environ 8mmHg à la véritable pression diastolique. La phase V (disparition) est supérieure d'environ 2mmHg à la pression diastolique intra-artérielle. La plupart des

études épidémiologiques ou thérapeutiques ont utilisé la phase V pour déterminer la pression diastolique. C'est donc elle qui doit être retenue en pratique clinique pour déterminer la pression diastolique. La détection des bruits de Korotkoff peut être difficile dans certaines circonstances, ce qui altère la fiabilité de la mesure auscultatoire :

- Lorsque la fréquence cardiaque est irrégulière (extrasystoles, fibrillation auriculaire), l'intensité du bruit de phase I est variable, rendant la détermination de la pression systolique incertaine.
- Le " trou auscultatoire " correspond à une disparition des bruits de la phase II et de la phase III. Cette circonstance expose au risque de sous-estimation de la pression systolique ou de surestimation de la pression diastolique.
- La perception de bruits jusqu'au zéro de pression rend impossible l'appréciation de la phase V, et donc de la pression diastolique. Cette circonstance peut être rencontrée chez l'enfant et la femme enceinte, et en cas d'augmentation du débit cardiaque.
- Des bruits inaudibles ou très assourdis imposent un repérage palpatoire de l'artère humérale afin de positionner le pavillon du stéthoscope en regard du trajet artériel.

Un ensemble de travaux ont montré qu'une augmentation maximale d'amplitude à la transition systolique se déroule dans une bande de fréquences des bruits entre 18-26Hz. De même une diminution maximale dans l'énergie spectrale des bruits de Korotkoff à la transition diastolique est observée dans la bande de fréquence 40-60Hz. En utilisant ces 27 données fréquentielles, un système automatique de mesure de la pression artérielle peut être réalisé en détectant les sons de Korotkoff par un microphone (piézoélectrique) placé au niveau de l'artère en dessous du brassard.

II.2.1.2. La Méthode Oscillométrique :

Les difficultés techniques liées à la méthode auscultatoire ont conduit au développement de la méthode oscillométrique par l'utilisation des tensiomètres semi-automatiques ou automatiques qui diminuent les risques d'erreurs liés à la personne qui effectue la mesure. Avec ces appareils, le gonflage et le dégonflage du brassard sont automatiques et la PA est déterminé à partir de l'enregistrement des oscillations de pressions liées aux mouvements des parois artérielles comprimées par une chambre pneumatique (le brassard) lors de son dégonflage. (Figure II.4)



Figure II.4 : Tensiomètre automatique à bras BPM ARM 5000 TOPCOM.

Les oscillations débutent avant la réelle valeur de la pression systolique et se poursuivent au-delà de la réelle valeur de la pression diastolique (Figure II.5). L'amplitude maximale des oscillations correspond à la PA moyenne qui peut ainsi être directement mesurée par cette méthode. Le graphe des oscillations du brassard montré sur la Figure II.5 est obtenu avec une décompression continue du brassard.

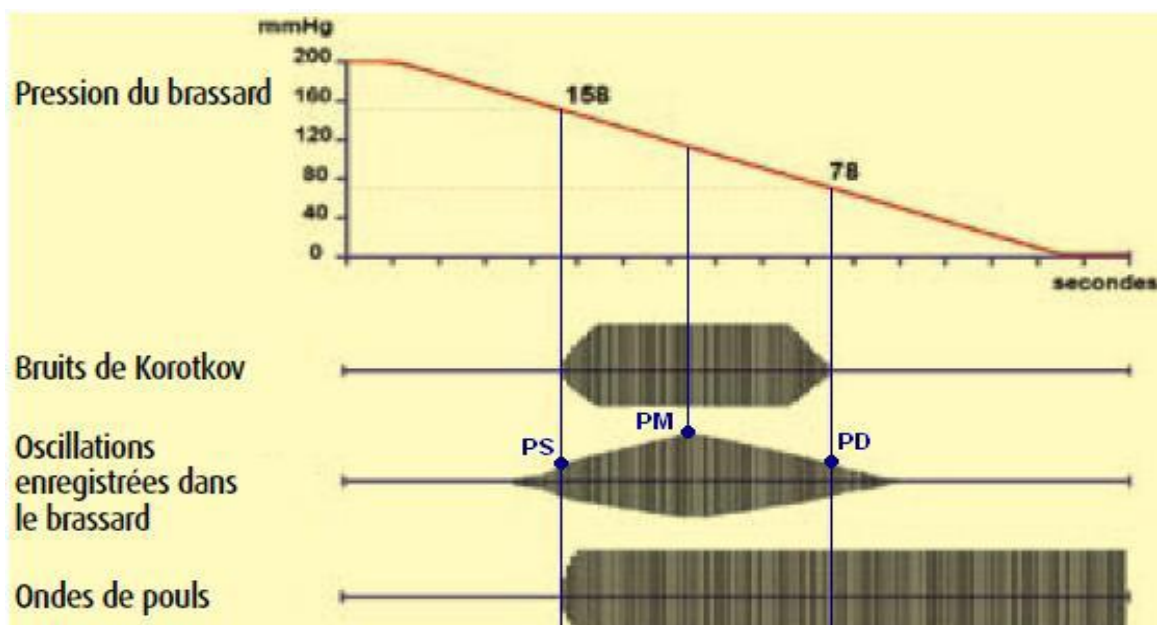


Figure II.5 : Les oscillations enregistrées dans le brassard

Comme la PA moyenne n'est pas un paramètre utilisé en pratique clinique, il est nécessaire d'estimer la valeur de la PA systolique et de la PA diastolique en utilisant des méthodes de calcul automatisées à partir de la valeur de cette pression moyenne. La fiabilité des appareils automatiques qui utilisent la méthode oscillométrique dépend de l'algorithme employé pour l'estimation des pressions systoliques et diastoliques. Celui-ci varie selon l'appareil et le fabricant. Le tracé des courbes de variation de la pression au cours du temps avec une décompression par paliers (Figure II.6) réalisé par le Pr. *Jean-François Madre* de l'Académie d'Amiens France, permet de mieux expliquer la méthode de mesure oscillométrique. [1]

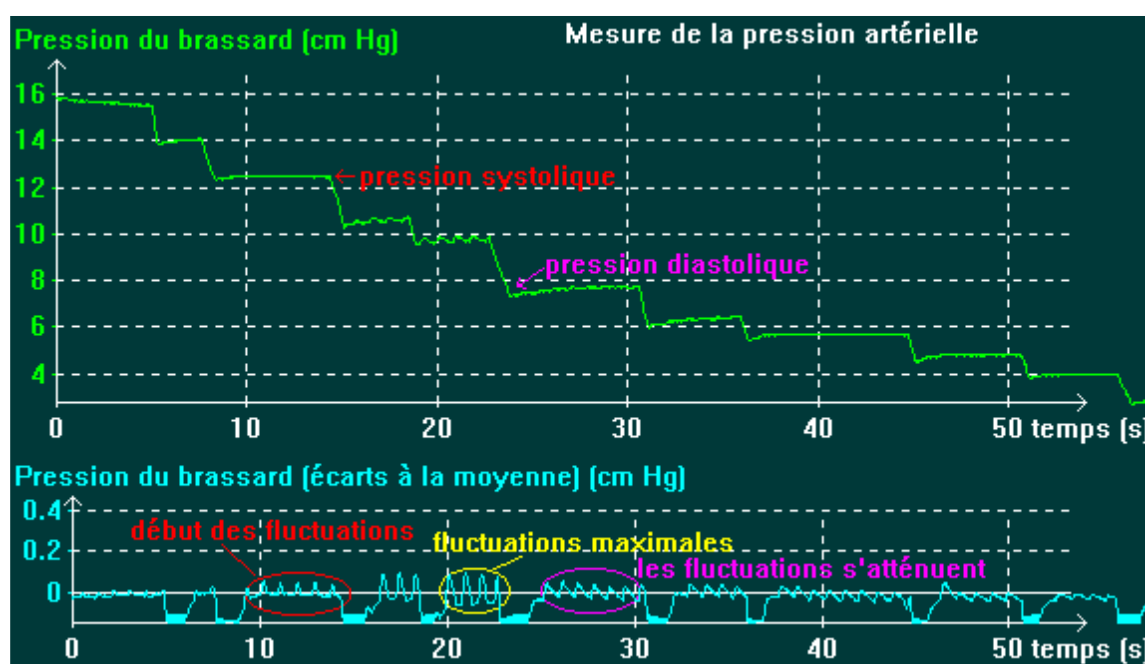


Figure II.6 : Les oscillations enregistrées dans le brassard (décompression par paliers)

Dans la Figure II.6, les premières fluctuations notables apparaissent pour une pression voisine de 12,5 cm de mercure (valeur 12,5 de tension maximale). Ces fluctuations se présentent sous la forme de pics orientés vers le haut. (Figure II.7) [4]

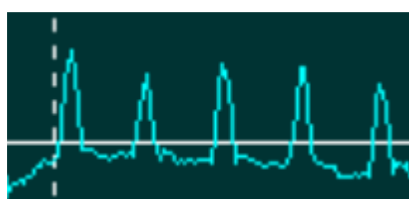


Figure II.7 : Les fluctuations de pressions dans le brassard

Chaque fois que la pression sanguine dépasse la pression du brassard (ce qui ne dure pas très longtemps), une petite quantité de sang passe dans l'artère en comprimant un peu le brassard. Ce sont ces petits flux sanguins que l'on entend passer avec le stéthoscope (premier bruit). Lorsque la pression est plus basse dans le brassard, le sang passe plus longtemps, l'amplitude des oscillations augmente et la forme des oscillations se modifie (les fluctuations maximales dans la Figure II.6). Lorsque la pression du brassard est devenue plus faible que la pression artérielle diastolique, le sang artériel passe tout le temps, il n'y a plus que de faibles oscillations de pression dans le brassard. Dans certains cas d'arythmies, comme la fibrillation auriculaire, peuvent causer des fluctuations de pression qui altéreront les résultats. De même que dans les cas d'athérosclérose périphérique grave, la calcification des artères atténue la transmission des oscillations et rend la mesure moins précise. Il n'est donc pas rare de constater des écarts de plusieurs millimètres de mercure entre les mesures auscultatoires et oscillométriques. En tout cas La mesure oscillométrique présente sur l'auscultatoire certains avantages :

- Pas besoin de stéthoscope ni de microphone.
 - Mesure possible dans le bruit.
 - Mesure possible même si bruits de Korotkoff faibles (p.ex. chez les obèses) ou absents (trou auscultatoire).
- Les points critiques de la mesure oscillométrique :
- Les appareils oscillométriques doivent être validés contre la méthode auscultatoire.
 - Aucun algorithme unanimement reconnu: selon l'algorithme, valeurs systoliques et diastoliques différentes d'un appareil à l'autre.
 - Non indiqués chez les patients arythmiques.

II.2.1.3 Méthode photopléthysmographique :

Cette technique permet de recueillir la pression artérielle au niveau des artères des doigts. 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.

Le principe consiste à enregistrer le signal photopléthysmogramme qui traduit la variation du volume sanguin dans un lit de capillaires. Puisque les pulsations artérielles remplissent le lit capillaire, le changement de volume du vaisseau modifie l'absorption, la diffusion et la réflexion de la lumière.

En supposant que l'allure de la courbe représentant la pression intra artérielle est similaire à celle du photopléthysmogramme, une analogie avec les deux courbes permet d'estimer les valeurs des pressions systolique, diastolique et moyenne.

II.2.1.4 Méthode ultrasonique :

En exploitant le principe Doppler, on utilise un capteur piézoélectrique (émetteur-récepteur) pour détecter les mouvements de la paroi du vaisseau soumis au gonflage/dégonflage du brassard dont on extrait la fréquence Doppler qui porte l'information recherchée.

Avec la pression du brassard qui augmente, le temps entre l'ouverture et la fermeture du vaisseau diminue jusqu'à ce qu'elles coïncident : c'est le moment de la systole.

De même quand la pression du brassard est diminuée, le temps entre l'ouverture et la fermeture augmente jusqu'à ce que le signal de fermeture d'une impulsion coïncide avec le signal d'ouverture de la suivante : c'est la diastole.

II.2.1.5 Méthode par impédance

On dispose trois électrodes sous le brassard parcourues par un courant. Quand on gonfle la section change et par conséquent l'impédance en vertu de. $Z = \rho * \frac{L}{S}$

Z : impédance du vaisseau

ρ : résistivité de la paroi

S : section du vaisseau

L : longueur du vaisseau délimitée par les électrodes

Le principe consiste à comparer les impédances avant et après le gonflage ce qui permet de repérer la systole et la diastole. [3]

II.2.2 Les Méthode Directes :

Cette méthode consiste en l'obtention d'une pression artérielle à l'aide d'un cathéter inséré en position intra artérielle. C'est la méthode de référence pour l'obtention de chiffres fiables, car elle permet au battement près, de déterminer une PA et ce, même dans des états hémodynamiques très précaires. La mesure invasive est généralement mise en œuvre en milieu spécialisé lorsque la surveillance de la pression artérielle doit être la plus précise possible (risque de fortes variations, utilisation de drogues vasoactives, techniques chirurgicales particulières).

La méthode invasive permet la mesure de la pression à l'intérieur de la cavité du cœur en utilisant généralement deux approches :

- La mesure par un capteur extravasculaire.
- La mesure par un capteur intra vasculaire.

II.2.2.1 La mesure invasive par un capteur extravasculaire :

Une incision est faite dans la peau du patient et un cathéter est introduit dans le système de circulation. Un cathéter est un tube ouvert utilisé pour coupler la pression à l'intérieur du patient à un capteur. Les points les plus communs d'incision sont situés au niveau du cou, le bras ou l'aîne, car ces emplacements ont de grandes veines et artères qui sont proches de la surface de la peau.

Le cathéter est rempli d'une solution saline et relié à un capteur de pression externe (voir le schéma de la figure II.8 ci-dessous). Le cathéter transmet la pression au capteur externe. Le boîtier du capteur de pression permet au cathéter d'être régulièrement rincé avec la solution saline pour empêcher le sang de coaguler à l'extrémité ouverte du tube (les caillots dans le système de circulation peuvent obstruer le flux de sang et causer des dommages au cerveau ou à la fonction de poumon). Le boîtier de capteur permet également un raccordement d'une source de pression de référence tenant compte du calibrage du capteur.

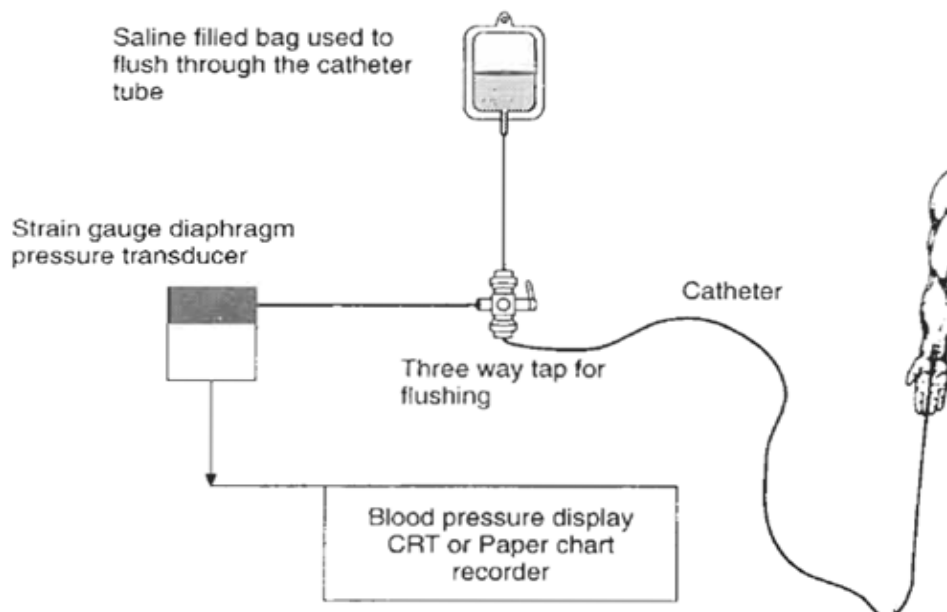


Figure II. 8 : La mesure invasive par un cathéter relié à un transducteur de pression externe

Le tube de cathéter doit être très conforme pour se plier autour des structures dans le corps. La condition pour la conformité contredit la fonction primaire du tube de la pression de transmission au capteur externe. Si le tube est flexible et conforme puis les changements de pression qui sont mesurés peuvent prolonger le tube et par conséquent être tordus quand ils arrivent au capteur. Un autre problème avec des cathéters sont ces corps étrangers ou bulle dans le tube qui peuvent dégrader le fonctionnement du système. Les bulles dans le cathéter compriment quand la pression augmente et tordent la pression mesurée par le capteur. Ces facteurs limitent le fonctionnement dynamique (c.-à-d. largeur de bande) du système de mesure de tension artérielle dans le tube de cathéter La largeur de bande d'un tel système peut être 12 hertz. Cependant, le système de cathéter est relativement bon marché, et le capteur est réutilisable et robuste. [3]

II.2.2.2 La mesure invasive par un senseur intravasculaire :

Dans ce cas le capteur est monté au bout d'un cathéter introduit dans la peau du patient et donc mesure directement la tension artérielle à ce point. Le cathéter utilisé dans cette méthode est de type fibre optique, le principe consiste à illuminer le diaphragme (la partie du capteur sensible à la pression) et mesurer son déplacement dû à la variation de la pression à travers la lumière réfléchi détecté par un photodétecteur

II. 3 Conditions de mesure :

II. 3. 1 Point de référence pour la mesure de la pression

La pression atmosphérique est appliquée de manière uniforme sur le corps. Un transducteur qui mesure une pression relative à l'atmosphère n'est affecté par le changement de la pression atmosphérique. Cependant quand un transducteur qui mesure la pression absolue est utilisé, les variations de la pression atmosphérique devraient être considérées d'où la nécessité de calibrer fréquemment la mesure par rapport à la pression atmosphérique. Due à la force gravitationnelle, la pression à un site spécifique peut changer quand il y a un changement de la posture selon l'équation de Bernoulli : $p_t = p + \rho gh + \rho u^2 / 2$

P_t : pression totale du fluide

P : pression statique locale du fluide

ρ : densité du fluide

g : accélération de la gravité

h : hauteur par rapport à la référence

u : vitesse du fluide

Il est alors recommandé dans les mesures cliniques de la pression que le patient soit dans une position bien définie. Cependant, même si la position est bien définie des ambiguïtés relatives au niveau de l'emplacement du transducteur reste en suspens. Le point de référence sur lequel la pression est nulle est utilisé pour déterminer le niveau approprié de l'emplacement du transducteur. Il ya un site dans le système cardiovasculaire où la pression reste presque constante indépendamment de la posture.

La pression artérielle droite est la pression la plus stable en relation aux changements de posture. Cette caractéristique est importante dans le maintien de la stabilité de la circulation quand une personne se déplace. Tant que la pression est mesurée au même niveau que l'oreillette droite, les variations de la pression dues aux changements de la posture restent très faibles. La mesure de la pression artérielle prise, en routine clinique, au niveau de la partie supérieure du bras est adéquate compte tenu que la partie supérieure du bras d'une personne est maintenue au même niveau que l'oreillette droite et est acceptée comme une référence

II. 3.2 L'observateur

L'observateur doit être bien entraîné à la technique. Il doit posséder une audition satisfaisante pour entendre des bruits faibles et avoir une bonne vue pour lire les graduations de la colonne de mercure. Il doit s'installer face à la colonne de mercure, qui doit être au niveau des yeux.

II. 3.3 Le patient

Le patient doit être confortablement installé, dans une pièce calme, depuis plusieurs minutes et en présence du médecin. Le bras doit être libre de tout vêtement éventuellement stricteur, c'est-à-dire nu. Les muscles du bras doivent être relâchés et l'avant-bras soutenu pour que la fossette cubitale soit au niveau du coeur, repéré approximativement par le 4ème espace intercostal près du sternum. En position assise, si l'avant-bras est posé sur une table, aucun ajustement n'est nécessaire. En position allongée, il faut le surélever par un coussinet pour mettre la fossette cubitale au niveau du coeur.

II. 3.4 La position

La position recommandée par l'OMS pour la mesure de la pression artérielle pour le dépistage et le suivi d'une hypertension artérielle est la position assise. Toutefois, la mesure peut se faire sur un patient en position couchée, ce qui apporte une information diagnostique équivalente à la position assise. La mesure en position debout a pour objectif de détecter une éventuelle hypotension orthostatique*. Cette recherche sera effectuée systématiquement lors de la première visite et lorsque l'interrogatoire ou le contexte pathologique fait suspecter une

hypotension orthostatique ainsi que chez la personne âgée, chez laquelle elle est plus fréquente.

*Il n'y a pas de définition consensuelle de l'hypotension orthostatique : baisse de la pression artérielle > 30 mmHg après une minute en position debout selon certains, de 20 mmHg seulement pour d'autres, et de 30 mmHg pour la systolique et de 15 mmHg pour la diastolique selon la Mayo Clinic.

II. 3.5 Les circonstances de la mesure :

Les circonstances de la mesure de la pression artérielle doivent se faire, si possibles, à distance de tout événement favorisant une augmentation des chiffres tensionnels. Les circonstances les plus documentées sont l'émotion, l'exposition au froid, les efforts physiques, le repas, la consommation de tabac dans la demi-heure précédente, la douleur, la réplétion vésicale.

II. 4 Conclusion :

La pression artérielle appelé tension artérielle est la grandeur physiologique de référence en cardiologie dans ce chapitre en explique les différentes manières de mesure la pression artérielle : les méthodes indirecte ou les méthodes non invasive et les méthodes direct appelé aussi invasives. Les deux méthodes appliqué au respecter les conditions de mesure

Chapitre III

Conception d'un Tensiomètre Electronique : Choix des Composants

III.1. Introduction :

Nous avons cité les différents types des méthodes utilisées afin de mesurer la pression sanguine. La méthode exploitée dans le présent projet est celle de l'oscillométrie nous allons, dans ce chapitre, illustrer et analyser le schéma bloc de notre dispositif qui permet la mesure de la pression artérielle par la méthode oscillométrique.

Le dispositif est constitué globalement de trois grandes parties.

- Partie pneumatique : un brassard, une pompe nécessaire pour gonfler le brassard et un électrovanne pour le dégonflage du brassard ;
- Partie analogique : un capteur permet la conversion de la pression du brassard en signal électrique, ce dernier est mis en forme par un ensemble de circuits d'amplification et de filtrage ;
- Partie numérique : un microcontrôleur responsable de la numérisation du signal avec un afficheur LCD

III.2. Schéma bloc du système :

Le schéma bloc ci-dessous présente une idée générale à propos du fonctionnement de La machine. (Figure III.1)

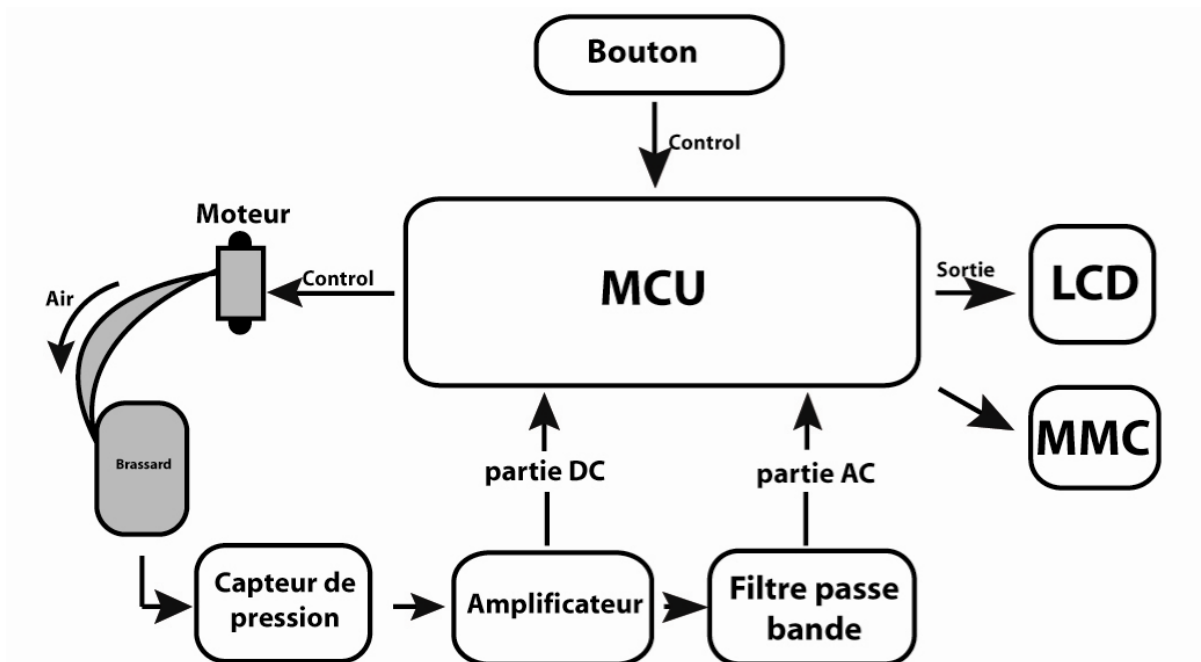


Figure III .1 : Schéma bloc du système de monitoring automatique de la pression artérielle

III.2.1. Le Bouton ON/OFF :

Dans notre projet il existe un bouton ON/OFF pour la mise en service et éteindre l'appareil.

III.2.2. Partie pneumatique :

III.2.2.1. La poche gonflable et le brassard :

Une poche gonflable est incluse dans un brassard. Les dimensions doivent être adaptées à la circonférence du bras afin que la pression qui règne dans la poche soit bien celle qui s'exerce sur l'artère à comprimer.

Si la poche gonflable est trop étroite, la pression sera surestimée. C'est le cas des gros bras des obèses et des bras très musclés. Si la poche gonflable est trop large et trop longue, la pression artérielle pourra être sous-estimée. Pour permettre une bonne mesure de la pression artérielle, il est recommandé que la poche recouvre les $\frac{2}{3}$ de la longueur du bras et les $\frac{2}{3}$ de sa circonférence. Ce qui fait qu'un brassard destiné à l'adulte doit avoir une poche gonflable de 13 à 15 cm de large sur 30 à 35 cm de long, tel que c'est illustré sur les figures III.2 ci-dessous.

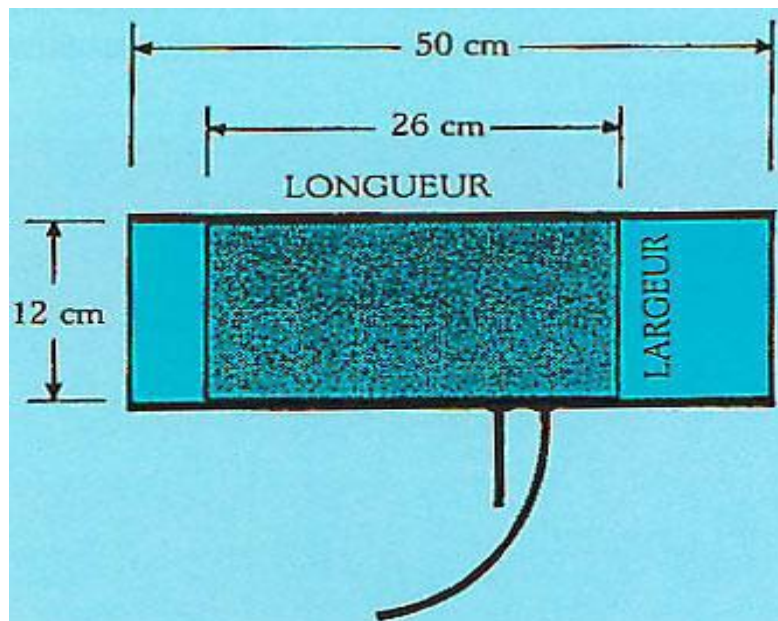


Figure III.2: Schéma d'un brassard avec sa poche gonflable signifiée en grisé. La poche gonflable doit être suffisamment grande pour que sa longueur recouvre les $\frac{2}{3}$ de la circonférence du bras et sa largeur les $\frac{2}{3}$ de la longueur du bras.

En pratique courante, il est recommandé de disposer de 3 brassards avec des tailles de poche gonflable différentes. La commercialisation de brassard comportant deux ou trois poches gonflables (type Bicuff ou Tricuff) permet de simplifier le problème du choix de

la taille du brassard ; bien que leur utilisation ne soit pas toujours facile, leur emploi peut être conseillé (Figure III .3).

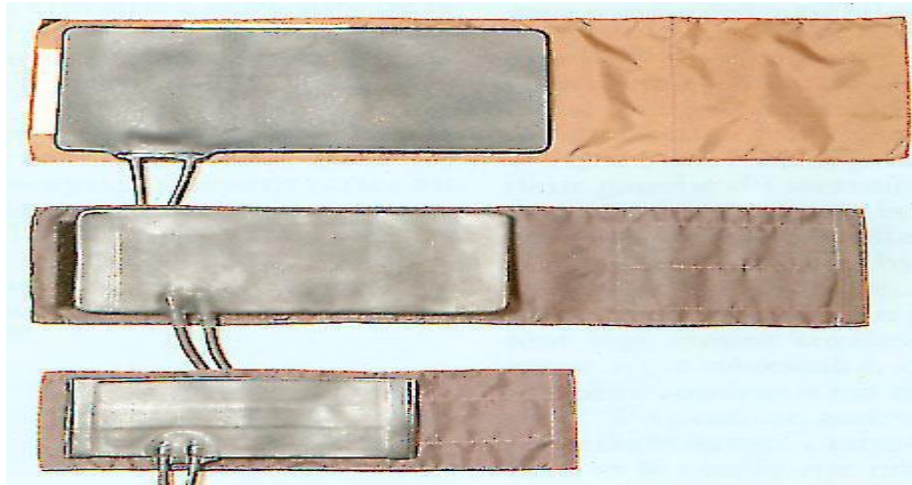


Figure III .3: Jeu des 3 brassards indispensables en pratique courante

- En haut : brassard pour obèse.
- Au milieu : brassard pour adulte normal.
- En bas : brassard pour enfant ou petit adulte, à petit bras.

Le tableau III.1 ci-dessous représente la taille du brassard en fonction de la circonférence du bras.[3]

Circonférence du bras (en cm)	Largeur du brassard (en cm)	Longueur du brassard (en cm)
> 20 cm	Largeur entre 8 et 11	Longueur entre 13 et 20
< 33 cm	Largeur entre 11 et 13	Longueur entre 20 et 28
> 33 cm	Largeur entre 16 et 20	Longueur entre 32 et 42

Tableau III.1 : Taille du brassard selon la circonférence du bras

Pour espérer de bonnes mesures, il faut respecter un minimum de conditions :

- Repérer la zone de battement maximal de l'artère humérale au pli du coude.
- Installer le brassard (Figures 2.5 et 2.6) en s'assurant que le centre de la poche gonflable est positionné en regard du trajet de l'artère humérale, et que le bord inférieur du brassard reste 2 à 3 cm au-dessus du pli du coude.

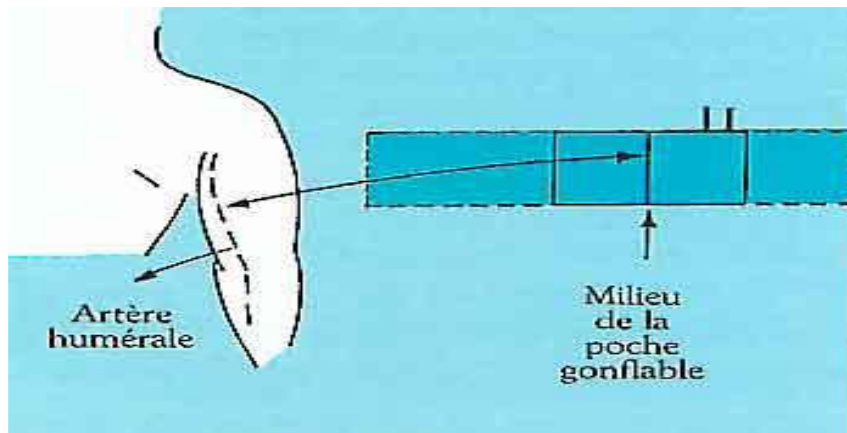


Figure III.4: Le milieu de la poche gonflable doit être placé sur le trajet de l'artère humérale. Cela permet d'être sûr que la pression appliquée sur l'artère est bien celle qui règne dans la poche gonflable

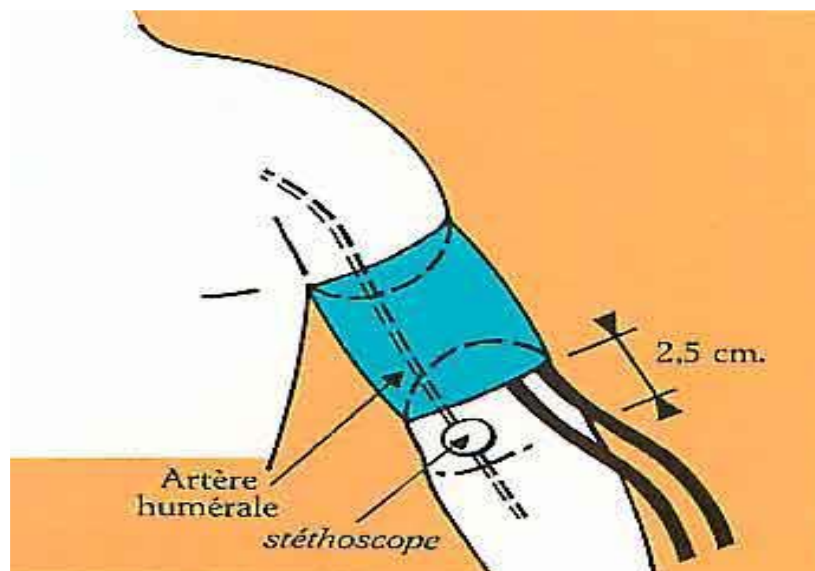


Figure III.5: Le bord inférieur du brassard doit être au moins 2.5 cm au dessus du pli du coude. Cela laisse libre la fossette cubitale sur laquelle est appliquée le stéthoscope, afin qu'il n'ait pas de contact ni avec le brassard, ni avec les tubulures. Tout contact du stéthoscope avec le brassard ou les tubulures pourrait faire percevoir des bruits parasites et induire en erreur l'observateur qui pourrait les confondre avec les bruits de Korotkoff.[3]

III.2.2.2. Le système de gonflage :

Le système de gonflage doit être étanche et capable de gonfler et dégonfler rapidement la poche. Le système de gonflage classique est constitué d'une poire qu'on comprime, mais dans notre cas, comme il faut automatiser le système, on a fait recours à un système à base d'un mini compresseur. Il comprend une partie de compression et un moteur à courant continu. Etudions à présent leur principe de fonctionnement.

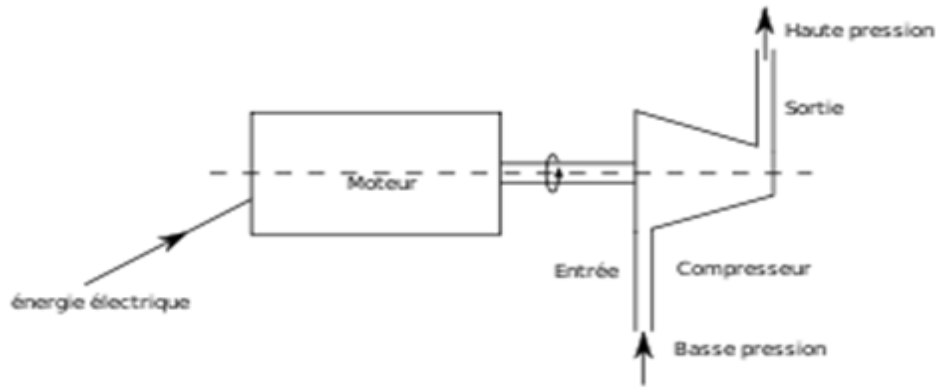


Figure III.6 : Schéma de principe d'un compresseur

III.2.2.3 Les électrovannes

Une électrovanne travaille de la même manière qu'une vanne manuelle normale, tel qu'un arroseur d'eau dans le jardin, cependant au lieu d'avoir 'à tourner manuellement' le robinet pour libérer l'eau, vous pouvez faire couler l'eau automatiquement par l'intermédiaire de l'électrovanne, d'un temporisateur ou en appuyant sur un commutateur qui sera relié à la vanne. Une électrovanne est tout simplement une vanne d'arrêt électriquement actionnée. Seulement, dans notre projet de fin d'études, il est question d'électrovanne à air.

Composition et terminologie

Une électrovanne, comme illustrée ci-contre, est constituée par :

1. Bobine
2. Douille d'électroaimant
3. Noyau d'électroaimant
4. Ressort de noyau
5. Joint
6. Corps

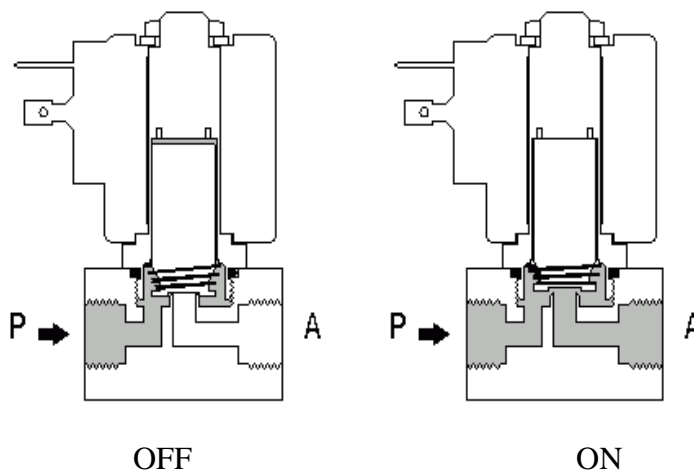
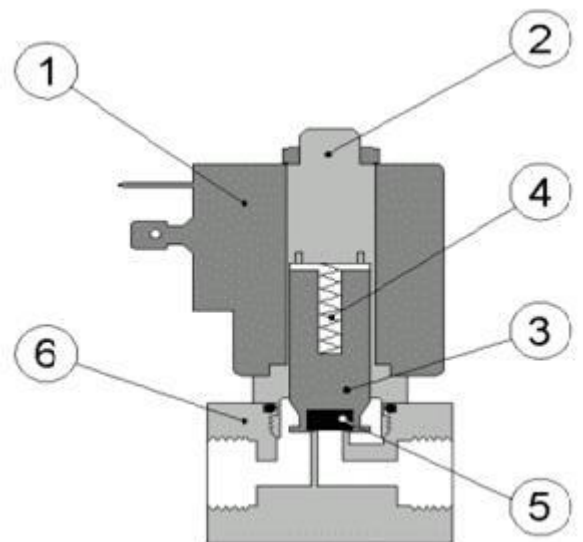


Figure III.7: Schéma de principe de fonctionnement d'une électrovanne

Une fois la bobine sous tension, l'électrovanne s'ouvre. Elle s'ouvre déjà à partir de la pression de 0 bars. La pression maximum dépend directement du diamètre indiqué du siège de l'électrovanne et de la puissance de la bobine. A cause d'une puissance limitée de bobine, ces électrovannes ne permettent pas de plus grands courants. Il existe une variété d'électrovannes mais leur principe tourne toujours autour du passage/coupage du fluide commandé par un signal électrique.[3]

III.2.3 Partie analogique :

III.2.3.1 Capteurs de pression :

Le choix du capteur de pression à utiliser dépend de plusieurs facteurs : Dans un équipement portatif qui n'a aucune source d'énergie (par exemple, un extincteur), mesurer avec le tube de Bourdon semble raisonnable. Il n'exige aucune puissance et donne une indication de la charge dans l'extincteur. Cependant, un senseur qui doit se connecter par interface à un microprocesseur exige un signal électrique à la sortie. Dans ce cas, différents capteurs peuvent être utilisés. Dans notre projet on choisi le capteur piézorésistive

- **Capteurs piézorésistifs (ou à jauges de contrainte)**

Les jauges de contrainte sont des sondes qui sont fabriquées en collant une jauge de contrainte sensible sur un diaphragme métallique. La technique employée pour coller la sonde sur le diaphragme est délicate. Elle doit, en effet, tenir la jauge sur le diaphragme sans variations dues au vieillissement, aux dures conditions d'utilisation (constamment fléchi par la pression appliquée), ou à la rupture. Les capteurs à jauge de contrainte collée ont l'avantage d'être intégrés, de ce fait, elles n'ont pas besoin d'être isolées

Dans le milieu de fonctionnement. Comme la jauge de contrainte est collée au métal, le diaphragme isole également les résistances du milieu de fonctionnement. Ces diaphragmes sont généralement en acier inoxydable ou autre métal résistant. Des résistances à semi-conducteur sont utilisées en tant qu'éléments détecteurs. Les dimensions du diaphragme (diamètre et épaisseur) déterminent la gamme de pression du capteur. Ce type de capteur peut être conçu pour mesurer des pressions pouvant aller jusqu'au-dessus de 10.000 livres par pouce carré. Les dispositifs pour mesurer de très hautes pressions ont des diaphragmes de faible diamètre afin de réduire au minimum la force contre laquelle le paquet doit résister. Les sondes à faible et à moyenne gamme ont de plus grands diaphragmes et leurs orifices de refoulement ont un grand diamètre. Le boîtier du capteur est généralement fait en acier inoxydable, et le montage entier est soudé ensemble pour donner au capteur une résistance aux bruits.

Nous avons utilisé le capteur de pression MPX2050DP fabriqué par Motorola. Ce capteur produit une tension de sortie proportionnel à la différence de pression appliquée à l'entrée. Le tube du brassard est branché à une des entrées du capteur et l'autre est laissée ouverte. (Figure III.)

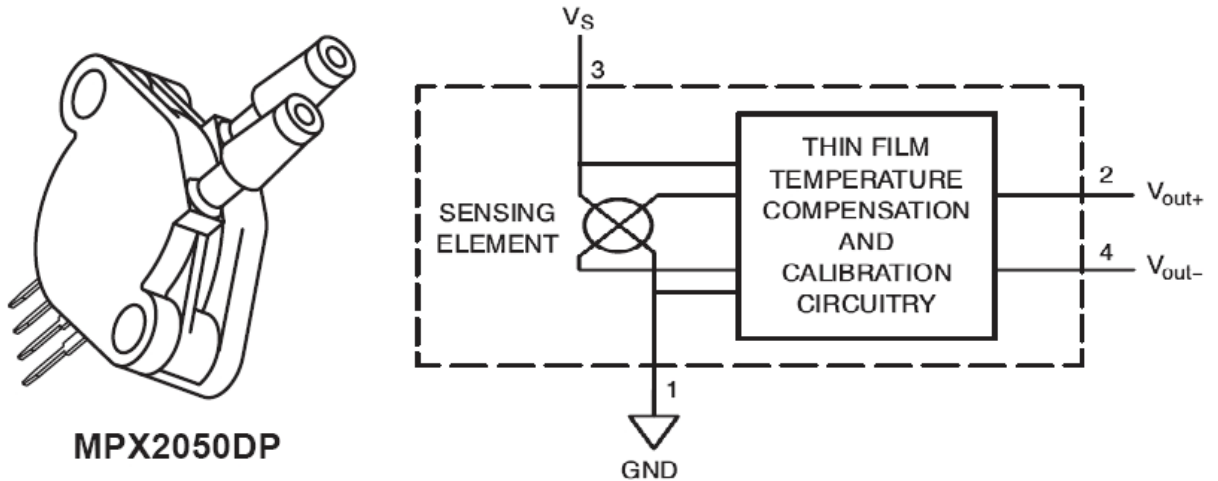


Figure III.8 : Le capteur de pression MPX2050DP(annexe 1)

III.2.3.2. Conditionnement du signal :

Pour mieux comprendre le traitement du signal issu du capteur, nous discuterons les fonctions employées pour conditionner les sondes. Les amplificateurs d'instrumentation et les microprocesseurs ont connu de plus grands progrès en matière de spécifications de performances. Les capteurs à température compensée ont simplifié le traitement du signal nécessaire pour les utiliser. En utilisant quelques directives de base, n'importe qui peut concevoir et établir les circuits de conditionnement du signal du capteur. L'amplification et le calibrage sont les seules choses laissées à l'utilisateur. La question fondamentale est de savoir si le client devrait acheter un capteur à signal conditionné ou acheter un capteur à température compensée et faire son propre conditionnement et cela dépend du type d'application.

Si le client achète un capteur à signal conditionné en ajoutant les amplificateurs pour modifier le gain, un capteur de pression à température compensée devrait être utilisé. Le capteur à signal conditionné semble raisonnable s'il n'y a aucune carte électronique dans le système ou si le capteur est monté à une certaine distance de l'électronique.

III.2.3.2.1 Amplification :

Dans la plupart des cas, l'amplificateur d'instrumentation est utilisé. Ceci est dû au fait que le signal détecté par le capteur est de faible niveau et est très souvent différentiel.

Un amplificateur d'instrumentation est un amplificateur différentiel qui est caractérisé par :

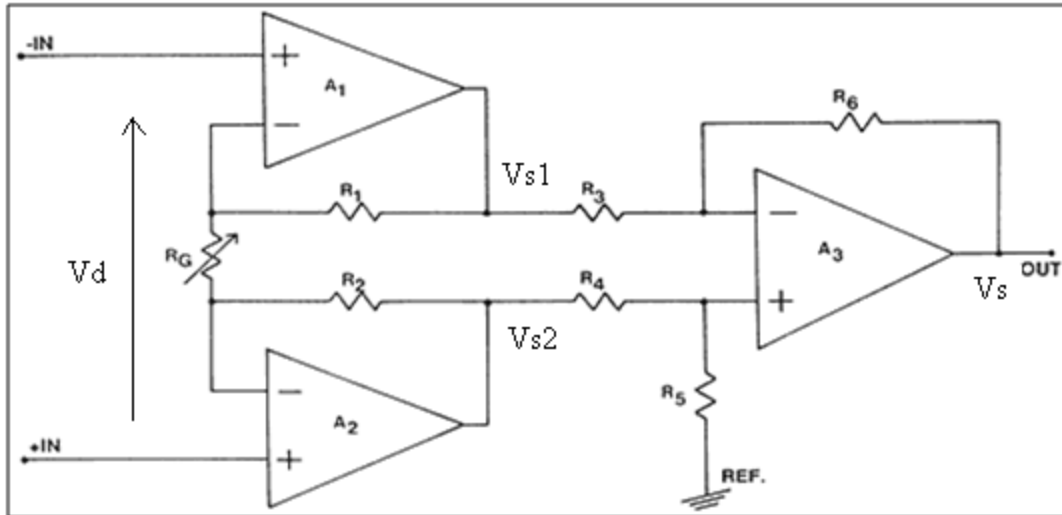


Figure III.9: Amplificateur d'instrumentation à 3 amplificateurs opérationnels

1. Entrées différentielles
2. Une impédance d'entrée très élevée (mégohms)
3. Entrée de référence (utilisée pour décaler le niveau de la sortie)
4. Une résistance pour ajuster le gain

Pour obtenir la grande impédance d'entrée, le signal est appliqué directement aux entrées différentielles, sans passer par un réseau résistif d'entrée. Une entrée de référence est fournie sur la plupart des amplificateurs d'instrumentation pour décaler le niveau de la tension et compenser la tension d'offset à la sortie (en appliquant une tension nulle aux entrées différentielles de l'amplificateur, la tension de sortie sera égale à la tension de référence).

Différentes configurations sont utilisées pour réaliser des amplificateurs d'instrumentation, la plus couramment utilisée est celle à 3 ampli op. Un exemple illustratif du principe de fonctionnement d'un amplificateur d'instrumentation à 3 ampli-op est donné ci-dessous.

Les amplificateurs A1 et A2 forment un amplificateur à entrée /sortie différentielles. RG fixe le gain et A3 (amplificateur de différence) rejette la tension de mode commun.

Aux sorties respectives des trois amplificateurs, on a:

La sortie de l'ampli A1 (Vs1) est :

$$Vs1 = -\frac{(1 + \frac{2R1}{RG})}{2} + Vcm$$

La sortie de l'ampli A2 (Vs2) est :

$$Vs2 = -\frac{(1 + \frac{2R2}{RG})}{2} + Vcm$$

Finalement, à la sortie de A3 ,on a (V_s) :

$$V_s = \left(1 + \frac{2R_1}{R_G}\right) V_d$$

$R_1=R_2$ et $R_3=R_4=R_5=R_6$

Ce circuit est très souple et fonctionnera même en présence de grandes tensions de mode commun à l'entrée. Des amplificateurs à faible bruit doivent être utilisés à l'entrée si un rapport élevé signal/bruit est exigé.

L'entrée de V_{REF} a un gain de 1. Le changement de la tension à V_{REF} varie la tension de sortie (tension différentielle à l'entrée = 0). Ceci peut être employé pour décaler le niveau de la tension de sortie ou compenser les erreurs dues aux changements de la température.

Des versions d'amplificateurs d'instrumentation en circuits intégrés existent sur le marché.

Exemple : 1NA, AD620

Comme la tension produite par le capteur de pression est très petite, on a besoin d'amplifier ce signal pour des échantillonnages supplémentaires. On utilise l'amplificateur d'instrumentation AD620AN (Figure III.10). La résistance R_G est utilisée pour déterminer le gain selon l'équation $R_G = 49.4 \text{ k}\Omega / G - 1$

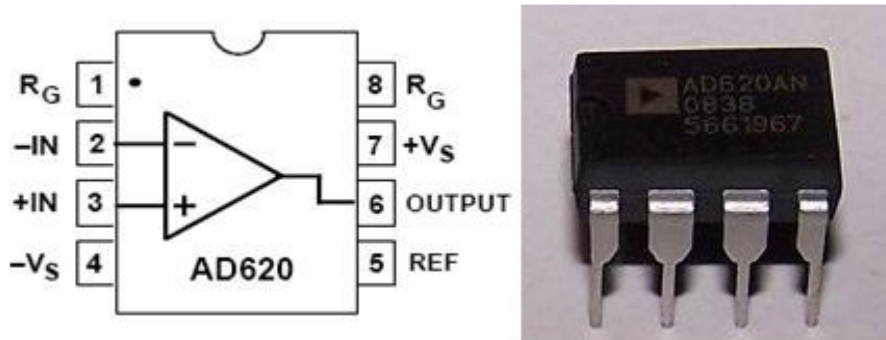


Figure III.10 : L'amplificateur d'instrumentation AD620AN(annexe 2)

Comme on a besoin d'un gain environ 200 fois, on choisit une résistance de 240 ohms. Cela nous donnera un gain de 206 fois selon l'équation précédente. Finalement, le gain du circuit final mesuré en pratique est de 209 fois avec une résistance R_G de 200 ohms.

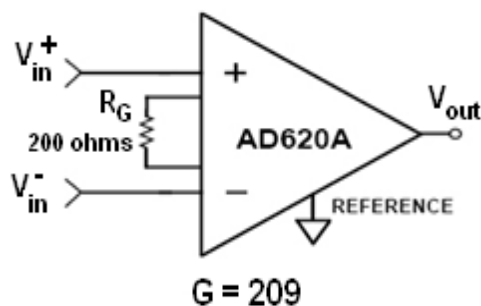


Figure III.11 : AD620 avec R_G égale à 200 ohms

III.2.3.2.1.1. Caractéristiques de l'amplificateur d'instrumentation AD620AN

- Facile à utiliser : déterminer le gain par une seule résistance. (Gamme de gain 1 à 1000)
- Gamme de puissance large (+ - 2.3V à + - 18V)
- Performance plus haute que trois ampli-ops (IA design).
- Haute performance
- Performance DC excellent
- Bruit léger
- Spécifications AC excellentes (Figure III.19)

III.2.3.2.1.2. Applications :

- Echelle de pesage.
- ECG et instrumentations médicales.
- Systèmes d'acquisition des informations.
- Equipements portables qui fonctionnent sur des batteries

III.2.3.2.2 Filtrage du signal informatif :

Pour des raisons multiples, l'information utile peut être dissimulée au sein d'un signal complexe. Dès lors que le spectre de l'information est suffisamment isolé vis-à-vis des composantes indésirables, il est possible de l'extraire par filtrage. Le filtrage en fréquence fut historiquement l'une des premières fonctions utilisées en radioélectricité. Aujourd'hui, on trouve des filtres dans de nombreux équipements électroniques. La tendance est actuellement de remplacer les structures analogiques par des versions numériques, de caractéristiques plus précises et plus reproductibles. On conserve, cependant, des solutions analogiques en électronique de puissance, en électroacoustique et dans les systèmes haute fréquence. En fonction de la bande de fréquences éliminées, on a les filtres passe-bas, passe-haut, passe-bande,...

D'une manière générale, un filtre est un système linéaire dont le rôle est de modifier la composition spectrale d'un signal sans y ajouter de nouvelles composantes. Il permet le renforcement ou l'atténuation d'une ou plusieurs bandes de fréquences

Le stade du filtre passe bande est construit comme une cascade de deux filtres passe bande actifs. Deux filtres sont utilisés parce que l'ensemble du filtre passe bande fournit un large gain et la réponse fréquentielle du filtre aura une coupe bande plus aigue qu'un filtre à un seul stade. Cette méthode améliore le rapport signal sur bruit de la sortie. Nous utilisons le circuit intégré OPA2277. (Figure III.12)

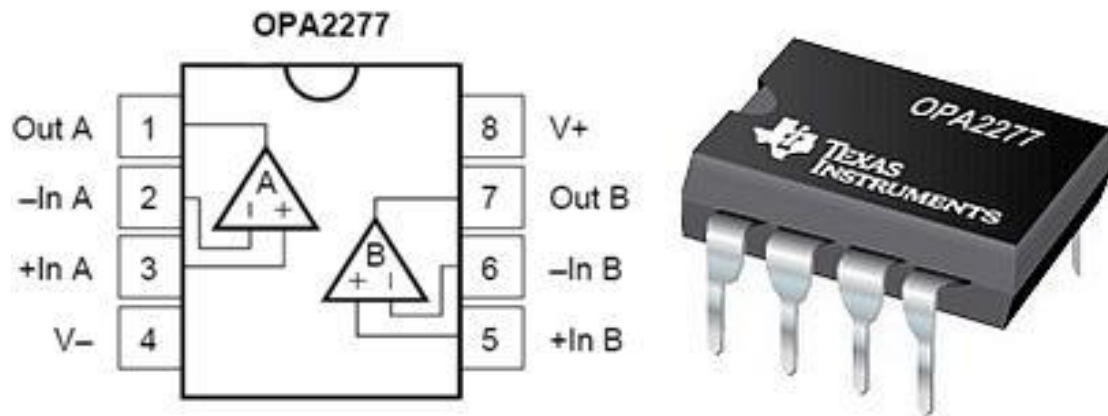


Figure III.12 : l'Amplificateur opérationnel de précision OPA2277 (annexe 3)

III.2.3.2.1 Caractéristiques de l'OPA2277PA :

L'ampli de précision OPA2277 offre un fonctionnement garanti entre $\pm 2V$ et $\pm 18V$ alimentation double ($4V \sim 36V$ alimentation simple), et une consommation de seulement $790 \mu A$. La tension d'offset maximum du composant est de $20 \mu V$, avec une dérive en température de $0.1 \mu V/^{\circ}C$ maximum, et un courant de polarisation très faible de ± 500 picoampères (pA).

III.3.2.2.2 Applications :

- Mesures de précision
- Equipements de test
- Amplificateur de pont
- Appareils fonctionnant sur batterie
- Intégrateur de précision
- Amplificateur de jauge de contrainte.

III.4 Partie numérique :

III.4.1 Le microcontrôleur :

Un PIC est un microcontrôleur de Microchip. Ses caractéristiques principales sont :

- Séparation des mémoires de programme et de données (architecture Harvard) :

On obtient ainsi une meilleure bande passante et des instructions et des données qui ne sont pas forcément codées sur le même nombre de bits.

- Communication avec l'extérieur seulement par des ports :

il ne possède pas de bus d'adresses, ni de bus de données ni de bus de contrôle comme la plupart des microprocesseurs.

- Utilisation d'un jeu d'instructions réduit, d'où le nom de son architecture :

RISC (Reduced Instructions Set Construction). Les instructions sont ainsi codées sur un nombre réduit de bits, ce qui accélère l'exécution (1 cycle machine par instruction sauf pour

les sauts qui requièrent 2 cycles). En revanche, leur nombre d'instructions limité (35 instructions) oblige à se restreindre à des instructions basiques, contrairement aux systèmes d'architecture CISC (Complex Instructions Set Construction) qui proposent plus d'instructions, donc codées sur plus de bits, et réalisant des traitements plus complexes.

Nous avons utilisé le microcontrôleur PIC16f877A fabriqué par Micro chip (Figure III.12). Il a été choisi pour ses caractéristiques techniques intéressantes.

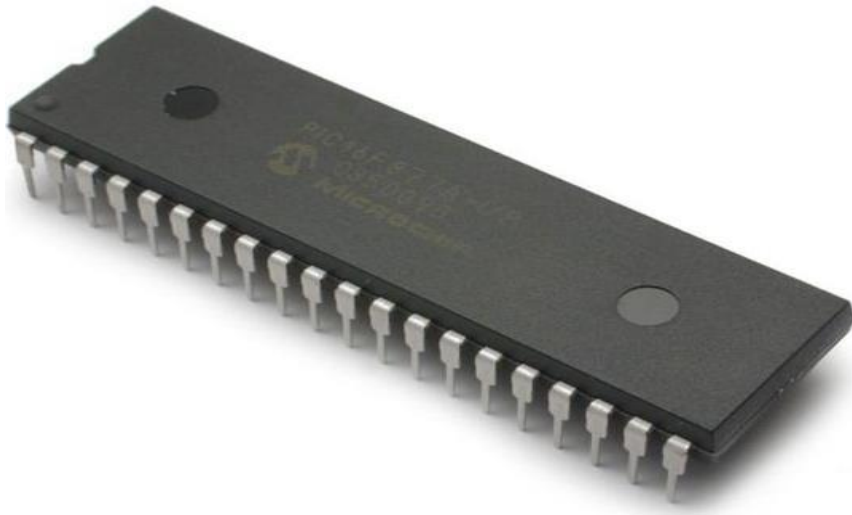


Figure III.12 : Le PIC16F877A(annexe 3)

Ce MCU possède :

- un CPU RISC à haute performance.
- Seulement 35 mots d'instruction à apprendre.
- Des instructions d'un seul cycle, sauf les branches du programme qui sont de deux cycles.
- Une vitesse d'opération de DC 20MHz vitesse d'horloge, DC 200 ns cycle d'instruction.
- 8k x 14 words de mémoire programme du type Flash, Cela nous assure un espace suffisant pour stocker et exécuter le programme afin de traiter les signaux entrants de l'amplificateur et du filtre passe bande.
- 368 x 8 bytes de RAM
- 256 x 8 bytes d'EEPROM

En plus des entrées/sorties programmables et les quatorze interruptions, il possède certaines ressources internes telles que :

- 10 convertisseurs analogues/digitaux
- Trois compteurs

- Deux capture, compare et module PWM, si l'on veut effectuer une commande numérique par exemple.

- Des liaisons séries SCI, I2C, et SPI. (notre projet concerne la liaison série SPI)

Pour un fonctionnement normal, le PIC réclame une configuration hardware minimale composée d'un oscillateur et d'un circuit reset (Figure III.13).

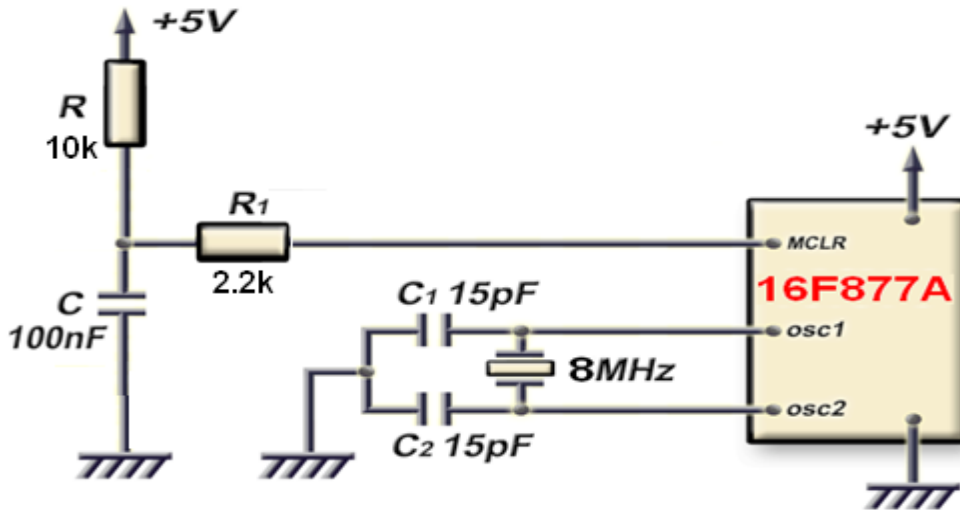


Figure III.13 : Configuration hardware minimale d'un PIC

III.4.2 Afficheur LCD

Les afficheurs à cristaux liquides, appelés afficheurs LCD, sont des modules compacts intelligents et nécessitent peu de composants externes pour un bon fonctionnement. Ils consomment relativement peu (de 1 à 5 mA). Plusieurs afficheurs sont disponibles sur le marché et diffèrent les uns des autres, par leurs dimensions, (de 1 à 4 lignes, de 6 à 80 caractères), et aussi par leurs caractéristiques techniques et leur tension de service. Certains sont dotés d'un rétro-éclairage comme le modèle LCD JHD 162A (Figure III.14). Cette fonction fait appel à des LED montées derrière l'écran du module. L'afficheur possède deux types de mémoire : la DD RAM et la CG RAM. La DD RAM est la mémoire d'affichage qui stocke les caractères actuellement affichés à l'écran, et la CG RAM est la mémoire du générateur de caractères.

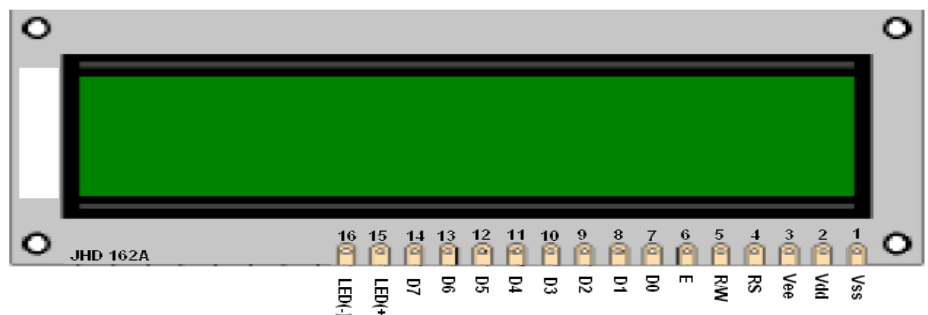


Figure III.14 : Brochage d'un LCD JHD162A

III.4.3. La Carte Mémoire (MMC) :

Les Multimédia Cards (MMC) sont des mémoires instantanées hautement intégrées avec des possibilités d'accès périodiques et sélectives. Elles sont accessibles par l'intermédiaire d'une interface série consacrée optimisée pour la transmission de données rapides et fiables. Cette interface permet à plusieurs cartes d'être empilées en reliant leurs contacts périphériques. Ces MMCs sont entièrement conformes à une norme du consommateur, appelée la norme de système de MultiMediaCard définie dans les spécifications de système de MultiMediaCard. Le système de MMC est un système de mémoire de masse basé sur les innovations en technologie de semiconducteur. Il a été développé pour fournir un support de stockage peu coûteux et robuste sous la forme de carte pour des applications du consommateur de multimédia. La Carte MultiMedia permet la conception des joueurs et des conducteurs peu coûteuse sans pièces mobiles. Une consommation de basse puissance et une large gamme de tension d'alimentation favorisent une application mobile, à piles telle que les joueurs audio, organisateurs, livres, encyclopédie et dictionnaires électroniques. En utilisant des arrangements très efficaces de la compression de données tels que le MPEG, le MultiMediaCard fournit assez de capacité pour toutes sortes de données de multimédia.

Pour notre projet on a choisit la carte mémoire MMCmobile de Transcend de capacité 1GB (TS1GRMMC4) (Figure III.12) , ce qui plus que suffisant pour notre application.

III.4.3.1. Caractéristiques de la carte mémoire TS1GRMMC4

- Capacité : 64MB/128M/256M/512MB/1Gbyte
- spécifications conformes Ver 4.0 et compatibilité avec les spécifications précédentes
- Correction d'erreurs de carte
- Deux protocoles de transmission alternatifs: Mode de multimédia et mode de SPI
- Fréquence de base variable : 0~52 MHz
- Débit du transfert de données : jusqu'à 6MB/sec
- Mode d'accès aux données : Mode Octet
- Gammes de tensions pour l'opération : 2.7~3.6V ou 1.65~1.95V
- Form Factor: 18mm x 24mm x 1.4mm

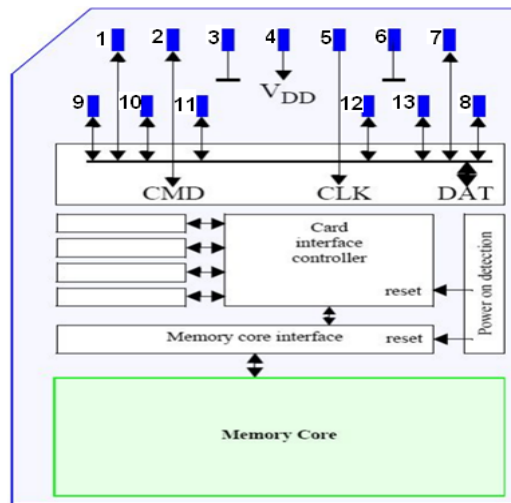


Figure III.15 : Architecture interne de la carte mémoire MMCmobile(annexe 4)

III.5. L'organigramme du logiciel :

L'organigramme de notre programme écrit en langage 'C' est représenté dans la Figure III.16

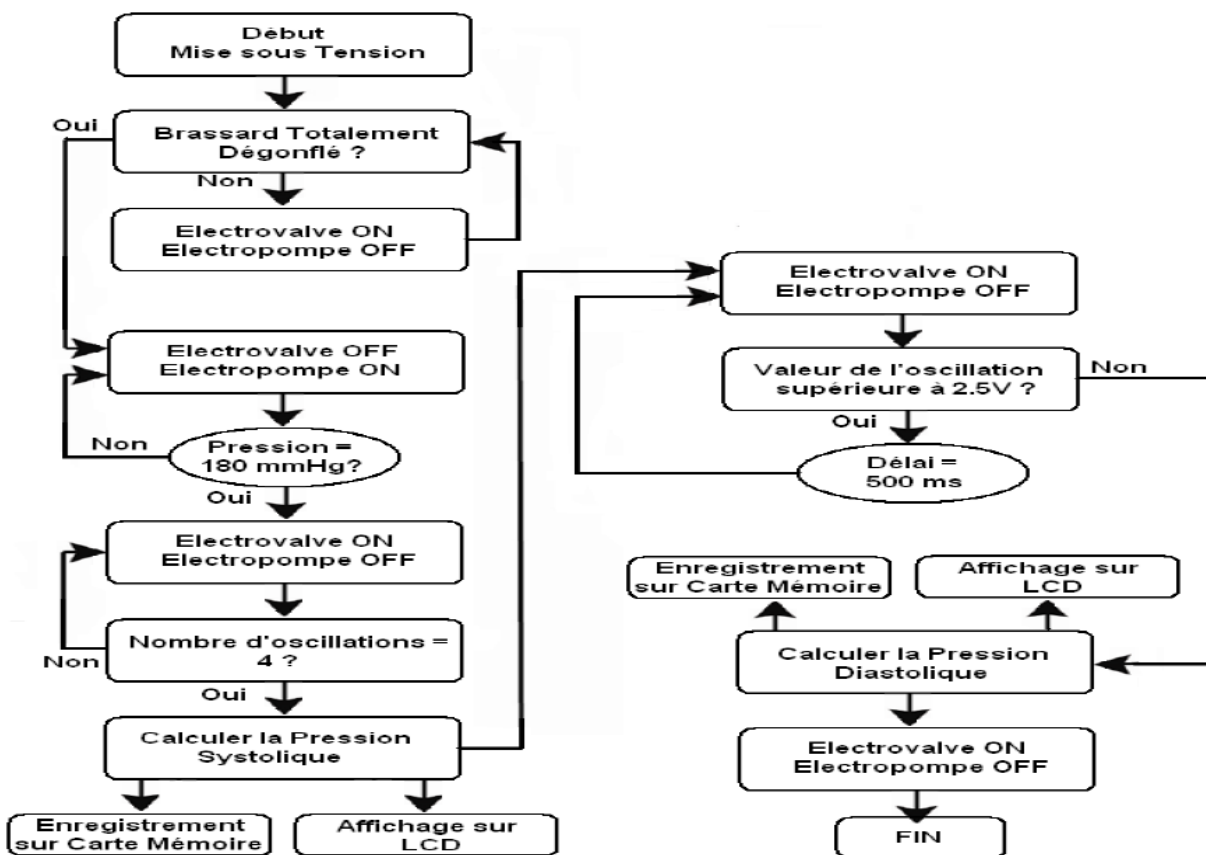


Figure III.16: l'Organigramme du Programme

Le programme vérifie que le brassard est complètement dégonflé. Si ce n'est pas le cas, la valve fonctionne et la pompe reste éteinte. Si le brassard est effectivement dégonflé, le système éteint la valve et allume la pompe. Le programme observe si la pression désirée est atteinte. Si elle ne l'est pas, la pompe continue à fonctionner. Si oui, la pompe s'éteint et la valve commence à fonctionner de manière intermittente. Durant le dégonflement du brassard, une fois la valeur de la pression systolique atteinte, on note des oscillations à l'épingle d'ADC0. Le programme compte 4 oscillations (on compte 4 pour plus de précision) et calcule la pression systolique. Une fois ce calcul effectué, le résultat est affiché sur l'écran LCD et enregistré sur la carte MMC. La valve continue à fonctionner, et le programme vérifie que la valeur de l'oscillation demeure supérieure à 2.5 V. Si c'est le cas, le programme entre dans un délai de 500 ms. Sinon, la pression diastolique est calculée et le résultat est affiché sur l'écran LCD et enregistré sur la carte MMC.

Une fois ceci accompli, la valve continue à fonctionner jusqu'à ce que le brassard soit complètement dégonflé.

III.6 Le Code CCS :

Le compilateur utilisé pour obtenir le fichier HEX est le CCS PCWHD version 4.093 qui peut supporter les gammes de microcontrôleurs 12bit, 14bit, 16bit et 24bit. Le programme écrit en „C' est le suivant :

```
/******Les Directives******/
/****** inclure toutes les directives nécessaires******/
#include<16f877a.h>
#fuses hs,nowdt, noprotect, nolvp
#use delay(clock=8000000)
#include<math.h>
#include<string.h>
#use rs232(baud=9600, xmit=PIN_C6, rcv=PIN_C7)
#define lcd_e1 pin_d7
#define lcd_rs1 pin_d6
#define lcd_port output_b //b=sortie
#define lcd_direction set_tris_b
#OPT 0
int mmc_init();
int mmc_response(unsigned char response);
```

```
int mmc_write_block(unsigned long block_number);
void init_lcd(); void putdata_lcd(int valued); void erase_lcd();
void putcmd_lcd(int valuec);
void goto_lcd(int x, int y);
void put_string_lcd(char v[16]);
/***** MMC Init *****/
Initialiser la carte mémoire en mode SPI et définir la taille de bloc .
La fonction renvoie 0 en cas de succès */
int mmc_init() { int i;
SETUP_SPI(SPI_MASTER | SPI_H_TO_L | SPI_CLK_DIV_64); *0x94 |= 0x40; *0x14 &= 0xEF;
OUTPUT_HIGH(PIN_C2);
for(i=0;i<10;i++) { SPI_WRITE(0xFF); } OUTPUT_LOW(PIN_C2);
SPI_WRITE(0x40); // CMD0 SPI_WRITE(0x00);
SPI_WRITE(0x00);
SPI_WRITE(0x00);
SPI_WRITE(0x00);
SPI_WRITE(0x95); puts('Passer au SPI\n\r');
if(mmc_response(0x01)==1) return 1;
// test de réponse de la MMC puts('la réponse de la MMC est reçu\n\r');
i = 0; while((i < 255) && (mmc_response(0x00)==1))
{ SPI_WRITE(0x41); // CMD1 SPI_WRITE(0x00); SPI_WRITE(0x00);
SPI_WRITE(0x00); SPI_WRITE(0x00); SPI_WRITE(0xFF);
i++; } if(i >= 254) return 1;
puts('passer de l'état inactif à l'état actif\n\r');
OUTPUT_HIGH(PIN_C2);
SPI_WRITE(0xFF); OUTPUT_LOW(PIN_C2);
SPI_WRITE(0x50); // CMD16 SPI_WRITE(0x00);
SPI_WRITE(0x00);
SPI_WRITE(0x02);
// taille de bloc 512octets SPI_WRITE(0x00);
SPI_WRITE(0xFF);
if((mmc_response(0x00))==1) return 1;
// test de réponse de la MMC OUTPUT_HIGH(PIN_C2);
```

```
puts('reponse de set block length a ete reçu\n\r');
SETUP_SPI(SPI_MASTER | SPI_H_TO_L | SPI_CLK_DIV_4);
// transmission SPI à 2Mhz *0x94 |= 0x40;
*0x14 &= 0xEF;
return 0;
}
/***** MMC Write Block *****/
/*****cette fonction permet d'écrire dans la carte mémoire*****/
int mmc_write_block(unsigned long block_number)
{
unsigned long i;
unsigned long varh,varl;
char p,f,n; set_adc_channel(0); // préparation du convertisseur A/d sur le broche A0 du PORTA
delay_us(20);
f=read_adc();
n=(f*5)/256; // valeur de tension analogique correspondant à la valeur numérique lue.
p=(n*9375)/206; // pression_mmHg = (Tension DC / Gain Tension) x 9375
varl=((block_number&0x003F)<<9);
varh=((block_number&0xFFC0)>>7);
puts('Ecrire-Bloc \n\r');
OUTPUT_LOW(PIN_C2);
SPI_WRITE(0x58); // CMD24 SPI_WRITE(0x00);
SPI_WRITE(varh); SPI_WRITE(varl);
SPI_WRITE(0x00); SPI_WRITE(0xFF);
if((mmc_response(0x00))==1) return 1;
// test de réponse de la MMC puts('response write block reçu\n\r');
SPI_WRITE(0xFE);
for(i=0;i<512;i++) { SPI_WRITE(p);
//envoyer les données } SPI_WRITE(0xFF);
SPI_WRITE(0xFF);
if((SPI_READ(0xFF)&0x0F)!=0x05) return 1; // test de réponse de la MMC puts('reponse write
block de données reçu\n\r');
OUTPUT_HIGH(PIN_C2); return 0;
```

```
}
/***** MMC get response *****/
/**** lire la carte mémoire jusqu'à ce que nous obtenons la réponse que nous voulons ou un
time-out *****/
int mmc_response(unsigned char response)
{
    unsigned long count = 0xFFFF; //répétition 16bit while(SPI_READ(0xFF) != response && --count >
0);
    if(count==0) return 1; // boucle a quitté en raison de timeout else return 0; // pas de timeout }
/*****/
/*****/init_lcd*****/
/*****/initialisation de l'afficheur *****/ void
init_lcd()
{
    putcmd_lcd(0x38);
    delay_ms(6);
    putcmd_lcd(0x38);
    delay_ms(6);
    putcmd_lcd(0x38);
    delay_ms(6);
    putcmd_lcd(0x01); //reset delay_ms(6);
    putcmd_lcd(0x06); //increment delay_ms(6);
    putcmd_lcd(0x0c);
    delay_ms(6);
}
void
putdata_lcd(int valued) //envoyer des données à l'écran LCD {lcd_port(valued);
output_high(lcd_rs1); //mode de données output_high(lcd_e1);
delay_ms(1);
output_low(lcd_e1);
delay_ms(6); output_low(lcd_rs1); //mode de commandes
}
void erase_lcd() // effacer l'écran {putcmd_lcd(0x01);
```

```
}  
void putcmd_lcd(int valuec) //envoyer des commandes à l'écran LCD {lcd_port(valuec);  
output_low(lcd_rs1);  
output_high(lcd_e1);  
delay_ms(1);  
output_low(lcd_e1);  
delay_ms(6);  
}  
void goto_lcd(int x, int y) //sélection (colonne,ligne)  
{ if (y==1) {putcmd_lcd(0x80 + x);  
} if (y==2) {putcmd_lcd(0xc0 + x);  
}} void put_string_lcd(char v[16]) // écrire 16 caractères à l'écran {long i; for(i=0;i<=strlen(v);i++)  
putdata_lcd(v[i]);}  
void print() // afficher les messages Working ! et Please Wait ! {char v[20]; init_lcd();  
goto_lcd(4,1);  
sprintf(v,'Working!');  
put_string_lcd(v);  
goto_lcd(2,2);  
sprintf(v,'Please Wait!');  
put_string_lcd(v);}  
void delay() // delai de 500ms {delay_ms(500);}  
/*****La Fonction principale MAIN*****/  
void main()  
{long sy;  
float s,f,p,n,m;  
char v[16];  
sy=0;  
mmc_init();  
lcd_direction(0x00);  
set_tris_d(0x00);  
setup_adc_ports( all_analog );  
setup_adc(ADC_CLOCK_DIV_32);  
// dégonflement du brassard start: set_adc_channel(0); delay_us(20); s=read_adc();
```

```
// 25 numérique correspond à une valeur de pression approximativement égale à 22.22mmHg
if (s>25)
{
output_low(pin_d3);
// la valve ouverte output_low(pin_d2);
// électropompe OFF goto start;} output_high(pin_d3);
// la valve fermée delay_ms(100);
print();
delay_ms(3000); // l'état de gonflement du brassard init_lcd();
goto_lcd(4,1);
sprintf(v,'pression');
put_string_lcd(v);
inflate: set_adc_channel(0);
delay_us(20);
f=read_adc();
n=(f*5)/256;
p=(n*9375)/206;
// calcul de pression goto_lcd(3,2);
sprintf(v,'%fmmHg',p);
put_string_lcd(v);
// 200 correspond à une valeur de pression approximativement égale à 180mmHG
if (f<200)
{
output_high(pin_d2);
goto inflate;
} output_low(pin_d2);
// l'état de dégonflement du brassard deflate: set_adc_channel(1);
delay_us(20); s=read_adc();
output_low(pin_d3);
delay_ms(100);
output_high(pin_d3);
delay_ms(100);
if (s>205)
```

```
{ sy++;}
if (sy<4)
{ goto deflate;}
set_adc_channel(0);
delay_us(20);
f=read_adc(); n=(f*5)/256;
p=(n*9375)/206; // calcul de pression systolique mmc_write_block(1);
init_lcd();
goto_lcd(4,1);
sprintf(v,'Pres Sys');
put_string_lcd(v);
goto_lcd(3,2);
sprintf(v,'%fcmHg',p);
put_string_lcd(v);
delay_ms(5000);
// 5 secondes de délai
//diastole diastole: output_low(pin_d3);
delay_ms(100);
output_high(pin_d3);
delay_ms(100);
set_adc_channel(1);
delay_us(20);
s=read_adc();
if (s>128) {delay();
goto diastole;
}
set_adc_channel(0);
delay_us(20);
f=read_adc();
n=(f*5)/256; m=(n*9375)/206; // calcul de pression diastolique mmc_write_block(10);
init_lcd();
goto_lcd(3,1);
sprintf(v,'Pres Diast');
```



```
put_string_lcd(v);
set_adc_channel(0);
goto_lcd(3,2);
sprintf(v,'%fcmHg',m);
put_string_lcd(v);
end: set_adc_channel(0);
delay_us(20);
s=read_adc();
if (s>25) {output_low(pin_d3);
goto end;
}
output_high(pin_d3);
}
```

III.7 Conclusion :

Dans ce chapitre, on a présenté les différents composants constituant notre appareil de mesure de la PA ainsi que leurs principales caractéristiques (électrovannes, brassard, le capteur de pression et le conditionnement, circuits numériques)

Chapitre IV

*Conception d'un tensiomètre
électronique : logicielle porteus*

IV.1. Introduction :

Dans ce chapitre en va réaliser le tensiomètre numérique par l'implémentation logicielle Portus. , les logiciels incluent dans Proteus permettent la CAO dans le domaine électronique. Deux logiciels principaux composent cette suite logicielle: ISIS, ARES.

IV.2 Présentation générale du Proteus :

Cette suite logicielle est très connue dans le domaine de l'électronique. De nombreuses entreprises et organismes de formation (incluant lycée et université) utilisent cette suite logicielle. Outre la popularité de l'outil, Proteus possède d'autres avantages :

- Pack contenant des logiciels facile et rapide à comprendre et utiliser.
- Le support technique est performant.
- L'outil de création de prototype virtuel permet de réduire les coûts matériel et logiciel lors de la conception d'un projet.

IV.2 .1 ISIS :

Le logiciel ISIS (Intelligent Shématic Input System) [5] de Proteus est principalement connu pour éditer des schémas électriques. Par ailleurs, le logiciel permet également de simuler ces schémas ce qui permet de déceler certaines erreurs dès l'étape de conception. Indirectement, les circuits électriques conçus grâce à ce logiciel peuvent être utilisés dans des documentations car le logiciel permet de contrôler la majorité de l'aspect graphique des circuits.

IV.2 .2 ARES :

Le logiciel ARES (Automatic Router Equipment System) est un outil d'édition et de routage qui complétement parfaitement ISIS. Un schéma électrique réalisé sur ISIS peut alors être importé facilement sur ARES pour réaliser le PCB de la carte électronique. Bien que l'édition d'un circuit imprimé soit plus efficace lorsqu'elle est réalisée manuellement, ce logiciel permet de placer automatiquement les composants et de réaliser le routage automatique

IV.3. Circuit d'alimentation :

Tout montage électronique nécessite une alimentation pour fonctionner. Notre montage nécessite une alimentation 5V pour alimenter le PIC et ces périphériques, mais aussi des tensions de :

- 10V pour alimenter le capteur de pression
- $\pm 5V$ pour alimenter les circuits intégrés (AD620, OPA2277)
- 6V pour alimenter l'électrovalve et l'électropompe
- 3,3V pour alimenter la carte mémoire.

Puisque notre circuit a besoin d'une grande alimentation, Nous avons donc conçu une Alimentation qui fournit les tensions nécessaires et jusqu'à 1 Ampère de courant. Ce qui plus

que suffisant pour notre application. Le circuit d'alimentation reste un classique dans le genre, des régulateurs de tension linéaires nous fournissent les tensions nécessaires montrées sur la figure IV.1

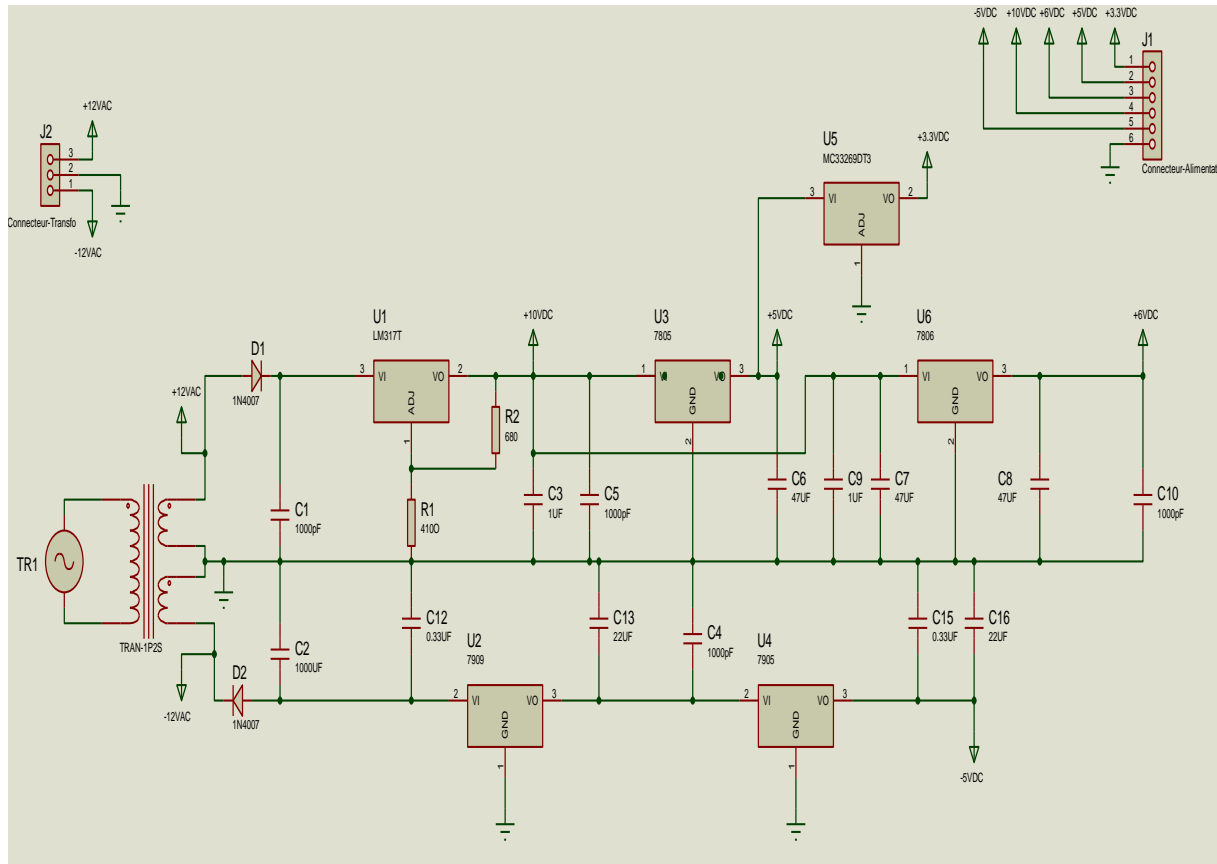


Figure IV.1: Schéma structurel de circuit d'alimentation

Pour générer la tension de 3,3V nécessaire à la carte mémoire, nous avons optés pour un régulateur fixe le AIC1084 qui fournit 3,3V et jusqu'à 5A de courant

IV.4 Le circuit analogue :

Le circuit analogue amplifie les composants DC et AC du signal issu du capteur de pression pour que ce signal soit utilisable par le MCU et qu'on puisse l'échantillonner. Le capteur de pression produit un voltage proportionnel à la pression différentielle de l'entrée. Le voltage de sortie du capteur de pression est de 0V à 40mV. Dans notre application, on veut gonfler le brassard jusqu'à 180 mm Hg (approximativement 23kPa), ce qui correspond à un voltage de sortie de 18 mV. Pour cela, on choisit d'amplifier le voltage DC de 0 à 4V. On a alors besoin d'un gain approximativement égal à 200 fois. Le signal issu de l'amplificateur DC va par la suite passer dans un filtre passe bande.

L'amplificateur DC amplifie les deux composants DC et AC et le filtre est construit pour avoir un large gain autour 1-4Hz et atténuer tout signal de fréquence différente. Le

component AC du signal issu de filtre passe bande est le facteur le plus important permettant de déterminer le moment propice pour capter les pressions systolique et diastolique.

Le stade final est le couplage AC. On utilise deux résistances identiques pour produire un penchant (biais) approximativement égal à 2.5V. Le condensateur 47uF est utilisé pour le couplage AC du signal pour fournir un penchant DC indépendant. (Figure IV.2)

Cette figure montre le circuit analogue composé de l'AD620 et l'OPA2277. Sa fonction consiste en capter le signal, l'amplifier et limiter la bande fréquentielle selon nos besoins pour la rendre prête pour les entrées des ADC

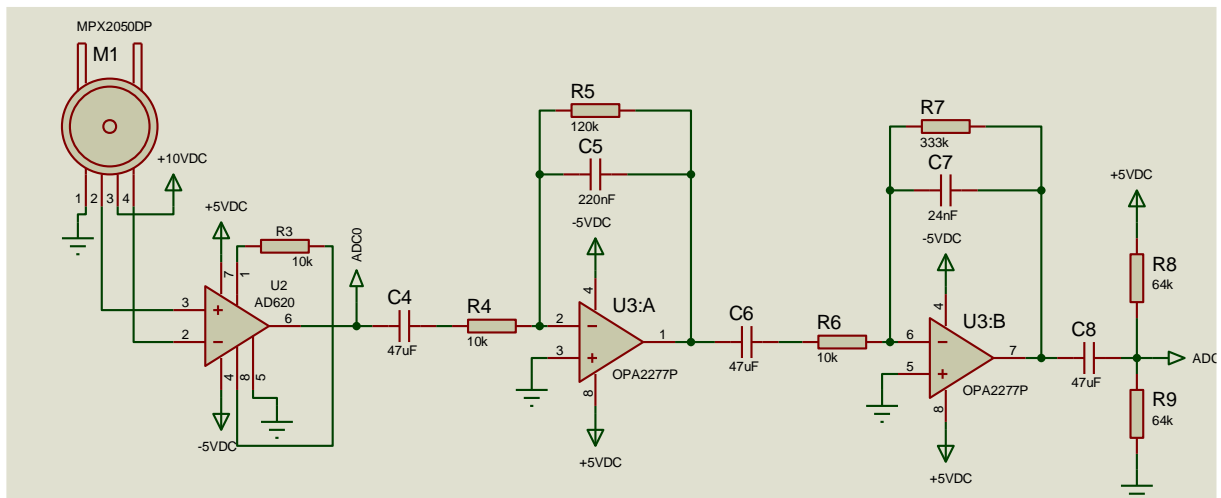


Figure IV.2 : Le circuit analogique

IV.5. Implantation de la carte mémoire avec le MCU :

La carte mémoire est reliée au port C sur les broches RC2/RC3/RC4/RC5 qui sont configurées en mode SPI donc ils fonctionnent successivement : CS/SCK/MISO/MOSI .

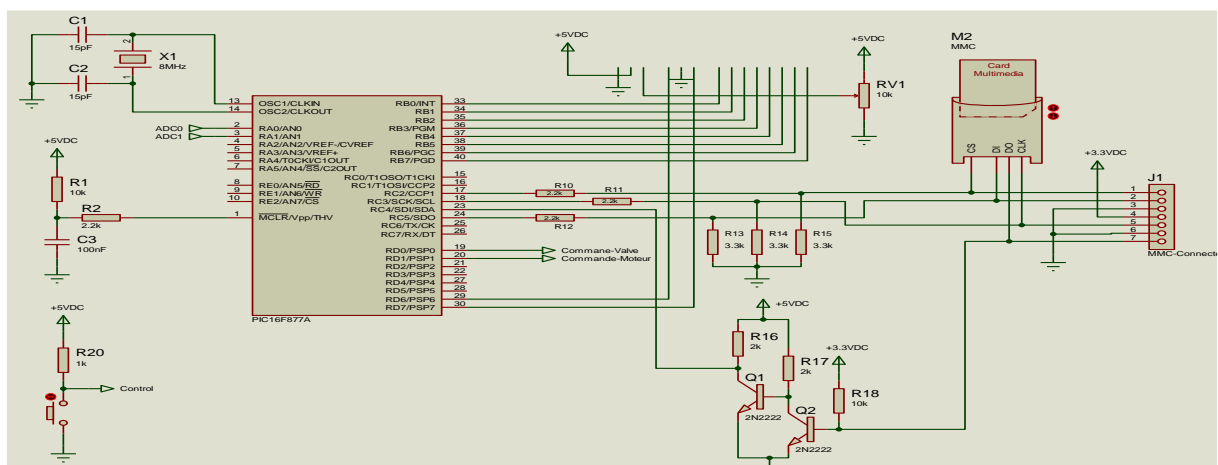


Figure IV.3: Schéma d'implantation de la carte MMC avec le MCU

IV.6 Connexion de l'Afficheur LCD avec le MCU :

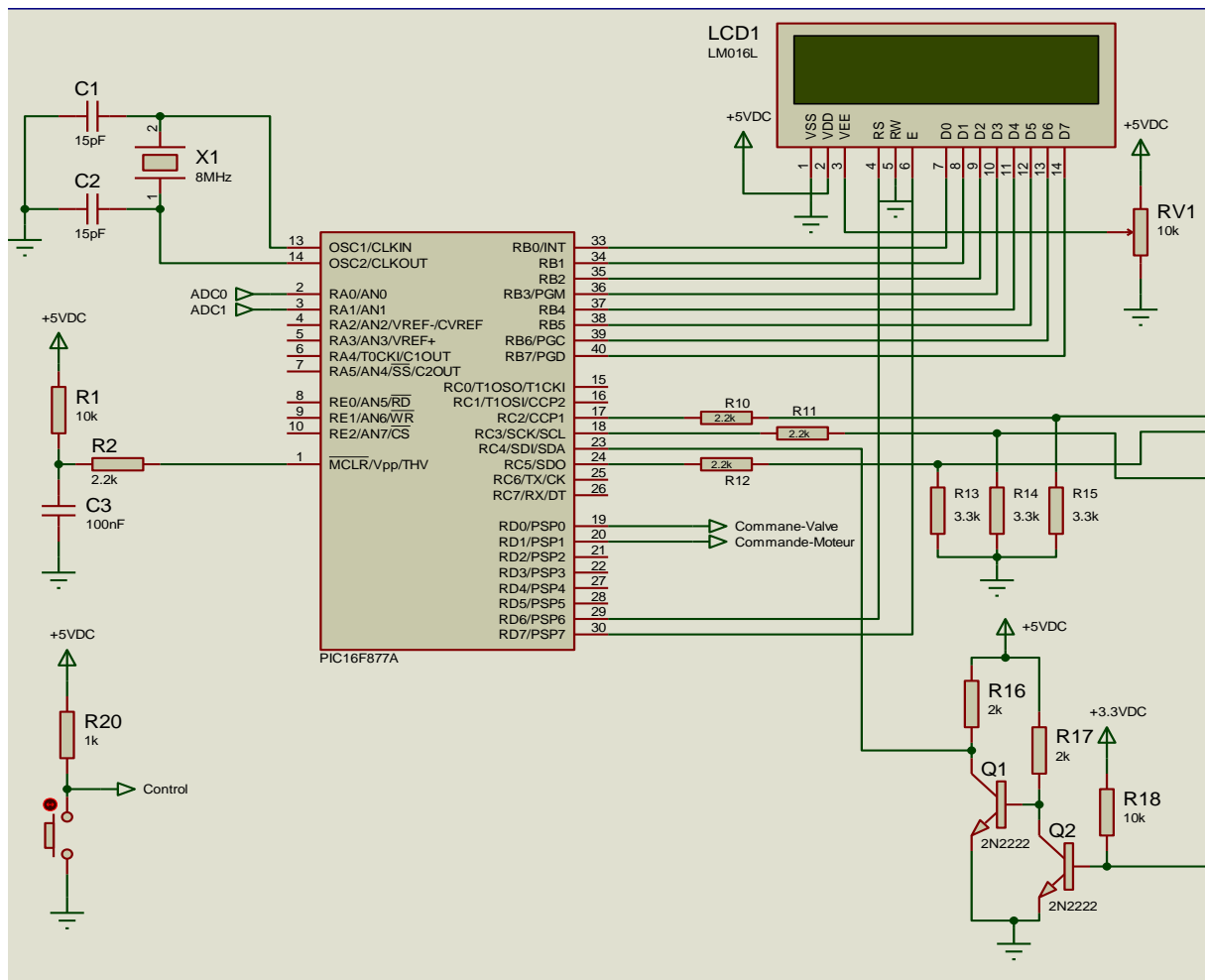


Figure IV.4: Schéma d'implantation de l'afficheur LCD

IV.7 le circuit complet :

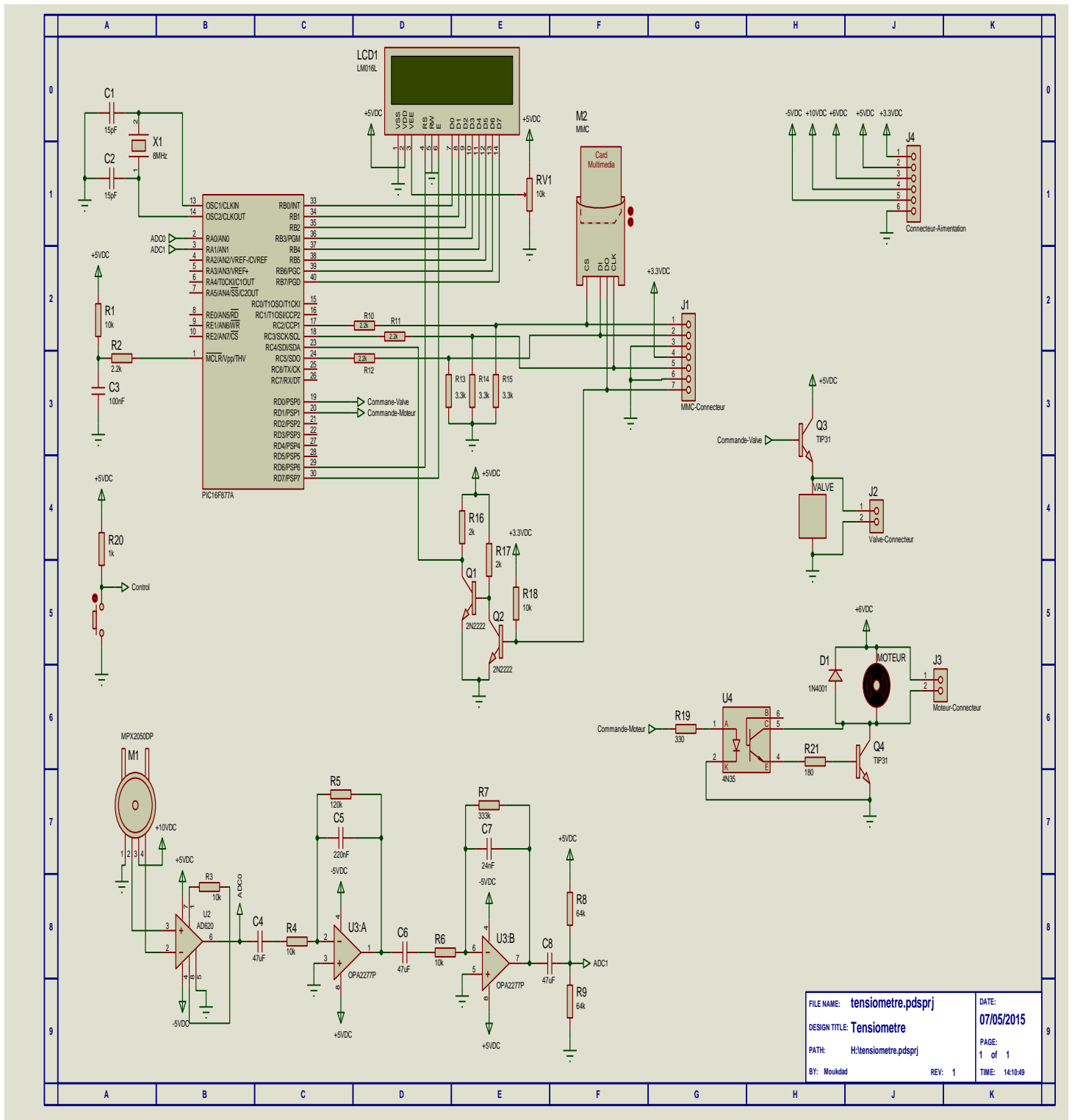


Figure IV.5 Schéma structurel de circuit de tensiomètre numérique

IV.8 le circuit imprimé de tensiomètre numérique:

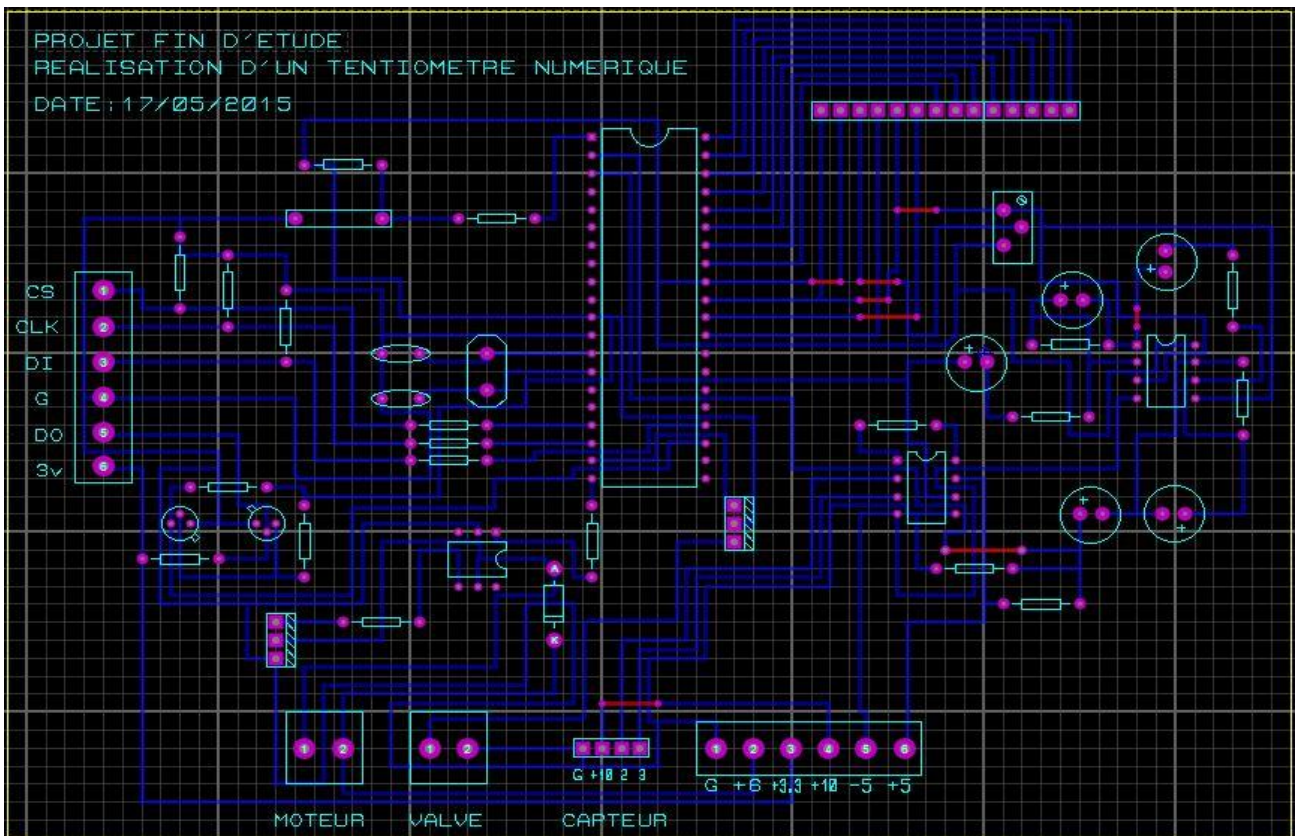


Figure IV.6: Schéma le circuit imprimé de tensiomètre numérique

IV.9 la forme 3D de tensiomètre numérique:

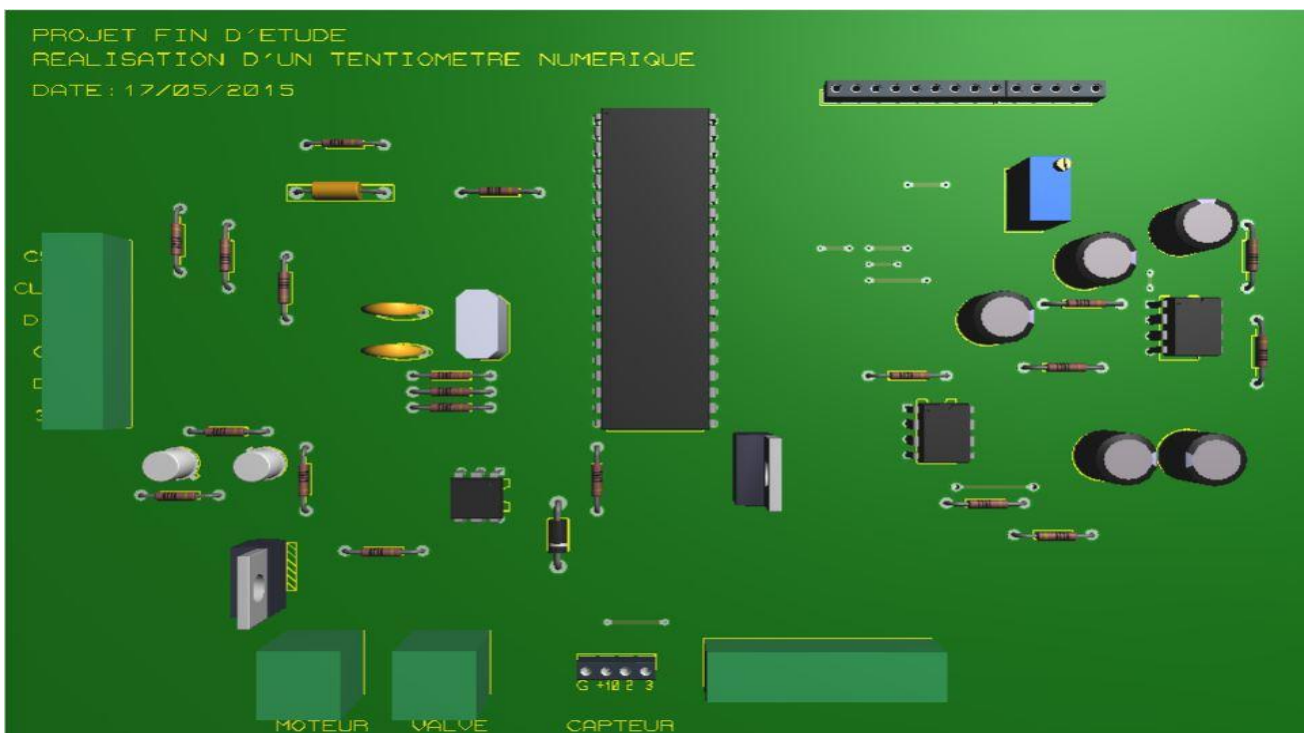


Figure IV.7: Schéma de la forme 3D de circuit tensiomètre numérique

IV.10 la fiche PDF de tensiomètre numérique :

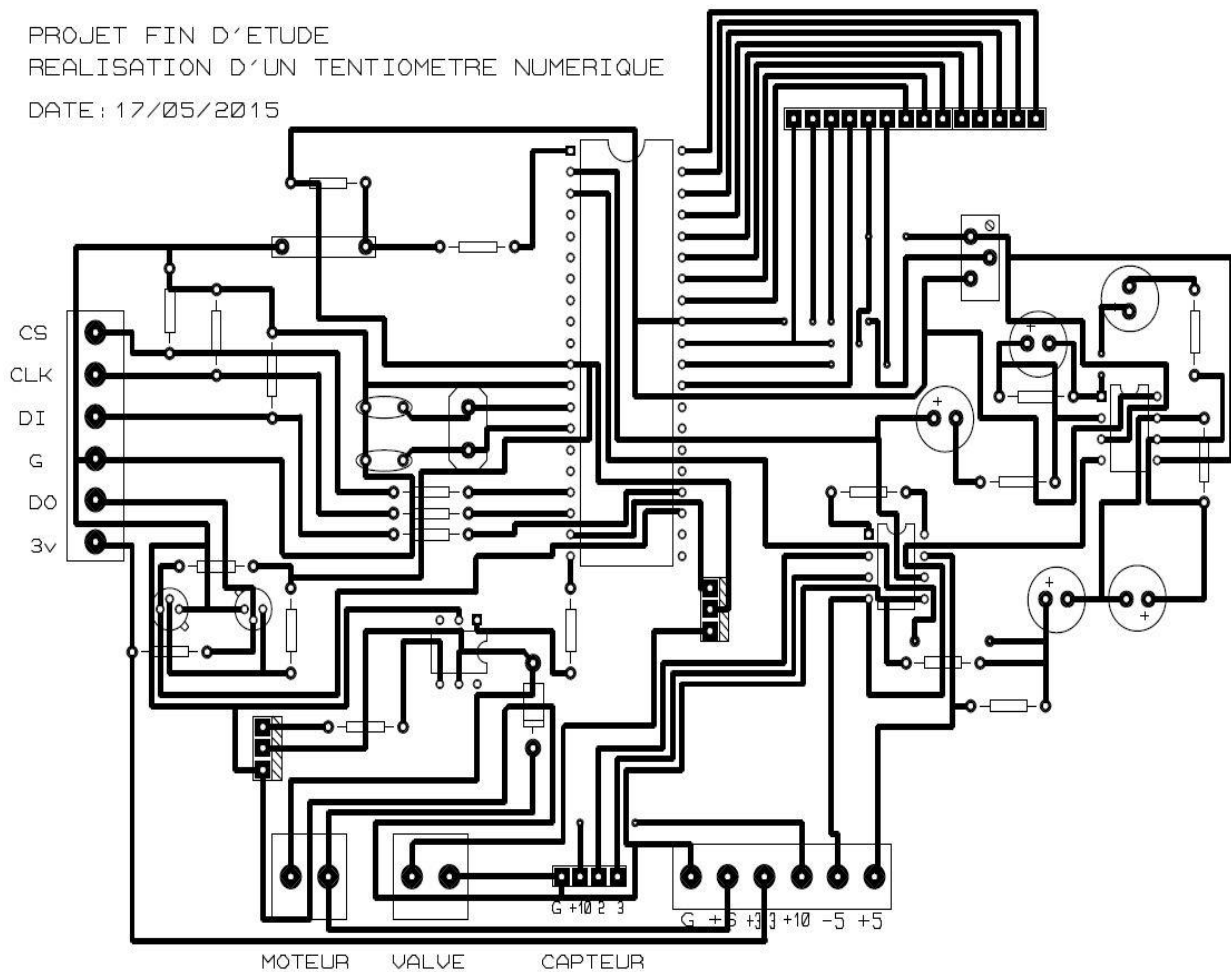


Figure IV.11 : Schéma sur PDF de circuit tensiomètre numérique

IV.11 conclusion :

Dans ce chapitre, on a présenté la conception et la réalisation de l'ensemble de circuits électroniques constituant notre appareil par logiciel Proteus, tels que le circuit analogique pour le conditionnement de signal issu du capteur, le circuit de commande qui comprend la valve et l'électropompe, schéma d'implantation de l'afficheur LCD avec la carte MMC, et le circuit d'alimentation qui fournit les tensions continues nécessaires aux différents circuits.

Conclusion Générale

L'objectif de notre étude est le développement et la réalisation d'un tensiomètre électronique. Nous avons exposé l'anatomie du cœur et ses pressions pour avoir une idée générale sur les pressions sanguines dans le but d'expliquer le fonctionnement de la machine. Il a été nécessaire de faire une recherche bibliographique approfondie avant de passer à l'étape de conception et réalisation des circuits électroniques et la programmation du PIC16F877A qui est le composant essentiel l'appareil de mesure de la PA. On a décrit d'une manière détaillée le fonctionnement de chaque étage sous environnement Proteus

Cette réalisation nous a permis d'élargir nos connaissances dans ce domaine d'application et de l'intérêt porté par les utilisateurs. En effet, la facilité d'acquisition des données et de leurs traitements ainsi que leur taille ont été un avantage requis d'utilisation

Bibliographie

RAPPORTS ET MEMOIRES :

[1] ETUDE ET REALISATION D'UN TENSIOMETRE ELECTRONIQUE

-université hadj lakhdar batna -Présenté par : RIMA Ilyas Promotion 2012/2013

[2] PROJET DE FIN D'ETUDES TENSIOMETRE ELECTRONIQUE

-Université islamique du Liban -Réalisé par : Ahmad Chaddad 2006/2007

[3] CONCEPTION ET REALISATION D'UN SYSTEME DE MONITORAGE DE LA
PRESSION ARTERIELLE Promotion 2009/2010

Universite Abou Bekr Belkaid -Tlemcen-Président :Mr DEBBAL Sidi.M

[4] Controle Distant Des Dispositifs Medicaux Sous Le Protocole Tcp/Ip: Application A La
Telesurveillance De La Pression Arterielle

Universite Abou Bekr Belkaid -Tlemcen- Présenté Par: Mr. Serier Abdessamad

Mr. Benyehia Abdelkarim

SITES INTERNET :

<http://www.spengler.fr/catalogue2015/livretexport-20150121-BD.pdf>

- Modèle :
- http://www.tensiometre.com/mod_poignet.php
- Composant : <http://www.omronhealthcare.com/data/catalog/3/5166/1/IM-HEM-6221-E-01-08-2012%20FR.pdf>
- Déroulement : <http://cap-vital-sante.com/2008//ebusiness/pdf/6105259089.pdf>
- http://www.produktinfo.conrad.com/datenblaetter/75000-99999/082110-an-01-fr-T_tensiometre_poignet.pdf
- http://www.auto-questions.com/htagwad/docs/HtaGwad_PEA_Le-PEA.pdf
- Mode d'emploi : http://www.medisana.fr/out/pictures/media/manual/51066-51067_hgnwest2014-11.pdf
- Exemplaire : http://www.tensiometre.com/fp_panasonic_EW3006.php#page=page-1
- Site pour développement :
- <http://www.pharmacie-arenes.fr/produits/detail/pharmea-tensiometre-617373>
- http://www.produktinfo.conrad.com/datenblaetter/1100000-1199999/001172699-an-01-ml-MEDISANA_BW300_BT_BLUTDRUCKMESSGER_fr_it.pdf

Annexe

Annexe 01: Le capteur de pression MPX2050DP

Rating	Symbol	Value	Unit
Maximum Pressure (P1 > P2)	P_{max}	200	kPa
Storage Temperature	T_{stg}	-40 to +125	°C
Operating Temperature	T_A	-40 to +125	°C

Characteristic		Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Pressure Range ⁽¹⁾		P_{OP}	0	—	50	kPa
Supply Voltage ⁽²⁾		V_S	—	10	16	Vdc
Supply Current		I_o	—	6.0	—	mAdc
Full Scale Span ⁽³⁾	MPX2050	V_{FSS}	38.5	40	41.5	mV
Offset ⁽⁴⁾	MPX2050	V_{off}	-1.0	—	1.0	mV
Sensitivity		$\Delta V/\Delta P$	—	0.8	—	mV/kPa
Linearity ⁽⁵⁾	MPX2050	—	-0.25	—	0.25	% V_{FSS}
Pressure Hysteresis ⁽⁵⁾ (0 to 50 kPa)		—	—	±0.1	—	% V_{FSS}
Temperature Hysteresis ⁽⁵⁾ (-40°C to +125°C)		—	—	±0.5	—	% V_{FSS}
Temperature Effect on Full Scale Span ⁽⁵⁾		TCV_{FSS}	-1.0	—	1.0	% V_{FSS}
Temperature Effect on Offset ⁽⁵⁾		TCV_{off}	-1.0	—	1.0	mV
Input Impedance		Z_{in}	1000	—	2500	Ω
Output Impedance		Z_{out}	1400	—	3000	Ω
Response Time ⁽⁶⁾ (10% to 90%)		t_R	—	1.0	—	ms
Warm-Up		—	—	20	—	ms
Offset Stability ⁽⁷⁾		—	—	±0.5	—	% V_{FSS}

Part Number	Case Type	Pressure (P1) Side Identifier
MPX2050D	344	Stainless Steel Cap
MPX2050DP	344C	Side with Part Marking
MPX2050GP	344B	Side with Port Attached
MPX2050GSX	344F	Side with Port Attached

Device Type	Options	Case Type	MPX Series	
			Order Number	Device Marking
Basic Element	Differential	344	MPX2050D	MPX2050D
Ported Elements	Differential, Dual Port	344C	MPX2050DP	MPX2050DP
	Gauge	344B	MPX2050GP	MPX2050GP
	Gauge Axial PC Mount	344F	MPX2050GSX	MPX2050D

Annexe 02 Amplificateur d'instrumentation AD620AR

Model	Conditions	AD620A			AD620B			AD620S ¹			Units
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
DYNAMIC RESPONSE											
Small Signal -3 dB Bandwidth	10 V Step										
G = 1			1000			1000			1000		kHz
G = 10			800			800			800		kHz
G = 100			120			120			120		kHz
G = 1000			12			12			12		kHz
Slew Rate		0.75	1.2		0.75	1.2		0.75	1.2		V/μs
Settling Time to 0.01%											
G = 1-100			15			15			15		μs
G = 1000			150			150			150		μs
NOISE											
Voltage Noise, 1 kHz	$Total\ RTI\ Noise = \sqrt{(e_{ni}^2) + (e_{no}/G)^2}$										
Input, Voltage Noise, e_{ni}			9	13		9	13		9	13	nV/√Hz
Output, Voltage Noise, e_{no}		72	100		72	100		72	100	nV/√Hz	
RTI, 0.1 Hz to 10 Hz	$f = 1\ kHz$										
G = 1			3.0			3.0	6.0		3.0	6.0	μV p-p
G = 10			0.55			0.55	0.8		0.55	0.8	μV p-p
G = 100-1000			0.28			0.28	0.4		0.28	0.4	μV p-p
Current Noise			100			100			100	fA/√Hz	
0.1 Hz to 10 Hz			10			10			10		pA p-p
REFERENCE INPUT											
R_{IN}	$V_{IN+}, V_{IN-} = 0$		20			20			20		kΩ
I_{IN}			+50	+60		+50	+60		+50	+60	μA
Voltage Range			-V _S + 1.6	+V _S - 1.6		-V _S + 1.6	+V _S - 1.6		-V _S + 1.6	+V _S - 1.6	
Gain to Output			1 ± 0.0001			1 ± 0.0001			1 ± 0.0001		
POWER SUPPLY											
Operating Range ⁴	$V_S = \pm 2.3\ V\ to\ \pm 18\ V$		±2.3	±18		±2.3	±18		±2.3	±18	V
Quiescent Current			0.9	1.3		0.9	1.3		0.9	1.3	mA
Over Temperature			1.1	1.6		1.1	1.6		1.1	1.6	mA
TEMPERATURE RANGE											
For Specified Performance			-40 to +85			-40 to +85			-55 to +125		°C

Annexe 03 : Le PIC16F877A

Pin Name	Pin Type	Buffer Type	Description
AN0	I	Analog	Analog Input Channels
AN1	I	Analog	
AN2	I	Analog	
AN3	I	Analog	
AN4	I	Analog	
AN5	I	Analog	
AN6	I	Analog	
AN7	I	Analog	
AN8	I	Analog	
AN9	I	Analog	
AN10	I	Analog	
AN11	I	Analog	
AN12	I	Analog	
AN13	I	Analog	
AN14	I	Analog	
AN15	I	Analog	
AVDD	P	P	Analog Power
AVSS	P	P	Analog Ground
C1	I	Analog	LCD Voltage Generation
C2	I	Analog	LCD Voltage Generation
CCP1	I/O	ST	Capture1 input/Compare1 output/PWM1 output
CCP2	I/O	ST	Capture2 input/Compare2 output/PWM2 output.
CDAC	O	Analog	A/D ramp current source output. Normally connected to external capacitor to generate a linear voltage ramp.
CK	I/O	ST	USART Synchronous Clock, always associated with TX pin function (See related TX, RX, DT)
CLKIN	I	ST/CMOS	External clock source input. Always associated with pin function OSC1. (See related OSC1/CLKIN, OSC2/CLKOUT pins)
CLKOUT	O	—	Oscillator crystal output. Connects to crystal or resonator in crystal oscillator mode. In RC mode, OSC2 pin outputs CLKOUT which has 1/4 the frequency of OSC1, and denotes the instruction cycle rate. Always associated with OSC2 pin function. (See related OSC2, OSC1)
COMPA	O	—	Comparator A output
COMPB	O	—	Comparator B output

Pin Name	Pin Type	Buffer Type	Description
COM0	L	—	LCD Common Driver0
COM1	L	—	LCD Common Driver1
COM2	L	—	LCD Common Driver2
COM3	L	—	LCD Common Driver3
CS	I	TTL	chip select control for parallel slave port (See related RD and WR)
DT	I/O	ST	USART Synchronous Data. Always associated RX pin function. (See related RX, TX, CK)
GP0	I/O	TTL/ST	GP is a bi-directional I/O port. Some pins of port GP can be software programmed for internal weak pull-ups on the inputs. TTL input buffer as general purpose I/O, Schmitt Trigger input buffer when used as the serial programming mode. TTL input buffer as general purpose I/O, Schmitt Trigger input buffer when used as the serial programming mode.
GP1	I/O	TTL/ST	
GP2	I/O	ST	
GP3	I	TTL	
GP4	I/O	TTL	
GP5	I/O	TTL	
INT	I	ST	External Interrupt
MCLR/Vpp	I/P	ST	Master clear (reset) input or programming voltage input. This pin is an active low reset to the device.
NC	—	—	These pins should be left unconnected.
OSC1	I	ST/CMOS	Oscillator crystal input or external clock source input. ST buffer when configured in RC mode. CMOS otherwise. Oscillator crystal output. Connects to crystal or resonator in crystal oscillator mode. In RC mode, OSC2 pin outputs CLKOUT which has 1/4 the frequency of OSC1, and denotes the instruction cycle rate.
OSC2	O	—	
PBTN	I	ST	Input with weak pull-up resistor, can be used to generate an interrupt.
PSP0	I/O	TTL	Parallel Slave Port for interfacing to a microprocessor port. These pins have TTL input buffers when PSP module is enabled.
PSP1	I/O	TTL	
PSP2	I/O	TTL	
PSP3	I/O	TTL	
PSP4	I/O	TTL	
PSP5	I/O	TTL	
PSP6	I/O	TTL	
PSP7	I/O	TTL	
RA0	I/O	TTL	PORTA is a bi-directional I/O port. RA4 is an open drain when configured as output.
RA1	I/O	TTL	
RA2	I/O	TTL	
RA3	I/O	TTL	
RA4	I/O	ST	
RA5	I/O	TTL	