

N° d'ordre : ...2015/.....



جامعة محمد بوضياف - المسيلة
Université Mohamed Boudiaf - M'sila
كلية التكنولوجيا
Faculté de Technologie
قسم الإلكترونيك
Département d'Electronique



MEMOIRE DE MASTER

Présenté par : HOUICHI Mohamed

DOMAINE : SCIENCES ET TECHNOLOGIES

FILIERE : ELECTRONIQUE

OPTION : Instrumentation et Maintenance Industrielle

Thème

REALISATION D'UN TENSIONNOMETRE ELECTRONIQUE

Soutenue le : ...09 /06/2015... devant le jury composé de :

BAKHTI Haddi
CHABANE Rayene
BENTOUMI Miloud
OUDIRA HOUCINE

M.A.A - Université Mohamed Boudiaf - M'sila
M.A.A - Université Mohamed Boudiaf - M'sila
M.A.A - Université Mohamed Boudiaf - M'sila
M.C.B - Université Mohamed Boudiaf - M'sila

Président
Encadreur
Examineur
Examineur

Promotion : Juin 2015

Remerciements

*Louange à **ALLAH**, pour la volonté, la santé et la patience qu'il m'a donné durant toutes ces longues années.*

*Je tiens à exprimer mes vifs remerciements à ma promotrice **M^{me} CHABANE Rayene** pour sa contribution à l'élaboration de ce mémoire.*

Je souhaite adresser un remerciement spécial aux membres du jury qui m'ont fait l'honneur de juger mon travail et d'accepter de participer à ma soutenance.

Un grand merci à l'ensemble des enseignants qui m'ont suivi durant mon cycle d'études.

Je tiens à exprimer ma gratitude à toutes les personnes m'ayant aidé à élaborer ce présent travail.



HOUICHI Mohamed

إهداء

أقدم شكري لله رب العالمين بتوفيقه لنا في إتمام الدراسة لنيل شهادة الماجستير
أهدي عملي هذا إلى من ربّنتي وأنارت دربي وأعانتني بالصلوات والدعوات، إلى
أغلى إنسان في هذا الوجود أُمّي الحبيبة رحمها الله واسكنها فسيح جناته

و إلى من عمل بكد في سبيلي و علمني معنى الكفاح وأوصلني إلى ما أنا عليه
أبى الكريم أدامه الله لي

وكما أهدي عملي هذا إلى إخوتي: علي و ميلود
وإلى الأخوات: فتيحة ، مسعودة ، أمينة، وإلى زملائي في قسم تجهيز و صيانة
صناعية

كما لا أنسى:

بلّة ساعد ، نوي احمد ، جقبالة هشام ، جقبالة سعيد ، محمد عبد الرؤوف ،
خزار عبد مومن حسناوي علواني ، بوقاف عميرة ، عطلاوي سفيان
وكل الأصدقاء والأحباب الذين لم يكتبهم قلبي ويذكرهم قلبي وكل من ساهم من
قريب أو من بعيد ولو بكلمة وفقكم الله.

أخوكم حويشي محمد

Sommaire

Sommaire

INTRODUCTION GÉNÉRALE.....	1
----------------------------	---

CHAPITRE I: LE CŒUR HUMAIN, PRESSIONS ET ANOMALIES

I.1 Introduction.....	4
I.2 Anatomie du cœur.....	4
I.3 La révolution cardiaque.....	7
I.3.1 La systole et diastole ventriculaire	8
I.4 Pressions artérielles (PA).....	10
I.4.1 pression artérielle systolique (PAS).....	11
I.4.2 pression artérielle diastolique (PAD).....	11
I.4.3 pression artérielle différentielle (ou pulsée PP).....	11
I.4.4 pression artérielle moyenne (PAM).....	11
I.5 Régulation de la pression artérielle.....	12
I.5. 1 Régulation nerveuse	12
I.5. 2 Régulation hormonale	13
I.6 Hypertension artérielle (HTA).....	13
I.6. 1 Définition	13
I.6. 2 Causes de HTA	14
I.6. 3 Les complications	15
I.7 Hypotension Artérielle	16
I.7. 1 Symptômes	16
I.7.2 Etiologies	16
I.8 Conclusion	17

CHAPITRE II: MESURE DE LA PRESSION ARTERIELLE

II.1	Introduction.....	19
II.2	les méthodes de mesure de la PA	19
	<i>II.2.1 les méthodes indirectes</i>	<i>19</i>
	<i>II.2.2 Les Méthodes Directes</i>	<i>25</i>
	<i>II.2.3 Précision des techniques indirectes.....</i>	<i>26</i>
II.3	Endroits de la mesure.....	26
II.4	Moniteurs à N paramètres	26
	<i>II.4.1 Moniteurs mesurant uniquement la PA</i>	<i>26</i>
	<i>II.4.2 Moniteurs mesurant la PA et d'autres paramètres</i>	<i>27</i>
II.5	Conclusion	27

CHAPITRE III: CHOIX DES COMPOSANTS ET PROCEDURE DE TEST

III.1	Introduction.....	29
III.2	Bloc diagramme.....	29
	<i>III.2.1 Le Bouton ON/OFF</i>	<i>30</i>
	<i>III.2.2 Le Microcontrôleur</i>	<i>30</i>
	<i>III.2.3 Afficheur LCD.....</i>	<i>31</i>
	<i>III.2.4 Système pneumatique.....</i>	<i>33</i>
	<i>III.2.5 La Carte Mémoire (MMC).....</i>	<i>36</i>
	<i>III.2.6 Capteur de pression.....</i>	<i>39</i>
	<i>III.2.7 Amplificateur DC.....</i>	<i>41</i>
	<i>III.2.8 Les filtres.....</i>	<i>43</i>
III.3	Conclusion	44

CHAPITRE IV: CIRCUITS ELECTRONIQUES ET PROGRAMMATION

IV.1	Introduction.....	/
IV.2	La réalisation matérielle... ..	46
	<i>IV.2.1 Le circuit analogique</i>	46
	<i>IV.2.2 Connections de l'électropompe et de la valve avec le MCU.....</i>	49
	<i>IV.2.3 Connections de la carte MMC avec le MCU.....</i>	50
	<i>IV.2.4 Connexion de l’Afficheur LCD avec le MCU.....</i>	51
	<i>IV.2.5 Circuit d'alimentation.....</i>	52
IV.3	Conception Logicielle.....	53
	<i>IV.3.1 L’organigramme du logiciel.....</i>	54
	<i>IV.3.2 Mesure de la pression systolique.....</i>	55
	<i>IV.3.3 Mesure de la pression diastolique.....</i>	56
IV.4	Montage sur plaque d’essai.....	58
IV.5	Conclusion	58
	CONCLUSION GÉNÉRALE.....	59
	REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	

Liste des figures

Figure I.1: emplacement du cœur.....	5
Figure I.2: Anatomie du cœur.....	6
Figure I.3a: circulation de sang dans le cœur.....	6
Figure I.3b: circulation systématique et pulmonaire.....	7
Figure I.4: la Systole auriculaire.....	7
Figure I.5: la Systole ventriculaire.....	8
Figure I.6: les phases de la systole ventriculaire.....	9
Figure I.7: les phases de la diastole ventriculaire.....	10
Figure I.8: pression artérielle en fonction de temps.....	10
Figure I.9: contrôle nerveux de la pression artérielle.....	12
Figure II.1: Sphygmomanomètre et stéthoscope pour la mesure de la PA.....	20
Figure II.2: la relation entre la PA, pression brassard et bruits de KOROTLOFF.....	20
Figure II.3: les phases de KOROTKOF.....	21
Figure II.4: tensiomètre automatique OMRON M3.....	22
Figure II.5: méthode oscillométrique.....	23
Figure II.6: doppler bidirectionnel de poche.....	25
Figure III.1: Schéma fonctionnel de l'appareil de mesure de la PA.....	29
Figure III.2: PIC 16F877A.....	30
Figure III.3: configuration hardware minimale d'un PIC.....	31
Figure III.4: schéma fonctionnel d'un LCD.....	33
Figure III.5: brochage d'un LCD.....	33
Figure III.6: Test de l'afficheur LCD.....	34
Figure III.7a: électropompe MITSUMI R-14.....	34
Figure III.7b: électrovalve.....	34
Figure III.8: Le système pneumatique.....	35
Figure III.9: Schéma d'un brassard.....	35
Figure III.10: Brassard OMRON M3 22 à 42 cm.....	36
Figure III.11: Test de la partie pneumatique.....	36
Figure III.12: La carte mémoire mobile MMC.....	37
Figure III.13: Capteur de pression MPX5500DP.....	39
Figure III.14: Caractéristique de sortie (Vout en fonction de la pression différentielle).....	40
Figure III.15: Test du capteur MPX5500DP.....	41
Figure III.16: Amplificateur d'instrumentation AD620 AN.....	41
Figure III.17: AD620AN avec RG= 5.49.....	42
Figure III.18: La réponse en fréquence de l'amplificateur AD620AN.....	42
Figure III.19: Test de l'amplificateur d'instrumentation AD620AN.....	43
Figure III.20: L'Amplificateur opérationnel de précision OP07DP.....	43
Figure IV.1: le circuit analogique.....	47
Figure IV.2: première filtre passe band.....	48

Figure IV.3: second filtre passe bande.....	48
Figure IV.4: Le stade de couplage AC.....	49
Figure IV.5: Schéma de connexion de la pompe et de la valve avec le MC.....	49
Figure IV.6: Schéma de connexion de la carte MMC avec le MCU.....	50
Figure IV.7: schéma de connexion de l'afficheur LCD.....	51
Figure IV.8: schéma structurel de circuit d'alimentation.....	52
Figure IV.9: l'Organigramme du programme.....	54
Figure IV.10: circuit final.....	57
Figure IV.11: Montage sur plaque d'essai.....	58

Liste des abréviations

AV: Auriculo-ventriculaire
AC: Alternating Component (composante alternative)
ADC: Analog to Digital Converter
CPU RISC: Central Processing Unit Reduced Instruction Set Computer
CAN: Convertisseur Analogique Numérique
CG RAM: Character Generator RAM
CMD: Command
CS: Chip select
CLK: Clock
CRC: Code Redondant Cyclique **DC :** Débit Cardiaque
DC: Direct Component (composante continue)
DD RAM: Display Data RAM
DAT: DATA
ECG: Electrocardiographie
EEPROM: Electrically Erasable Programmable Read Only Memory
E: Enable (Valider)
FC: Fréquence Cardiaque
Filtre PB: Filtre Passe-Bande
FFT: Transformation de fourrier
HB: height-based
HTA: Hypertension Artérielle
LCD: Liquid-Crystal Display
MCU: Micro-Controller Unit
MMC: Multi-Media Card
MCLR: Master Clear
MPEG: Moving Pictures Expert Group
OMS: L'Organisation Mondiale de la Santé
PA: Pression Artérielle
PAS: Pression Artérielle Systolique
PAD: Pression Artérielle Diastolique
PAM: Pression Artérielle Moyenne
PB: Pression du Brassard
PWM: Pulse Width Modulation
PP: PushPull
PC: Personal Computer
QKD: indice de la paroi artérielle
RVP: Résistances Vasculaires Périphériques
RAM: Random Access Memory
R/W: Read/Write
RS: Register Select (Sélection du Registre)
RS232: Recommended Standard no. 232

SB: Sloped-Based
SNC: Système Nerveux Central
SCI: Serial Communications Interface
SPI: Serial Peripheral Interface
TA: Tension Artérielle
USB: Universal Serial Bus
VTs: Volume Télésystolique
VS: Volume Systolique
Vss: Masse électrique du circuit
VDD: Alimentation du circuit

Introduction Générale

INTRODUCTION GENERALE

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. 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 [1].

Deux types d'appareils existent :

- Les tensiomètres électroniques au bras ;
- Les tensiomètres électroniques au poignet.

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

La démarche que nous avons retenu repose sur une analyse qualitative et quantitative d'un procédé de fabrication d'un sphygmomanomètre électronique.

Dans ce contexte, ce mémoire a été organisé en quatre chapitres, qui peuvent être synthétisés comme suit :

Le premier chapitre de ce mémoire consiste à étudier les pressions du cœur humain et leurs anomalies.

Dans le deuxième, nous présentons une étude sur le sphygmomanomètre et les méthodes de mesure de la pression artérielle.

Les composants électroniques de la machine qui ont été fabriqués et les procédures de tests ont été exposés dans le troisième chapitre.

Quand au quatrième, il présente les circuits électroniques d'acquisition de données et la programmation du PIC16F877A qui effectue cette fonction. On donne ici des détails approfondis sur la réalisation des circuits électroniques de notre appareil de mesure de la pression artérielle et sur la programmation du microcontrôleur PIC16F877A.

Enfin, à partir des conclusions partielles tirées des quatre chapitres, nous avons pu établir une conclusion générale résumant l'ensemble du travail effectué ainsi que quelques voies de recherches possibles pour poursuivre ce travail tant sur le plan méthodologique que sur le plan des applications.

Chapitre I

Le Cœur Humain, Pressions et Anomalies

CHAPITRE I :

LE CŒUR HUMAIN, PRESSIONS ET ANOMALIES

I.1. Introduction

Le cœur est un organe musculaire creux constitué de quatre cavités, spécialisé dans la propulsion du sang à travers les vaisseaux du corps. Il est situé dans le médiastin où il est entouré d'une membrane fibreuse résistante appelée le péricarde. Le feuillet pariétal du péricarde est un sac lâche constitué d'une couche externe fibreuse qui protège le cœur et d'une couche interne séreuse qui sécrète le liquide péricardique. Le feuillet viscéral est une membrane séreuse qui forme la couche externe de la paroi du cœur. L'espace entre le feuillet pariétal et le feuillet viscéral est la cavité péricardique. Le liquide péricardique que l'on trouve dans cette cavité facilite les mouvements de contraction du cœur dans son enveloppe.

I.2. Anatomie du cœur

Le cœur est un organe musculaire creux dont la taille est à peu près celle du poing fermé. Il est situé dans le thorax, à peu près au milieu entre le sternum en avant et la colonne vertébrale dorsale en arrière. Contrairement à une croyance répandue le cœur n'est pas à gauche dans le thorax mais bien au milieu de celui-ci. Le diamètre du cœur diminue de la base vers la pointe appelée apex. Son grand axe est incliné de sorte que la base plutôt à la droite et l'apex à gauche du sternum. C'est à gauche du sternum que l'on perçoit les battements du cœur quand on a des palpitations et que l'on peut sentir les battements du cœur en posant la main sur le thorax (Figure I.1) [2].

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

Il consiste en quatre chambres, appelées cavités cardiaques : les atria ou oreillettes en haut, et les ventricules en bas [1].

Un mur musculaire épais, le septum, divise l'atrium et le ventricule gauche de l'atrium et le ventricule droit, évitant le passage de sang entre les deux moitiés du cœur.

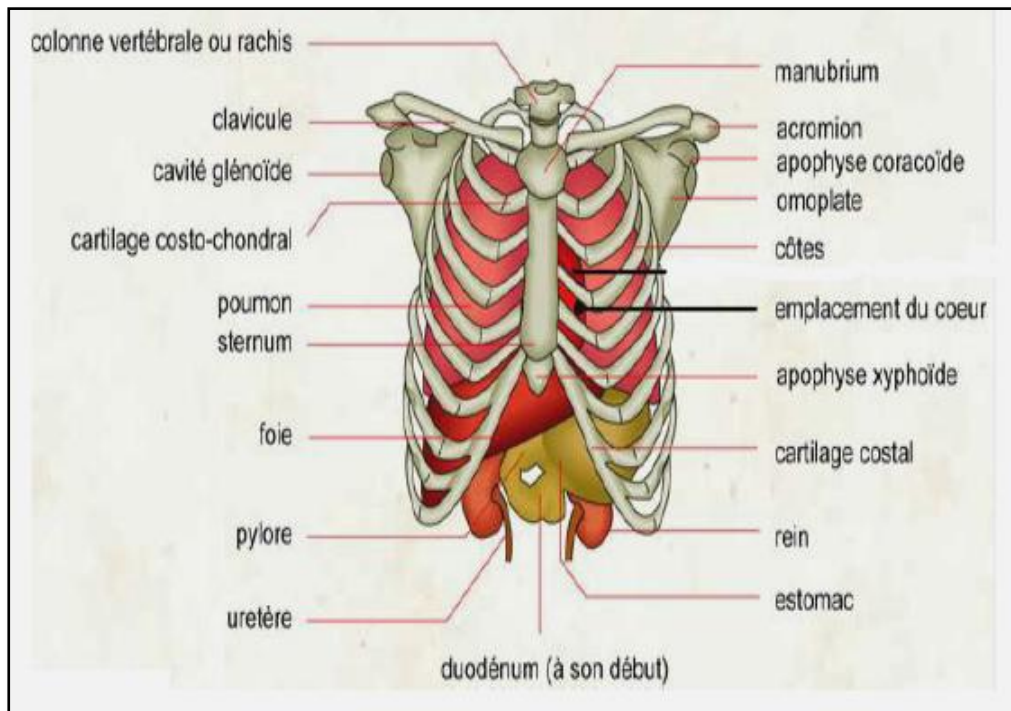


Figure I.1 : Emplacement du cœur [2]

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 (ou segment capacitif), et un cœur gauche dit artériel (ou segment résistif). Les ventricules ont pour fonction de pomper le sang vers le corps ou vers les poumons. Leurs parois sont plus épaisses que celles des atria, et la contraction des ventricules est plus importante pour la distribution du sang (Figure I.2).

C'est en suivant le parcours d'une goutte de sang que l'on réalise que le cœur est fait de corps de pomme en série (Figure I.3.a et I.3.b). Le sang de la circulation systémique revient au cœur par les grosses veines caves, de la moitié supérieure du corps par l'une et de la moitié inférieure par l'autre. La goutte de sang qui entre dans l'oreillette droite, revient des tissus qui en ont extrait l'O₂ qui leur est nécessaire et y ont ajouté du CO₂. Elle passe ensuite dans le ventricule droit qui la pompe dans l'artère pulmonaire qui se divise immédiatement en deux branches dont chacune est destinée à l'un des poumons. Ainsi, le cœur droit pompe dans la circulation pulmonaire le sang revenant de la circulation systémique [2].

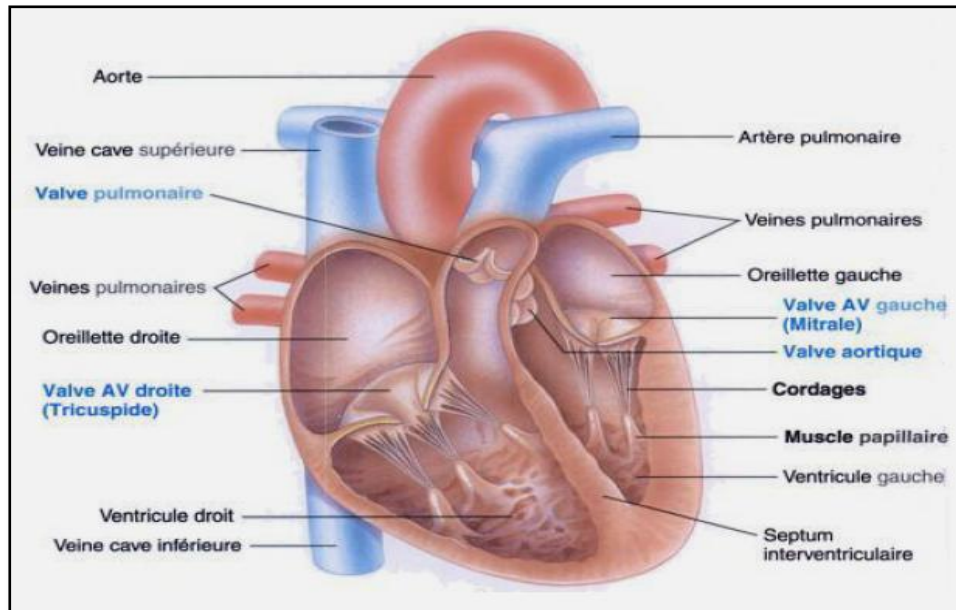


Figure I.2: Anatomie du cœur [2]

Dans les poumons, le sang perd du CO_2 et gagne de l' O_2 avant de gagner l'oreillette gauche par les veines pulmonaires provenant des poumons. Le sang riche en O_2 traverse l'oreillette gauche et gagne le ventricule gauche, la pompe qui le propulse dans tout l'organisme à l'exclusion des poumons. Ainsi le cœur gauche reçoit le sang venant de la circulation pulmonaire et le pompe dans la circulation systémique. La grosse artère par laquelle le sang sort du ventricule gauche est l'aorte dont les branches se ramifient pour irriguer tous les tissus de l'organisme [].

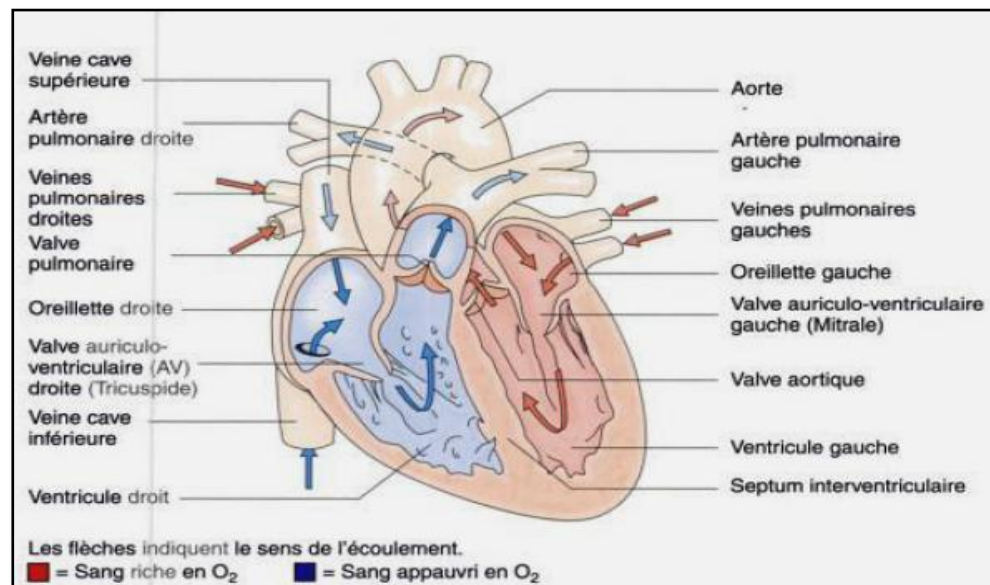


Figure I.3.a: circulation de sang dans le cœur [3]

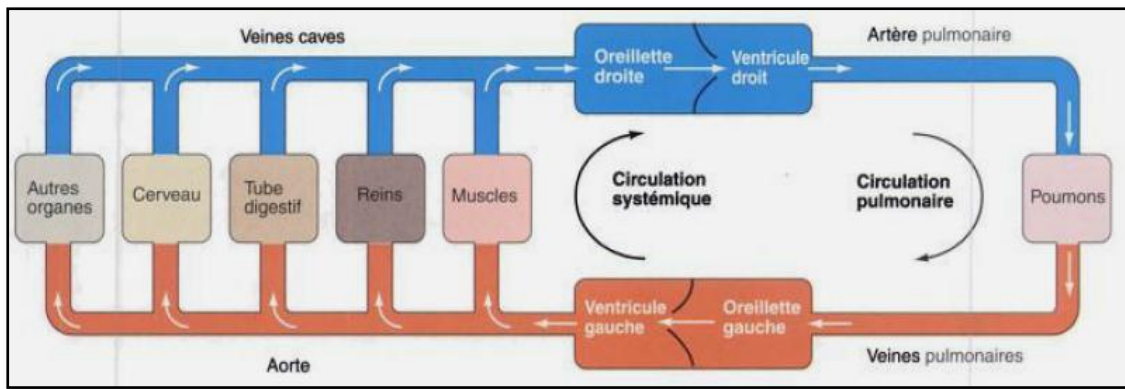


Figure I.3.b: Circulation systémique et pulmonaire [3]

I.3 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 appelée 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 I.4).

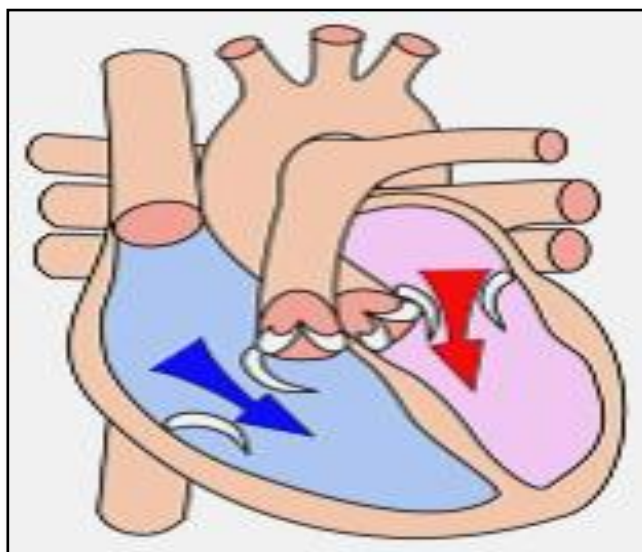


Figure I.4: La Systole auriculaire [3]

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 qui sont maintenant relâchées, se remplissent de sang (Figure I.5).

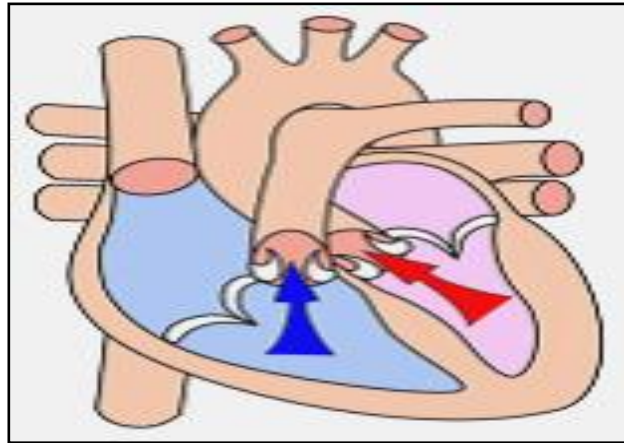


Figure I.5: La Systole ventriculaire [3]

Enfin, la diastole est la relaxation de toutes les parties du cœur, permettant le remplissage (passif) des ventricules et l'arrivée de nouveau sang. Le cœur passe 1/3 du temps en systole et 2/3 en diastole. L'expulsion rythmique du sang provoque ainsi le pouls que l'on peut tâter.

1.3.1 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 intra ventriculaire continue à monter jusqu'à dépasser la pression dans l'aorte, la valve aortique s'ouvre et l'éjection de sang commence (Figure I.6 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 iso volumétrique (Figure I.6 a) durant laquelle le volume ventriculaire ne change pas alors que la pression ventriculaire augmente.

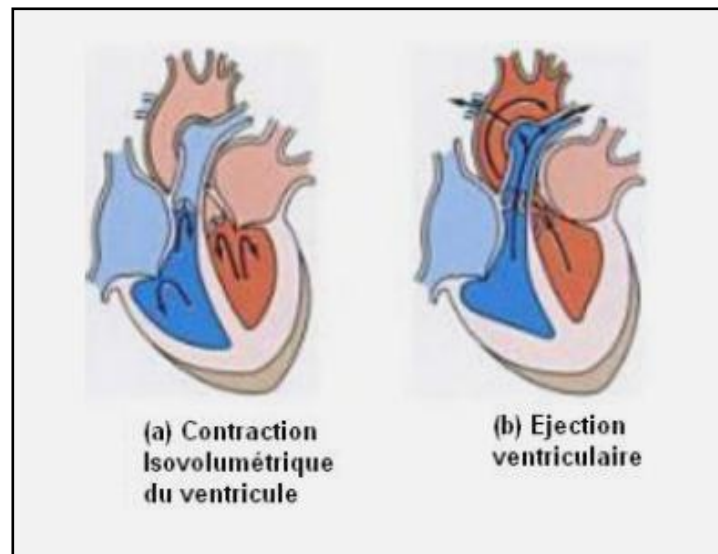


Figure I.6 : Les phases de la systole ventriculaire [3]

- **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 télésystolique 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. Durant lequel le volume de la cavité ne change pas, et la pression se baisse. Au s'ouvre et le remplissage du ventricule recommence (Figure I.7) [3].

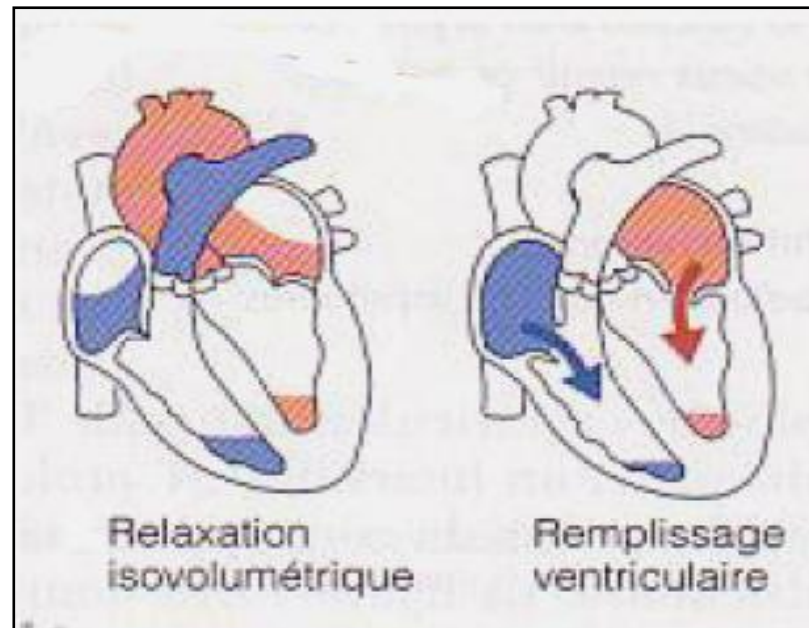


Figure I.7 : Les phases de la diastole ventriculaire [3]

I. 4 Pression artérielle (PA)

La pression artérielle, parfois appelée à tort "tension nerveuse", correspond à la pression exercée par le sang, pompé par le cœur contre les parois des artères. La pression artérielle représente la force qui permet de faire circuler le sang à travers tous les organes. En cas d'hypertension artérielle, lorsque la tension est trop élevée, le cœur doit alors fournir plus d'efforts [4].

La pression artérielle se mesure en mm ou en 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.

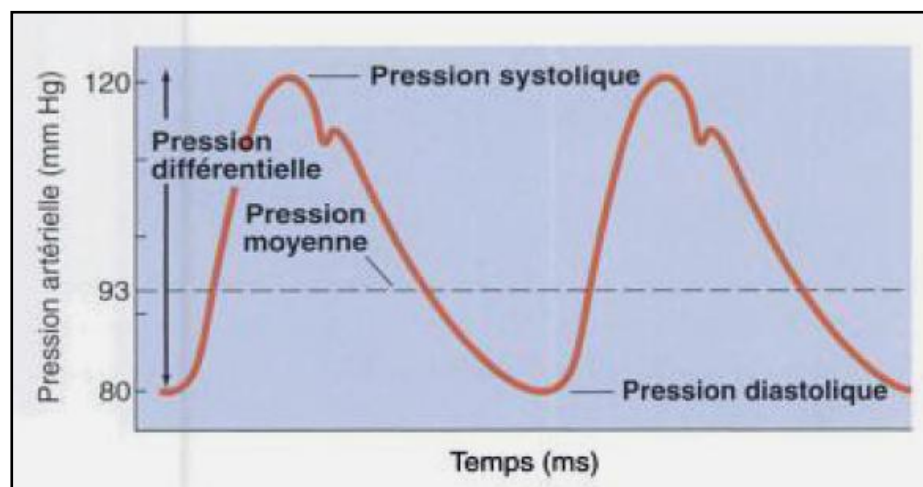


Figure I.8: Pression artérielle en fonction de temps [3]

Cette courbe nous permet de définir quatre notions importantes :

1.4.1 Pression artérielle systolique (PAS)

La pression artérielle systolique, la plus haute, correspond à la valeur de la pression artérielle au cours de la systole cardiaque, moment de la contraction ventriculaire. C'est la pression présente dans les vaisseaux à l'instant où le cœur se contracte. La pression systolique correspond au chiffre le plus haut : par exemple, pour une tension artérielle de 13/8 cm Hg signifie que la pression artérielle systolique est de 13 cm Hg, et que la pression artérielle diastolique est de 8 cm Hg.

1.4.2 pression artérielle diastolique (PAD)

La pression artérielle diastolique correspond à la valeur de la pression artérielle au moment de la diastole cardiaque survenant au cours de la relaxation ventriculaire. Cette pression survient dans les artères entre 2 contractions cardiaques pendant cette phase de relâchement et de remplissage du cœur. La pression diastolique correspond au chiffre le plus bas. Par exemple : pour une tension artérielle de 13/8 cm Hg, la pression artérielle est de 8cm Hg.

1.4.3 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 à la sensation de pouls. La palpation de la poule, par exemple, est souvent capitale lors de l'évaluation d'un état de choc compensé avec une poule frappée 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.

1.4.4 Pression artérielle moyenne (PAM)

La pression artérielle moyenne est la force motrice responsable de l'écoulement du sang vers les tissus pendant le cycle cardiaque. Contrairement à ce que l'on pourrait croire, la pression artérielle moyenne n'est pas la moyenne arithmétique entre les pressions systolique et diastolique, par exemple la pression moyenne n'est pas de 100 mm Hg quand la pression artérielle est de 120/80 [2].

La pression artérielle moyenne est fournie en pratique par la formule suivante :

$$PAM = PAD + PP/3 \quad (I.1)$$

Soit pour une pression artérielle de **120/80** :

$$\text{PAM} = 80 + 40/3 = 93 \text{ mm Hg}$$

La PAM correspond au produit du débit cardiaque (DC) par les résistances vasculaires périphérique (RVP).[2].

$$\text{PAM} = \text{DC} \times \text{RVP} \quad (\text{I.2})$$

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

I.5 Régulation de la pression artérielle

Des variations de la résistance se produisent au sein du système cardiovasculaire par la contraction ou la dilatation des artéioles. Ceci a pour effet d'augmenter ou de diminuer la résistance vasculaire, et par conséquent le flux de sang qui parvient aux territoires qu'elles irriguent. Il existe différents facteurs qui régulent et contrôlent cette vasoconstriction et cette vasodilatation.

I.5.1 Régulation nerveuse

Pour régler le tonus vasculaire, le centre vasomoteur (situé dans le tronc cérébral) se base sur les informations fournies par des récepteurs situés dans les parois du cœur, de l'aorte et des carotides : les baroréflexes (Figure I.8). Ces barorécepteurs détectent le niveau de pression artérielle, si cette dernière augmente les barorécepteurs en informent le centre vasomoteur, ou ce dernier réduit son influence vasoconstrictrice. Par ce mécanisme, les variations de la pression artérielle sont régulées.

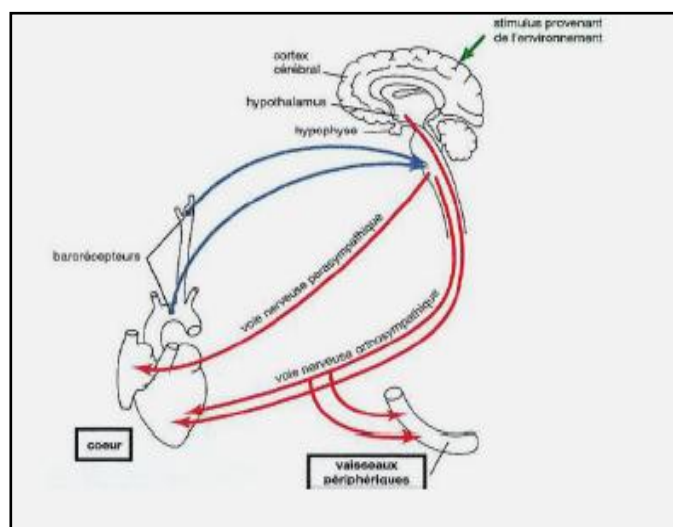


Figure I.9 : Contrôle nerveux de la pression artérielle [5]

1.5.2 Régulation hormonale

Certains facteurs hormonaux contribuent également à la régulation de la pression artérielle et de débit sanguin en modifiant le débit cardiaque, la résistance périphérique ou le volume sanguin total. Ces facteurs sont présentés dans le tableau suivant [5] :

PA : Pression Artérielle, DC : Débit Cardiaque, FC : Fréquence Cardiaque, VS : Volume sanguin

<i>Facteur influant sur la PA</i>	<i>Hormone</i>	<i>Effet sur la PA</i>
DC : augmentation FC et contractilité du cœur	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Noradrénaline ➤ adrénaline 	Augmentation
Résistance périphérique	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Angiotensine II ➤ Hormone antidiurétique 	Augmentation
Vasoconstriction	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Noradrénaline - Adrénaline 	
Vasodilatation	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Monoxyde d'azote ➤ adrénaline 	Diminution
Volume sanguin		
Augmentation du VS	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Aldostérone ➤ Hormone antidiurétique 	Augmentation
Diminution du VS	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Peptide natriurétique auriculaire 	Diminution

Tableau I.1 : Régulation hormonale de la pression artérielle

1.6 Hypertension artérielle (HTA)

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

1.6.1 Définition

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

- la pression artérielle systolique PAS ;
- la pression artérielle diastolique PAD ;
- une pression artérielle moyenne se calcule à partir des deux premières.

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.

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 tensoriels le plus bas possible. Cependant, l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) a fixé des seuils, en tenant compte à la fois des risques tensoriels et des inconvénients liés aux traitements.

Une tension est donc considérée comme normale :

- si la pression artérielle systolique est inférieure à 140 mm Hg
- et si la pression artérielle diastolique est inférieure à 90 mm Hg.

Classe	Systolique (mm Hg)	Diastolique (mm Hg)
<i>Optimale</i>	< 120	< 80
<i>Normale</i>	120 - 129	80 - 84
<i>Normale haute</i>	130 - 139	85 - 89
<i>Stade I (légère)</i>	140 - 159	90 - 99
<i>Stade II (modérée)</i>	160 - 179	100 - 109
<i>Stade III (sévère)</i>	> 180	> 110
<i>HTA systolique isolée</i>	> 140	< 90

Tableau I.2 : Classification des valeurs des PA [5]

1.6.2. Causes de HTA

Dans 90% des cas, l'hypertension artérielle est dite essentielle : aucune cause connue ne peut être retrouvée dans ce cas. 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 : affection rénales, coarctation aortique...etc.

a. 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).

- L'âge: La pression artérielle augmente avec l'âge. Cette augmentation est continue pour la systolique, alors que la diastolique s'abaisse après la soixantaine, probablement par un mécanisme de rigidification des artères. Ainsi, moins de 2% des sujets de moins de 20 ans sont hypertendus, alors qu'ils sont plus de 40% après 60 ans.
- Le sexe: Le niveau tensionnel des hommes est supérieur à celui des femmes jusqu'à 50 ans, puis il y a inversion au-delà.
- L'hérédité: Il existe un déterminisme génétique de l'HTA essentielle, dont la nature composite a été mise en évidence.
- L'alimentation (dont l'excès de sel).
- Le poids: Il existe une forte corrélation entre l'indice de masse corporelle (indice de surcharge pondérale, rapportant le poids à la taille) et le niveau tensionnel. A l'opposé, un régime hypocalorique chez un obèse hypertendu s'accompagne d'une baisse de la tension.
- Le diabète: Les sujets diabétiques ont, en moyenne, une tension artérielle plus élevée que dans le reste de la population.
- Le stress: Un stress aigu s'accompagne d'une augmentation transitoire de la tension. Un stress chronique, ou plutôt, certaines façons dont l'individu réagit face à un stress chronique, semble favoriser une élévation durable de la pression artérielle.
- L'effort physique : L'augmentation des chiffres tensionnels à l'effort est tout à fait normal. La pression artérielle semble par contre plus basse chez le sujet sportif par rapport au sujet sédentaire.

❖ *Autres facteurs*

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

1.6.3. 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.

I.7. 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.7.1. Symptômes

L'hypotension peut se révéler par une fatigue, des vertiges en position debout, un voile noir. À l'extrême, elle peut désamorcer la pompe cardiaque lors du collapsus. Une pression artérielle à moins de 50 mm Hg est particulièrement sévère.

I.7.2. Étiologies

L'hypotension peut révéler une hypovolémie absolue (baisse du volume sanguin), consécutive, par exemple à une hémorragie ou à l'utilisation d'un diurétique, ou relative, par baisse des résistances périphériques. L'hypotension peut être due à une diminution du taux de potassium dans le sang.

I.8. Conclusion

Ce présent chapitre a pour objet d'expliquer en détail la pression artérielle et ses différentes composantes (pressions artérielles systolique, diastolique et pression différentielle), ainsi que la régulation hormonale, 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, contrairement au repos qui fait la diminuer. La prise de tension est donc sujette à de nombreux artefacts. Elle doit donc être idéalement prise en position allongée (le patient est en repos). Dans le chapitre suivant on expliquera les méthodes de mesure de la pression artérielle.

Chapitre II

Mesure de la Pression Artérielle

CHAPITRE II :

MESURE DE LA PRESSION ARTERIELLE

II.1. Introduction

Le marché des appareils de mesure de la pression artérielle est très versatile. Pour pouvoir juger un tensiomètre à utiliser cliniquement, il faut tenir compte de la méthode de mesure employée. Dans ce chapitre, on présente les différentes méthodes de mesure de la PA et les principes de sa mesure invasive, ainsi que les limites qui y sont attachées.

II.2. Les méthodes de mesure de la PA

II.2.1. Les méthodes indirectes

La grande majorité des techniques de mesure indirecte utilise le principe du brassard occlusif de Riva-Rocci (un bandage pneumatique pour assurer une contre-pression artérielle) et une méthode technique pour détecter le signal correspondant à la PA (palpation, auscultation, oscillation, Doppler ... etc). Le paramètre mesuré par les techniques indirectes est désigné par "contre-pression artérielle" et non "pression artérielle". Du fait du même principe de la technique non invasive, basée sur l'application d'une contre-pression par la poche gonflable du brassard, il est important que la surface d'application de cette dernière soit adaptée à la circonférence du membre où la contre-pression est mesurée. Ce n'est qu'en respectant le principe de base de la technique non invasive que la contre-pression approche la pression intra-artérielle

a. La méthode auscultatoire

Cette méthode est la plus ancienne et toujours utilisée en clinique. La mesure de la pression artérielle par la méthode auscultatoire est réalisée en utilisant un sphygmomanomètre. Cet instrument est composé d'un brassard, d'un manomètre, d'un système de gonflage, induisant une pression statique dans le brassard, muni d'une soupape pour contrôler le dégonflage du brassard, et d'un stéthoscope. La pression induite dans le brassard lors de la phase de gonflage du brassard induit une occlusion de l'artère aboutissant à des turbulences, issues de l'écoulement sanguin, générant des sons. Le brassard est ensuite dégonflé lentement permettant de nouveau le passage du flux sanguin dans l'artère. Lors du dégonflage, des sons peuvent être entendus à l'aide d'un stéthoscope, ces sont appelés « sons de korotkoff » (Figure II.1) [6].



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

Principe

Le principe de mesure consiste d'abord à ramener la pression du brassard (PB) à une valeur supérieure à la pression systolique pour bloquer la circulation artérielle dans le bras. Aucun bruit n'est alors entendu. On laisse ensuite la pression du brassard diminuer progressivement jusqu'à la valeur limite à partir de laquelle la PA est suffisante pour laisser de nouveau le sang passer dans l'artère. Le pouls est alors perçu. C'est la pression systolique. En poursuivant le dégonflage, le sang continue à circuler et se fait entendre. Dès que la pression du brassard devient inférieure à la pression diastolique, il n'y a plus d'obstacle au flux artériel et on n'entend plus le pouls.

La figure II.2 montre la relation entre la pression artérielle, la pression dans le brassard et le bruit de l'artère [7].

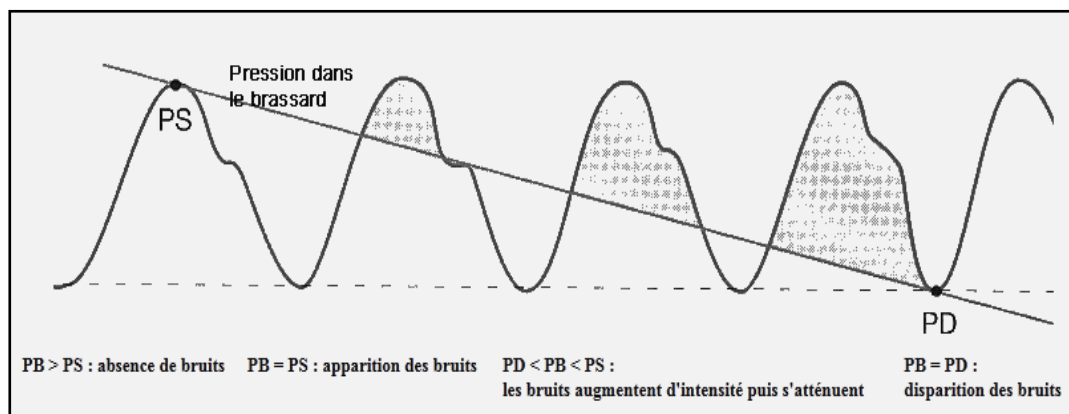


Figure II.2: La relation entre la PA, la pression brassard et le bruit de korotloff [7]

la simplicité de leur utilisation. Plusieurs auto-tensiomètres, sont commercialisés sur le marché sous différentes marques telles que : OMRON, BOSCH, MICROLIFE ...etc (Figure II.4).



Figure II.4 : Tensiomètre automatique Omron M3

Ces appareils peuvent être utilisés facilement par le patient lui-même ce qui permet d'éliminer « Effet blouse blanche ». Cet effet est un stress involontaire induit chez le patient par la présence d'un clinicien et qui se traduit généralement par une modification de la pression artérielle. Les appareils électroniques, permettant la mesure automatique de la PA, utilisent la méthode oscillométrique. La technique de mesure oscillométrique se fonde sur l'analyse des oscillations de la paroi artérielle.

Principe

Le principe de la méthode oscillométrique repose sur le fait que dans un brassard en surpression, de petites oscillations de la pression peuvent être captées. La diminution progressive de la pression dans le brassard fait augmenter puis diminuer l'amplitude des oscillations (figure II.5). La mesure de la pression artérielle utilisant la méthode oscillométrique, consiste à obtenir des paramètres d'une courbe décroissante modulée par les battements du cœur qui apparaissent lors du gonflage ou dégonflage du brassard. En effet ce gonflage ou dégonflage progressif permet à des variations d'oscillations de pression d'être transmises de l'artère vers le brassard. Ces oscillations de pression sont en rapport avec les mouvements de la paroi artérielle, ces mouvements de vibration sont dus à l'occlusion de l'artère par le gonflage/dégonflage du brassard. Le paramètre ayant le plus d'influence sur la mesure oscillométrique de PAS et PAD est la taille du brassard [6].

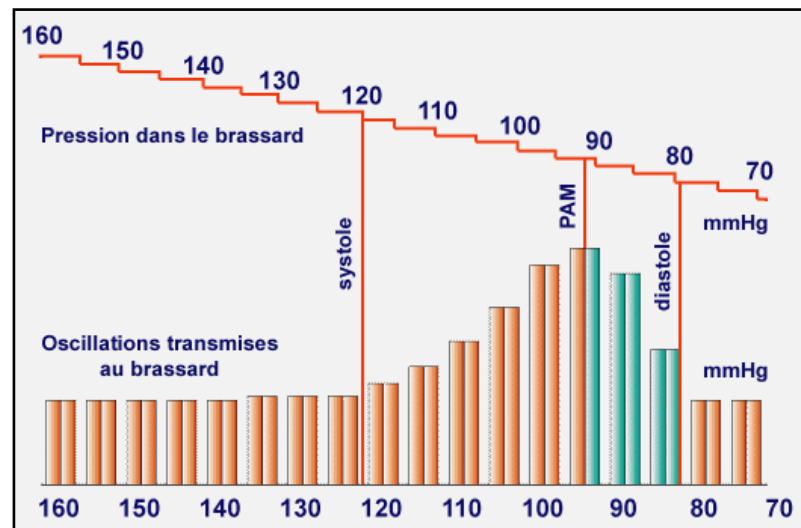


Figure II.5 : Méthode oscillométrique [6]

Plus la taille de la poche gonflable du brassard est grande, plus l'artère brachiale sera comprimée pour des faibles pressions. Dans ce cas-là, les oscillations seront perçues pour des pressions de brassard plus basses, d'où une sous-estimation de la PA. À l'inverse, chez le sujet obèse par exemple, l'utilisation d'un brassard trop petit induit une surestimation de la PA.

Comment calculer la PAS et PAD d'un signal oscillométrique ?

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

Ainsi pour calculer la pression artérielle systolique et diastolique, il faut d'abord extraire les oscillations induites par la pression artérielle du signal oscillométrique. Plusieurs méthodes existent dans la littérature [6].

- ✓ Gersak G et al appliquent une régression linéaire au signal oscillométrique. Cette étape est suivie d'une soustraction de la fonction de régression du signal oscillométrique, aboutissant au signal d'oscillation de pression. Toutefois, Gersak G et al notent la limitation d'application de leur méthode due notamment à la probabilité d'avoir des erreurs de régression ainsi qu'à sa sensibilité aux artefacts [6].
- ✓ Par contre, Amore JN et al et Mieke S et al appliquent une régression polynomiale au lieu d'une régression linéaire pour extraire le signal de pression oscillométrique [6].
- ✓ Jazbinsek V et al utilisent un filtre digital pour extraire les oscillations de pression. Il

s'agit d'un filtre Butterworth du 6^{ème} ordre ayant une passe bande entre 0.3 et 20 Hz. Ainsi une transformation de fourrier rapide (FFT) est appliquée au signal oscillométrique permettant le passage de l'espace temporel vers l'espace fréquentiel. Le signal est ensuite multiplié par le filtre passe bande, pour appliquer par la suite la transformée de Fourier inverse pour revenir à l'espace temporel [6].

✓ Mersich. A et al utilisent aussi la méthode de filtrage utilisant un filtre Butterworth avec une fréquence de coupure de 0,2 Hz [6].

✓ Par contre Drzewiecki G et al utilisent un filtre passe haut à une fréquence de 0,5Hz. Après l'extraction des oscillations de pression du signal oscillométrique, plusieurs approches peuvent être appliquées afin de calculer la PAS et PAD. Ces dernières sont déterminées à partir d'algorithmes propres à chaque fabricant d'auto-tensiomètre, sur les quels très peu de données sont disponibles en raison du secret industriel [6].

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

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

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 quelques avantages :

- Pas besoin de stéthoscope ni de microphone.
 - Mesure possible dans le bruit.
 - Mesure possible même si bruits de Korotkoff faibles (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.

c. Palpation

Il est également possible d'évaluer la pression artérielle systolique par palpation. En effet, le gonflage de la chambre pneumatique à une pression supérieure à la pression systolique fait disparaître le pouls en aval (en général, le pouls radial). Ensuite, en dégonflant lentement le brassard, il est possible d'évaluer la pression systolique au moment où la pulsation est de nouveau perceptible. Cette méthode est particulièrement utile lorsque l'environnement est bruyant (avion, ambulance ...).

d. La méthode microphonique

C'est la méthode dérivée de la méthode auscultatoire directe. Elle est basée sur la détection des bruits de Korotkoff à l'aide d'un microphone placé en regard de l'artère auscultée.

e. Ultrasons

La technique la plus largement utilisée est le Doppler continu qui consiste à détecter un flux sanguin en aval du brassard grâce à un signal Doppler. La réapparition du signal Doppler lors du dégonflage détermine la PAS.



Figure II.6 : Doppler bidirectionnel de poche

II.2.2. Les méthodes directes

La mesure invasive est nécessaire lorsque la pression varie rapidement et qu'il faut obtenir des prélèvements artériels fréquents ou lorsque la mesure non invasive est difficile ou

impossible. Elle permet de donner des mesures plus précises que les méthodes indirectes. Cependant, son caractère invasif ne permet pas de l'utiliser d'une manière routinière et restreint son utilisation à des circonstances particulières. L'enregistrement graphique direct de la PA par cette méthode s'effectue à l'aide d'un manomètre relié par un cathéter à une artère. L'usage du cathétérisme artériel pour la mesure de la PA peut engendrer des complications dont certaines, comme l'ischémie ou l'hémorragie peuvent être graves bien qu'exceptionnelles.

II.2.3. Précision des techniques indirectes

Si la méthode de référence pour déterminer la PA reste la technique directe invasive, en pratique clinique, la méthode de référence est la technique auscultatoire. En général, en comparaison à la technique invasive, les méthodes indirectes sous-estiment la PAS et surestiment la PAD d'environ 10 mm Hg.

II.3. Endroits de la mesure

Les valeurs tensorielles peuvent se mesurer à différents niveaux du système artériel. Le plus courant est le bras, et plus récemment le poignet. Le bras (artère brachiale) est l'endroit standard. Cet endroit sert également de référence pour la validation clinique des appareils de mesure de la tension artérielle. Le poignet est un bon endroit de mesure du fait de sa facilité d'accès. Tous les tensiomètres actuels à mettre au poignet fonctionnent selon le principe oscillométrique. De manière générale, il faut faire des mesures comparatives au niveau du bras, au début au moins.

II.4. Moniteurs à N paramètres

Tous les appareils de mesure de la PA utilisent le principe du brassard occlusif de Riva-Rocci avec un système de détection du flux sanguin lors de son dégonflage. Actuellement, les moniteurs peuvent être répertoriés en 2 types, en fonction des paramètres mesurés: mesure de la PA seule, mesure de la PA avec d'autres paramètres.

II.4.1. Moniteurs mesurant uniquement la PA

Il s'agit d'appareils entièrement automatiques (Figure II.4), généralement programmables à l'aide d'un microordinateur et qui permettent la mesure de la PA non invasive à intervalles réguliers, déterminés lors de la programmation. Ce type de moniteurs est actuellement le plus diffusé.

II.4.2. Moniteurs mesurant la PA et d'autres paramètres PA et posture

Parallèlement à la mesure de la PA, une nouvelle génération d'appareils permet d'indiquer, grâce à un capteur spécifique, la position du patient pendant la mesure (couché/debout). Cet indicateur de position pourrait aider à mieux interpréter certaines variations tensorielles [3].

❖ PA et ECG (Electro céfanogramme)

Il s'agit d'appareils possédant les mêmes caractéristiques que ceux qui mesurent uniquement la PA, mais comportant aussi deux dérivations d'ECG qui permettent un enregistrement simultané et continu du signal électrocardiographique. Ces appareils permettent de déclencher des mesures supplémentaires de la PA en cas de détection d'anomalie électrocardiographique [3].

❖ PA et indice de la paroi artérielle (QKD)

Cet appareil permet également une mesure concomitante du temps qui sépare l'onde Q du complexe QRS de l'ECG (capté à l'aide d'une dérivation ECG) du bruit diastolique de Korotkoff (capté par le microphone incorporé au brassard). Cet intervalle de temps serait en relation avec l'état de la paroi artérielle et constituerait un indice de distensibilité.

Son interprétation est réalisée en fonction du niveau tensoriel et de la fréquence cardiaque mesurés d'une façon concomitante [3].

II.5. Conclusion

Dans ce chapitre on a présenté les différentes méthodes utilisées pour mesurer la pression artérielle. Les appareils oscillométriques permettent d'obtenir des résultats fiables dans la plupart des cas. On doit toutefois faire preuve de vigilance lorsque le patient se situe hors de la moyenne (âge, statu pondéral, hypotension ou hypertension grave).

Dans les chapitres suivants on exploitera le principe de la mesure oscillométrique afin de concevoir un appareil de mesure précise de la PA.

Chapitre III

Choix des Composants et Procédure de Test

CHAPITRE III

CHOIX DES COMPOSANTS ET PROCEDURE DE TEST

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. L'air est pompé dans le brassard 60 mm Hg en plus de la valeur normale de la pression systolique (120 mm Hg), ensuite l'air est lentement chassé du brassard, causant la chute de pression dans ce dernier. Durant le dégonflement du brassard, il est possible de mesurer les petites oscillations qui apparaissent. En effet, c'est durant la pression systolique que ces oscillations commencent à apparaître. Un MCU est utilisé pour détecter le moment auquel ces oscillations prennent naissance et pour enregistrer la pression dans le brassard. Par la suite, on note la décroissance de la pression dans le brassard jusqu'à la disparition de ces oscillations: c'est la phase diastolique et la valeur de la pression dans le brassard peut être reprise.

III.2. Bloc diagramme

Le schéma fonctionnel ci-dessous (Figure III. 1) présente l'idée générale à propos du fonctionnement de l'appareil. L'utilisateur n'a besoin que d'appuyer sur un bouton ON/OFF et l'appareil commence à fonctionner. Le MCU 'Dispositif du microcontrôleur' est un composant principal : il contrôle la pompe, la valve, prend les mesures, les affiche sur un afficheur (LCD) et les envoie à la carte MMC.

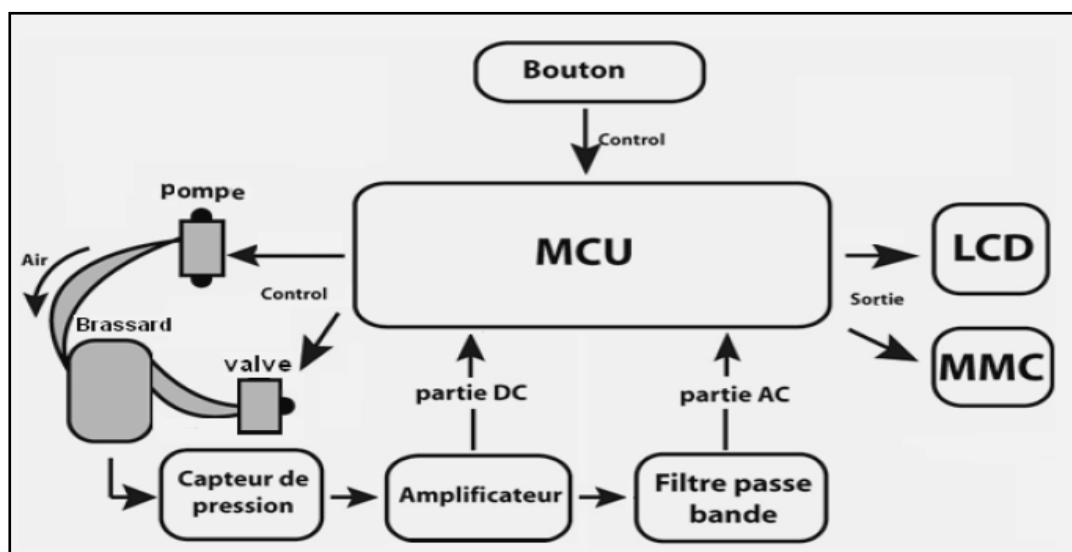


Figure III.1: Schéma fonctionnel de l'appareil de mesure de la PA

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 Le microcontrôleur

Nous avons utilisé le microcontrôleur PIC 16f877A fabriqué par Micro chip (Figure III.2). Il a été choisi pour ses caractéristiques techniques intéressantes [8].

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 Word 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 bits de RAM ;
- ❖ 256 x 8 bits d'EEPROM.

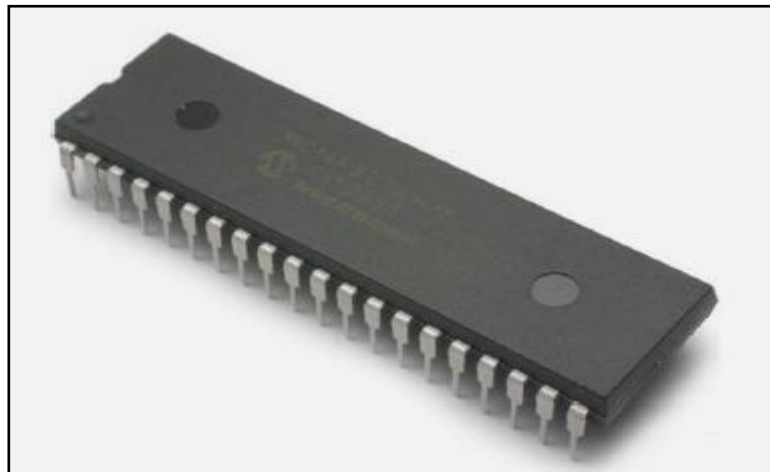


Figure III.2 : Le PIC 16F877A

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.3).

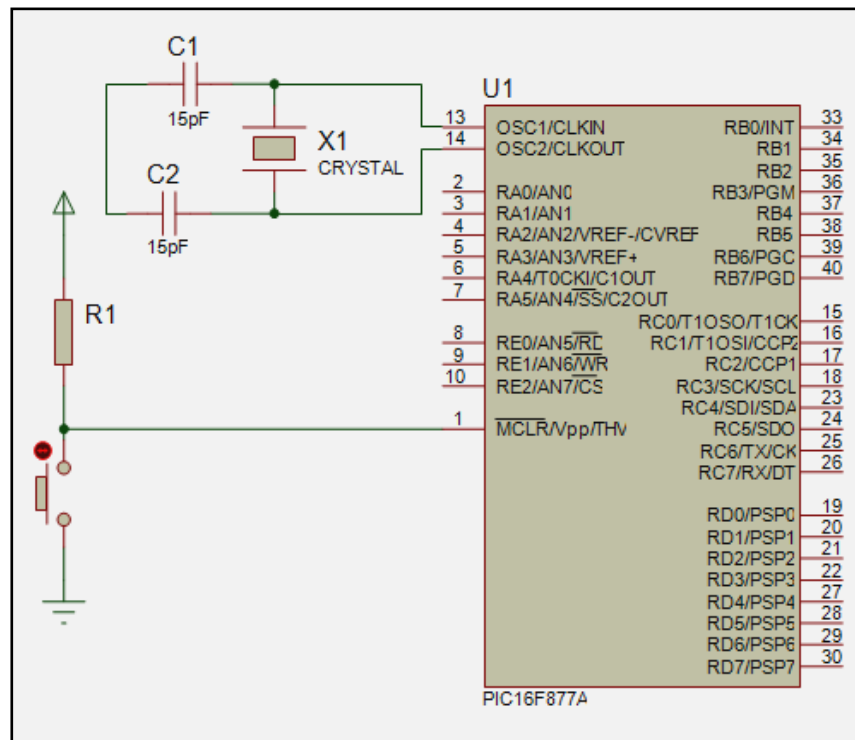


Figure III.3: Configuration hardware minimale d'un PIC

a. Le convertisseur du PIC

Le CAN (Convertisseur Analogique Numérique) est un périphérique intégré destiné à mesurer une tension et la convertir en nombre binaire qui pourra être utilisé par un programme. Notre 16F877A travaille avec un convertisseur analogique/numérique qui permet un échantillonnage sur 10 bits. Le signal numérique peut donc prendre 1024 valeurs possibles. On sait que pour pouvoir numériser une grandeur, nous devons connaître la valeur minimale qu'elle peut prendre, ainsi que sa valeur maximale. Les pics considèrent par défaut que la valeur minimale correspond à leur V_{ss} d'alimentation, tandis que la valeur maximale correspond à la tension positive d'alimentation V_{DD} .

b. L'Horloge Système

L'oscillateur ou l'horloge système peut être réalisée soit avec un quartz, soit avec une horloge extérieure, soit avec un circuit RC. Dans ce dernier cas, la stabilité du montage est limitée. La fréquence maximale d'utilisation va dépendre du microcontrôleur utilisé.

Le suffixe indiqué sur le boîtier donne la nature de l'horloge à utiliser et sa fréquence maximale. Notre PIC utilisé est limité à fonctionner avec la fréquence d'horloge 20Mhz.

c. Master Clear (MCLR)

La broche MCLR permet de réaliser un Reset du circuit quand elle est placée à 0V.

III.2.3. 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.5). 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.

a. Schéma Fonctionnel

Comme le montre le schéma fonctionnel de la Figure III.4, l'affichage comporte d'autres composants que l'afficheur à cristaux liquides (LCD) seul. Un circuit intégré de commande spécialisé, le LCD Controller, est chargé de la gestion du module. Le "contrôleur" remplit une double fonction: d'une part il commande l'affichage et de l'autre se charge de la communication avec l'extérieur [9].

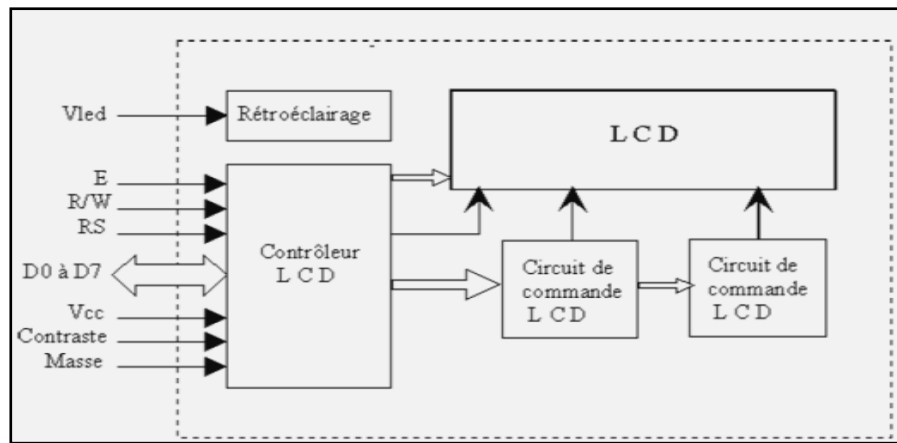


Figure III.4 : Schéma fonctionnel d'un LCD

b. Brochage d'un LCD

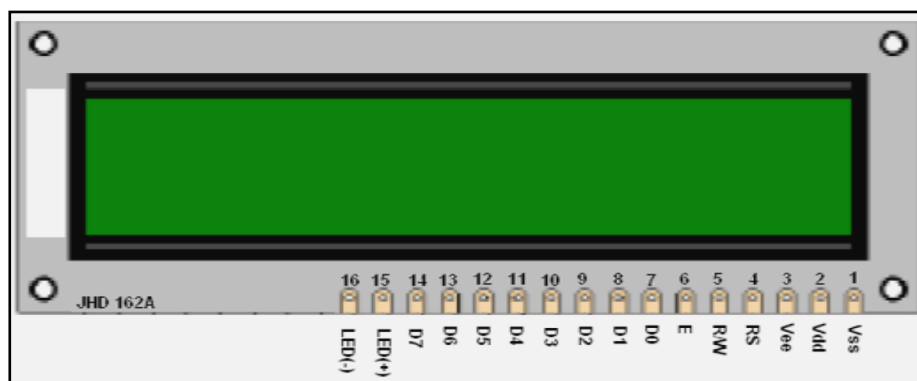


Figure III.5 : Brochage d'un LCD

Pin No	Nom	Fonction	Description
1	V_{SS}	Power	GND
2	V_{DD}	Power	+5 V
3	V_{EE}	Contrast Adj	0 jusqu'à +5 V
4	RS	Command	Registre Select
5	R/W	Command	Read / Write
6	E	Command	Enable (strobe)
7	D0	I/O	Data LSB
8	D1	I/O	Data
9	D2	I/O	Data
10	D3	I/O	Data
11	D4	I/O	Data
12	D5	I/O	Data
13	D6	I/O	Data
14	D7	I/O	Data MSB
15	LED(+)	LED ANODE	LED Backlight
16	LED(-)	LED CATHODE	LED Backlight

Tableau III.1 : Brochage d'un LCD

❖ Test de l'afficheur LCD

Pour utiliser l'afficheur LCD il faut bien sûr l'alimenter (+5, masse), ensuite il va **falloir** régler le contraste de l'écran afin de pouvoir lire le contenu affiché.

Pour ajuster le contraste à une valeur convenable, on fait varier la tension Vee entre 0 et +5V en utilisant un potentiomètre de 10k. (Figure III.6)

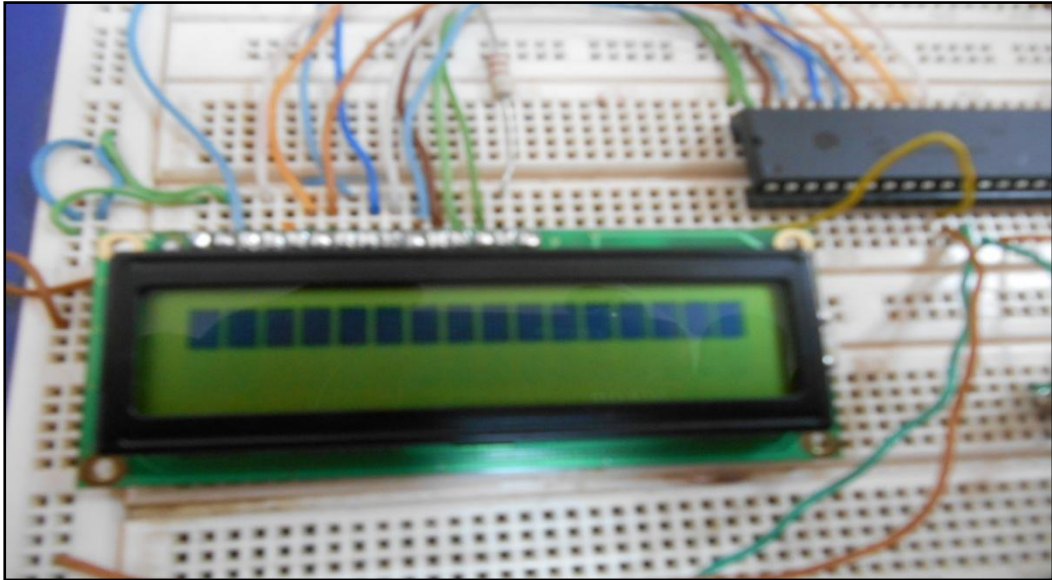


Figure III.6: Test de l'afficheur LCD

III.2.4 Le système pneumatique

Nous avons utilisé une petite électropompe (MITSUMI R-14) montrée sur la Figure III.7a, comme celui utilisé dans les tensiomètres OMRON M3. L'électropompe est attachée à un système pneumatique qui fournit l'air au système pour gonfler le brassard. Le dégonflement se fait grâce à une petite valve électronique (Figure III.7.b).



Figure III.7.a : Electropompe MITSUMI R-14



Figure III.7.b : Electrovalve

La Figure III.8 représente un schéma simplifié de notre système pneumatique.

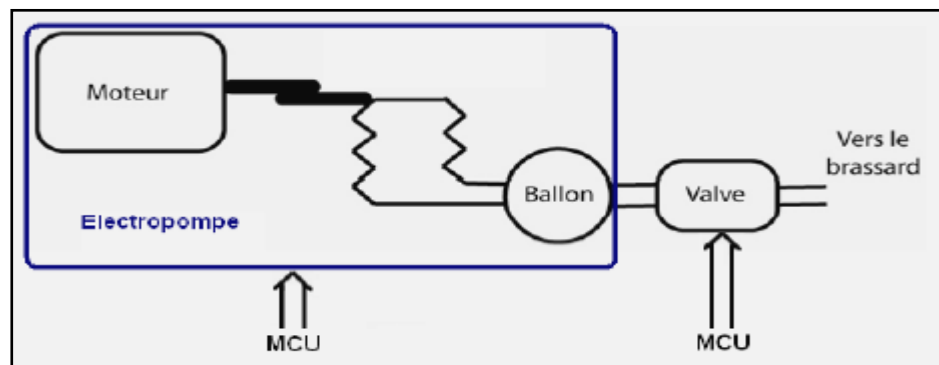


Figure III.8 : Le système pneumatique

a. Le Brassard

Il se compose de deux parties distinctes. Tout d'abord, le brassard lui-même est fait d'une poche d'air extensible cernée par une enveloppe non élastique qui sert au maintien de la poche autour du membre du patient. Le plus souvent, la solution adoptée est celle du scratch qui présente une grande simplicité d'utilisation et un système d'attache répartissant les contraintes physiques sur la totalité de la largeur du brassard.

Pour amener le signal jusqu'au capteur, les constructeurs utilisent des tubes semi rigides de façon à conduire l'onde jusqu'au capteur sans trop d'atténuation, tout en permettant une bonne manœuvrabilité pour les soignants ainsi qu'une liberté de mouvement pour le patient.

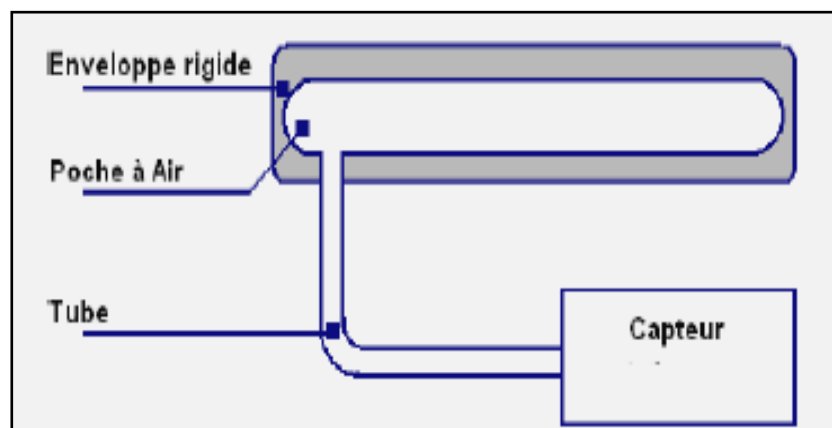


Figure III.9 : Schéma d'un brassard

Le choix du brassard dépend principalement de la circonférence du membre qui sera utilisé pour la mesure de la pression non invasive, la Figure III.10 montre un brassard pour une adulte standard. (Circonférence du Bras : 22 à 42 cm).



Figure III.10 : Brassard OMRON M3 22 à 42 cm

❖ Test de la partie pneumatique

On a vérifié ensuite s'il y a des fuites d'air au niveau des liaisons entre la ligne d'air et le reste de système pneumatique (l'électropompe, l'électrovalve et le brassard). Lorsque l'électropompe et la valve ont été mise en marche, le brassard a commencé à se gonfler. Aucune fuite n'a été détectée, donc il n'y a aucune perte de pression (Figure III. 11).

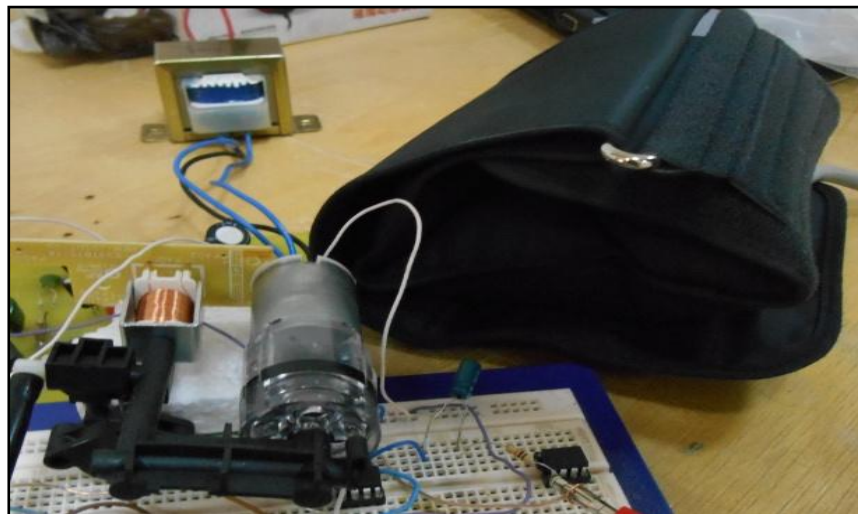


Figure III.11 : Test de la partie pneumatique

III.2.5 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 MMC sont entièrement conformes à une norme du consommateur, appelée la norme de système

de MultiMedia Card définie dans les spécifications de système de MultiMedia Card. Le système de MMC est un système de mémoire de masse basé sur les innovations en technologie de semi-conducteur. 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.

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 MultiMedia Cards fournit assez de capacité pour toutes sortes de données de multimédia.

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

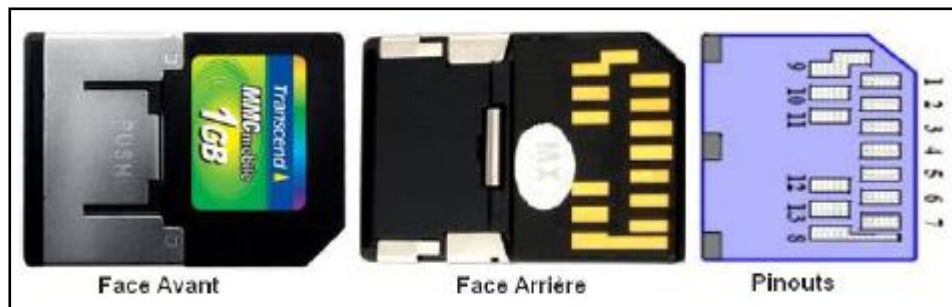


Figure III.12 : La carte mémoire mobile MMC

a. Caractéristiques de la carte mémoire

- ❖ Capacité : 1G
- ❖ 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

b. Le mode SPI

Notre projet concerne le mode SPI. Le mode SPI est composé d'un protocole de transmission secondaire et facultatif offert par les cartes basses instantanées de multimédia. Ce mode est un sous-ensemble du protocole de carte de multimédia, conçu pour communiquer avec un canal de SPI, généralement trouvé dans des microcontrôleurs de Motorola (et récemment quelques autres fournisseurs). L'interface est choisie pendant la première commande "remettre à zéro" (reset) après l'application de "puissance sur" (CMD0) et ne peut plus être changée une fois la pièce allumée. La norme de SPI définit le lien physique seulement, et pas le protocole complet de transfert de données. L'exécution de la carte SPI de multimédia emploie un sous-ensemble du jeu de protocole et de commandes de carte de multimédia. Il est prévu pour être employé par les systèmes qui exigent un nombre restreint de cartes et ont des débits inférieurs. Du point de vue de l'application, l'avantage du mode de SPI est la possibilité d'utiliser un centre serveur disponible immédiatement, et par conséquent la réduction de l'effort 'design-in' au minimum. L'inconvénient est la perte de performance du mode de SPI face au mode de carte de multimédia (bas débit, peu de cartes, CS de matériel par carte...etc).

<i>Pin</i>	<i>MMC Mode</i>			<i>SPI Mode</i>		
	<i>Nom</i>	<i>Type</i>	<i>Description</i>	<i>Nom</i>	<i>Type</i>	<i>Description</i>
01	DAT3	I/OPP	Data	CS	I	Chip Select
02	CMD	I/O/PP/OD	Command/Response	DI	I/PP (pushpull)	Data in
03	Vss1	S	GND	Vss	S	GND
04	VDD	S	Power Supply	VDD	S	Power Supply
05	CKL	I	Clock	SCLK	I	Clock
06	Vss2	S	GND	Vss2	S	GND
07	DAT0	I/O/PP	Data	DO	O/PP	Data out
08	DAT1	I/O/PP	Data	Non U		
09	DAT2	I/O/PP	Data	Non U		
10	DAT4	I/O/PP	Data	Non U		
11	DAT5	I/O/PP	Data	Non U		
12	DAT6	I/O/PP	Data	Non U		
13	DAT7	I/O/PP	Data	Non U		

Tableau III.2 : Description des Pins de la carte mémoire

c. Concept d'interface de SPI

L'interface périphérique périodique (SPI) est une interface série synchrone trouvée sur certains microcontrôleurs de Motorola ou les PICs de Microchip. L'interface de la carte SPI de multimédia est compatible avec des centres serveurs de SPI disponibles sur le marché. Comme n'importe quel autre dispositif de SPI, le canal de la carte de multimédia comprend les quatre signaux suivants :

- ❖ CS (ou SS) : Host to card chip select signal;
- ❖ CLK: Host to card clock signal;
- ❖ DataIn: Host to card data signal, ou MOSI (Master Out Slave In);
- ❖ DataOut: Card to host data signal, ou MISO (Master In Slave Out).

III.2.6. Capteur de pression

Nous avons utilisé le capteur de pression MPX5500DP (Figure III.14) fabriqué par Motorola. Ce capteur produit un voltage 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 [10].



Figure III.13 : Capteur de pression MPX5500DP

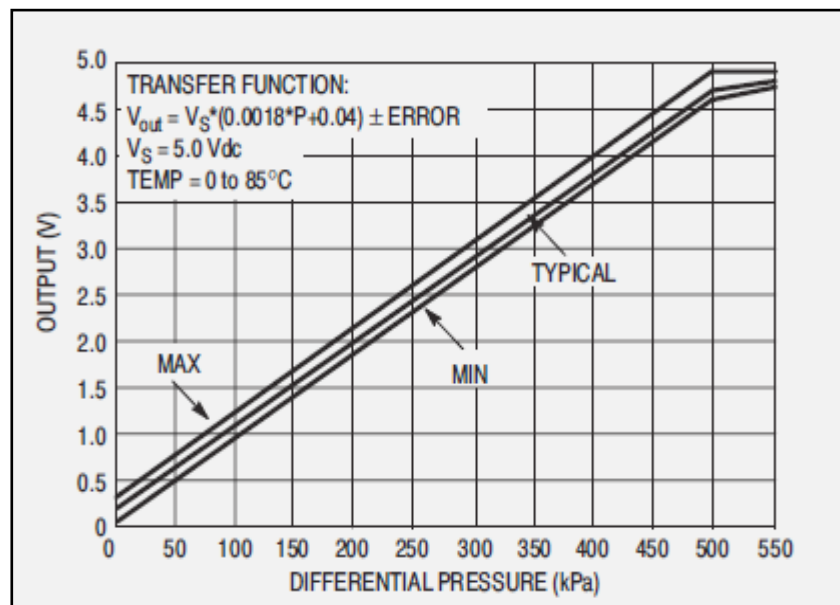
Le voltage de sortie du capteur différentiel augmente avec l'augmentation de la pression sur l'entrée (P1) relative à l'entrée du vide (P2)

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Pressure Range	P_{op}	0	----	500	KPa
Supply Voltage(V_S	4.75	5.0	5.25	Vdc
Supply Current	I_o	----	7.0	10.0	mAdc
Zero Pressure Offset (0 to 85°C)	V_{off}	0.088	0.20	0.313	Vdc
Full Scale Output (0 to 85°C)	V_{FSO}	4.587	4.70	4.813	Vdc
Full Scale Span (0 to 85°C)	V_{FSS}	----	4.50	----	Vdc
Accuracy	----	----	----	±2.5	% V_{FSS}
Sensitivity	V/P	----	9.0	----	mV/KPa
Response Time	t_R	----	1.0	----	mS
Output Source Current at Full Scale Output	I_{o+}	----	0.1	----	mAdc
Warm-Up Time	----	----	20	----	mS

Tableau III.3 : Caractéristique d'opérations du capteur MPX5500DP

a. Caractéristiques d'opération

La Figure III.15 montre les caractéristiques de la sortie : minimale, maximale et typique. La sortie est directement proportionnelle à la différence de pression et essentiellement une ligne droite.

Figure III.14 : Caractéristique de sortie (V_{out} en fonction de la pression différentielle)

b. Test du capteur

Pour tester le bon fonctionnement du capteur, il suffit de mettre un voltmètre entre les deux bornes (1 et 2) pour mesurer la tension de sortie différentielle (V_{out}). En même temps, on

fait augmenter la pression positive appliquée à l'entrée (PI) relativement à l'entrée du vide (P2). La tension V_{out} du capteur est directement proportionnelle à la pression différentielle appliquée. Alors, la tension de sortie du capteur différentiel augmente (Figure III. 15).

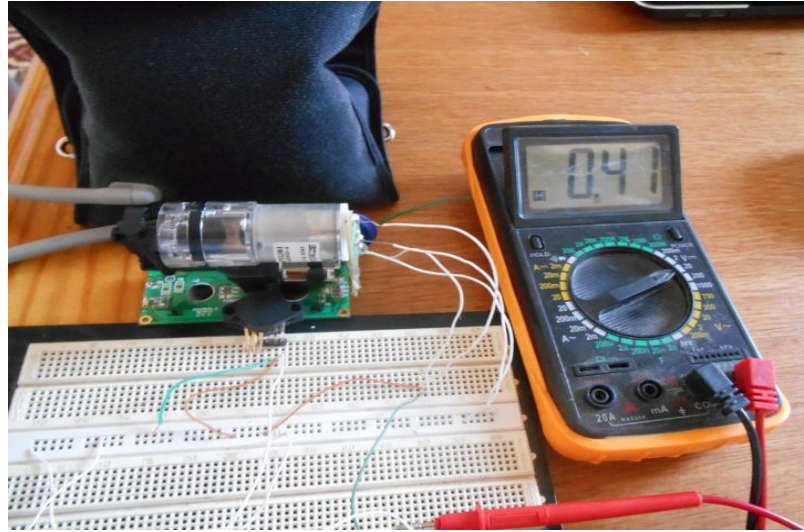


Figure III.15 : test du capteur ($V_s = 0.41V$ implique une pression d'environ 25KPa)

III.2.7. Amplificateur DC

Comme le voltage produit par le capteur de pression est très petit, on a besoin d'amplifier ce signal pour des échantillonnages supplémentaires. On utilise l'amplificateur d'instrumentation AD620 (Figure III.16). La résistance R_G est utilisée pour déterminer le gain selon l'équation suivante [11] :

$$R_G = 49.4k\Omega/G-1.$$

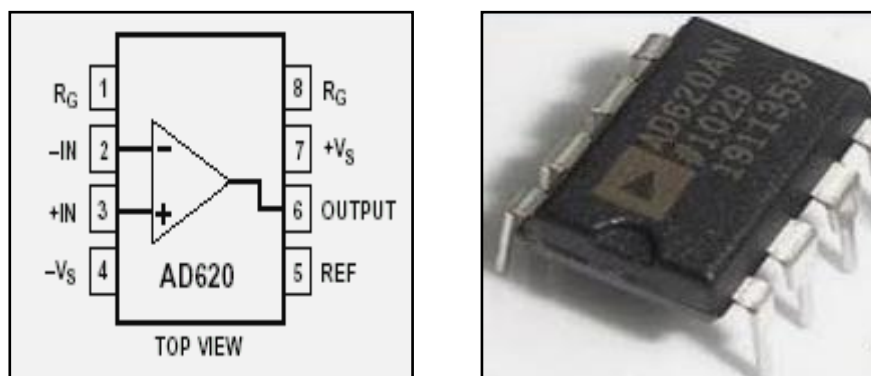


Figure III.16 : Amplificateur d'instrumentation AD620 AN

Comme on a besoin d'un gain environ 200 fois, on choisit une résistance de 240 Ω . Cela nous donnera un gain de 206 fois selon l'équation précédente. Finalement le gain du circuit final

mesuré en pratique est de 10 fois avec une résistance R_G de 5.49 k Ω (Figure III.17).

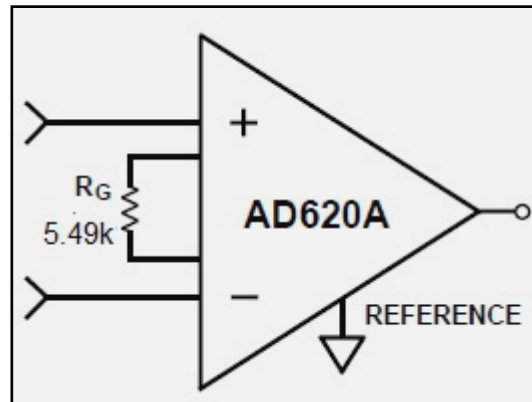


Figure III.17: AD620AN avec $R_G = 5.49 \text{ k}\Omega$

a. 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 (± 2.3 à $\pm 18\text{V}$) ;
- Performance plus haute que trois ampli-op (IA design) ;
- Haute performance ;
- Performance DC excellent ;
- Bruit léger ;
- Specifications AC excellentes.

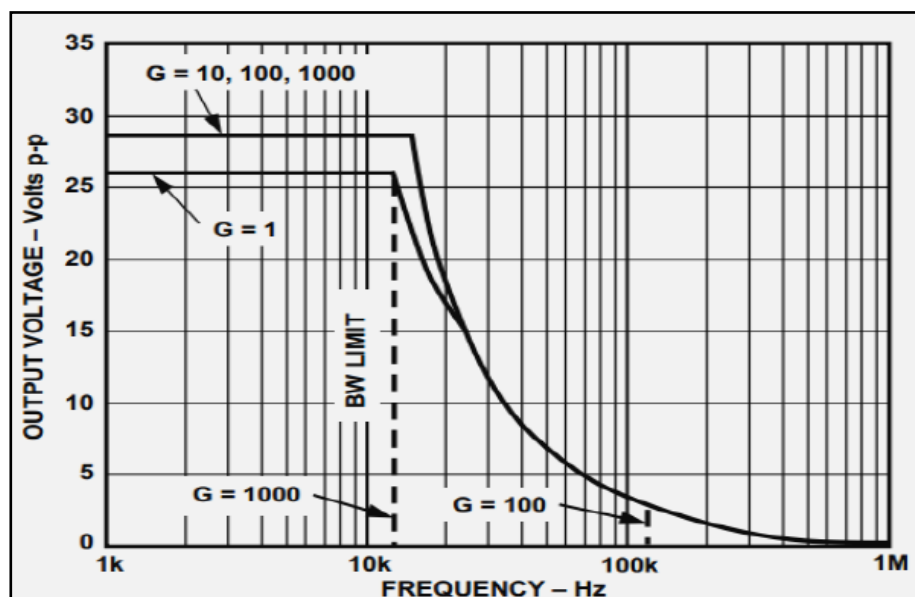


Figure III.18: La réponse fréquentielle de l'amplificateur AD620AN

b. Applications

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

c. Test de l'amplificateur

$V_e = 0.351V$ et $V_s = 3.51V$ gain mesuré est d'environ 10.

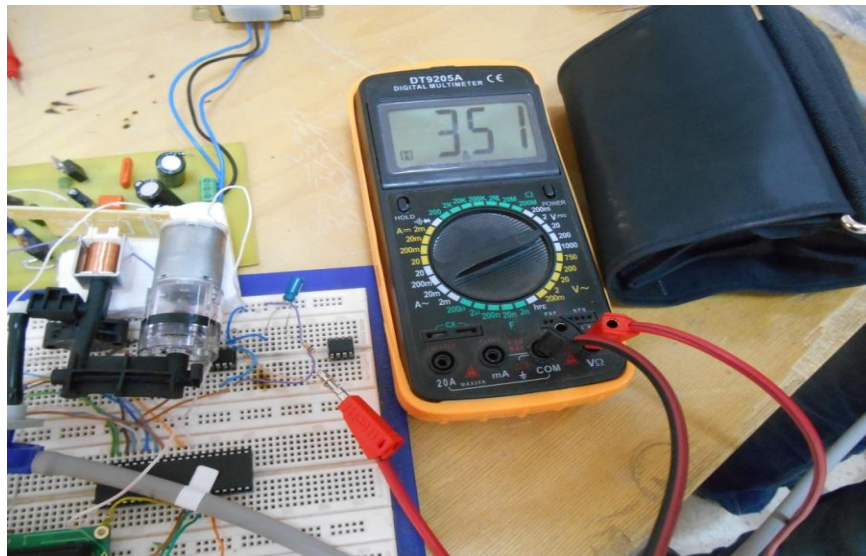


Figure III.19 : test de l'amplificateur d'instrumentation AD620AN

III.2.8. Les filtres

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 OP07DP (Figure III.20).

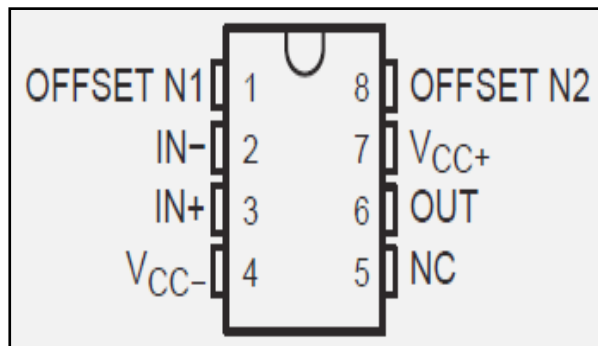


Figure III.20 : L'amplificateur opérationnel de précision OP07DP

a. Caractéristiques de l'OP07DP

L'ampli de précision OP07DP offre un fonctionnement garanti entre $\pm 3\text{V}$ et $\pm 18\text{V}$), et une consommation de seulement de 790 pA. La tension d'offset maximale du composant est de 20 pV, avec une dérive en température de $0.1 \text{ pV}/^\circ\text{C}$ maximum, et un courant de polarisation très faible de $\pm 500 \text{ pA}$ [12].

b. Applications

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

III.3. Conclusion

Dans ce chapitre, on a présenté les différents composants constituant notre appareil de mesure de la PA ainsi que leurs principales caractéristiques et les procédures de tests. Ces tests sont essentiels afin de garantir les performances des composants et éviter leur dysfonctionnement ou des pannes prématurées de l'appareil.

Chapitre IV

Circuits Electroniques et Programmation

CHAPITRE IV

CIRCUITS ELECTRONIQUES ET PROGRAMMATION

IV.1. Introduction

Ce chapitre traite deux principales parties qui sont complémentaires : La réalisation matérielle des circuits électroniques et l'implémentation logicielle (la programmation du PIC).

IV.2. La réalisation matérielle

IV.2.1. Le circuit analogique

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.

La tension de sortie du capteur de pression est de 0.2mV à 4.7V. Dans notre application, on veut gonfler le brassard jusqu'à 180 mm Hg (approximativement 24kPa), ce qui correspond à un voltage de sortie de 400 mV. Pour cela, on choisit d'amplifier le voltage DC de 0 à 4V. On a alors besoin d'un gain approximativement égal à 10 fois.

Le signal issue 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 de 1 à 4Hz et atténuer tout signal de fréquence différente. Le composant 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 ($R = 2k\Omega$ et $3.2k\Omega$) pour produire un penchant (biais) approximativement égal à 3.1V. Le condensateur $47\mu F$ est utilisé pour le couplage AC du signal pour fournir un penchant DC indépendant (Figure III.1).

Cette dernière montre le circuit analogue composé de l'AD620 et l'OP07DP. 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.

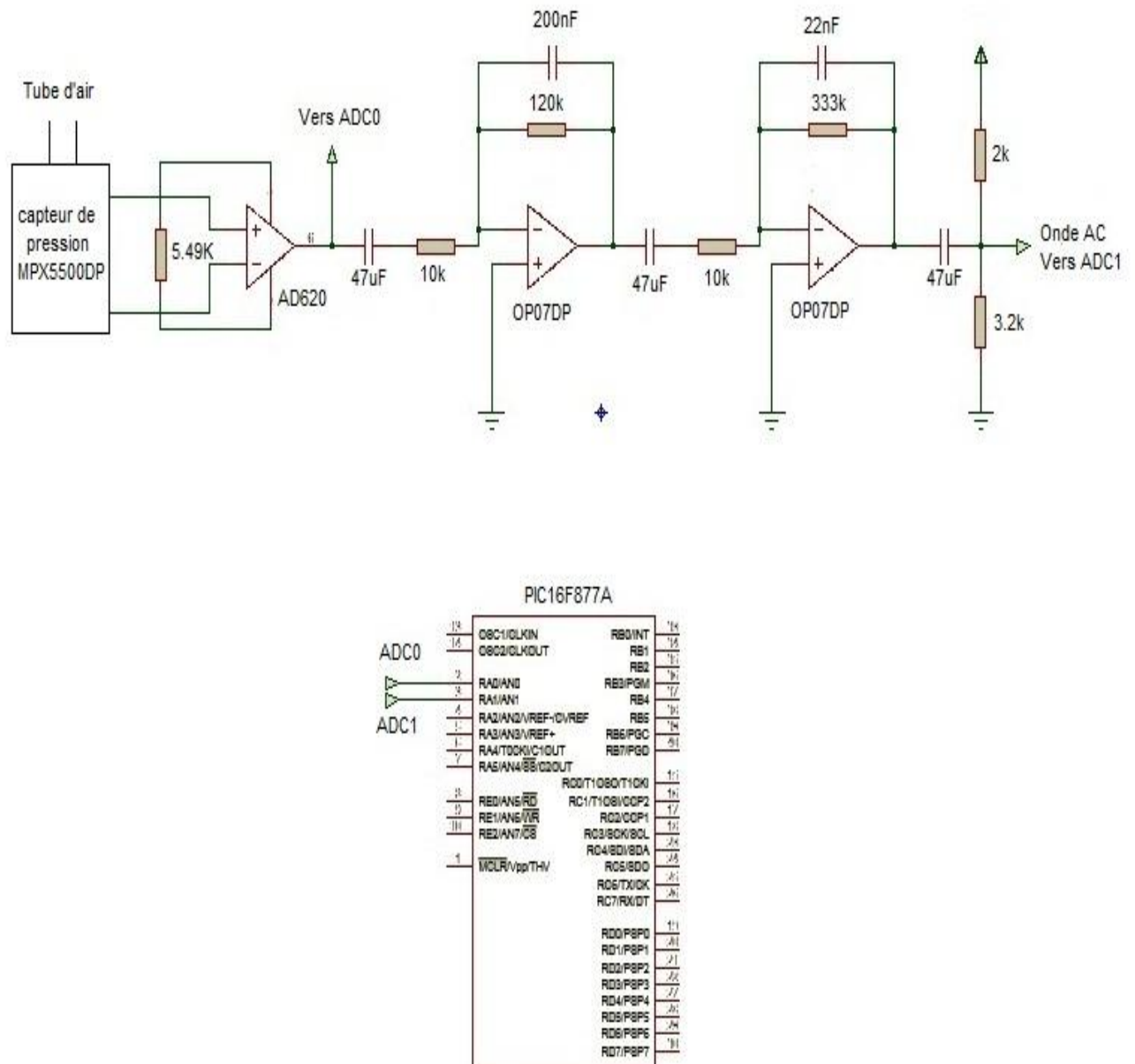


Figure VI.1 : Le circuit analogue

a. Filtres passe bande

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.

❖ Premier filtre passe bande

- La basse fréquence de coupure est $f_{\text{basse}} = 1/2\pi \cdot (47\mu\text{F}) \cdot (10\text{k}) = 0.338\text{Hz}$
- La haute fréquence de coupure est $f_{\text{haute}} = 1/2\pi \cdot (200\text{nF}) \cdot (120\text{k}) = 6.631\text{Hz}$

- La mi-bande gain du premier filtre est $A = - 120k/10k = - 12$

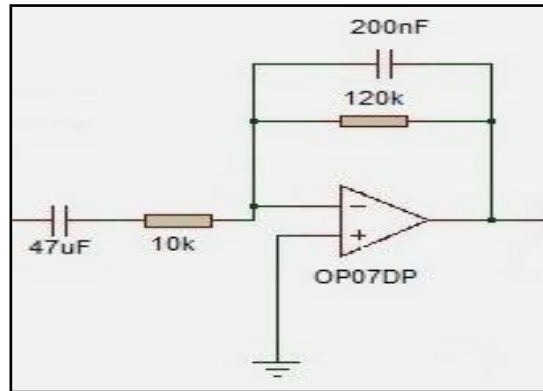


Figure IV.2 : Premier filtre passe bande

❖ Second filtre passe bande

- La basse fréquence de coupure est $f_{\text{basse}} = 1/2\pi \cdot (47\mu F) \cdot (10k) = 0.338\text{Hz}$
- La haute fréquence de coupure est $f_{\text{haute}} = 1/2\pi \cdot (22nF) \cdot (333k) = 21.7\text{Hz}$
- La mi-bande gain du deuxième filtre est $A = - 333k/10k = - 33.3$

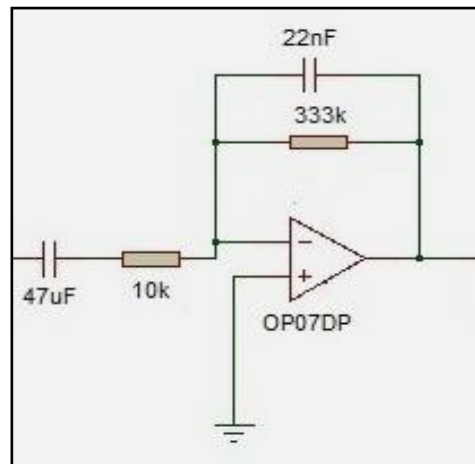


Figure IV.3 : Second filtre passe bande

Donc, pour le stade du filtre passe bande, le gain total est de 399.6. En ajoutant ce gain à celui de l'amplificateur DC, le gain AC total pour le circuit est de $4 \cdot 10^3$. Le choix de haute et de basse fréquence de coupure est adéquat pour donner une onde AC très nette.

b. Stade de couplage AC

Le stade du couplage AC permet de procurer le niveau du penchant DC. Nous voulons que le niveau DC de l'onde soit équivalent approximativement $\text{mi-}V_{DD}$ ce qui est égal à 3.1V. En

se basant sur ce niveau de penchant il est plus facile d'échantillonner le signal AC en utilisant l'ADC intégré dans le MCU.

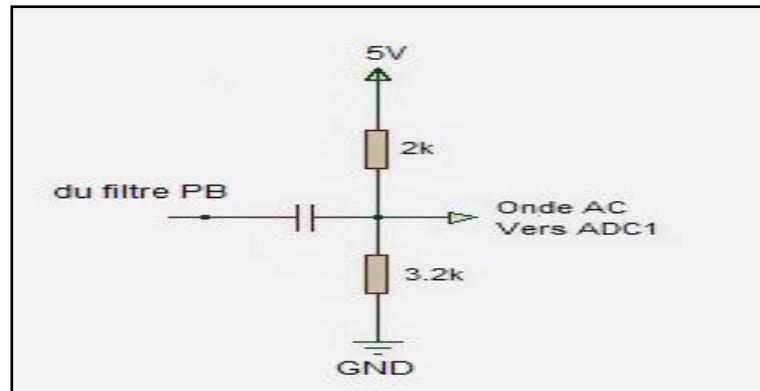


Figure IV.4 : Le stade de couplage AC

IV.2.2. Connections de l'électropompe et de la valve avec le MCU

Le schéma de la Figure IV.5 montre le branchement de l'électropompe et de la valve avec le MCU. Nous ne pouvons pas les brancher directement au MCU d'où la nécessité des transistors TIP31. Le phototransistor est utilisé pour la protection du MCU.

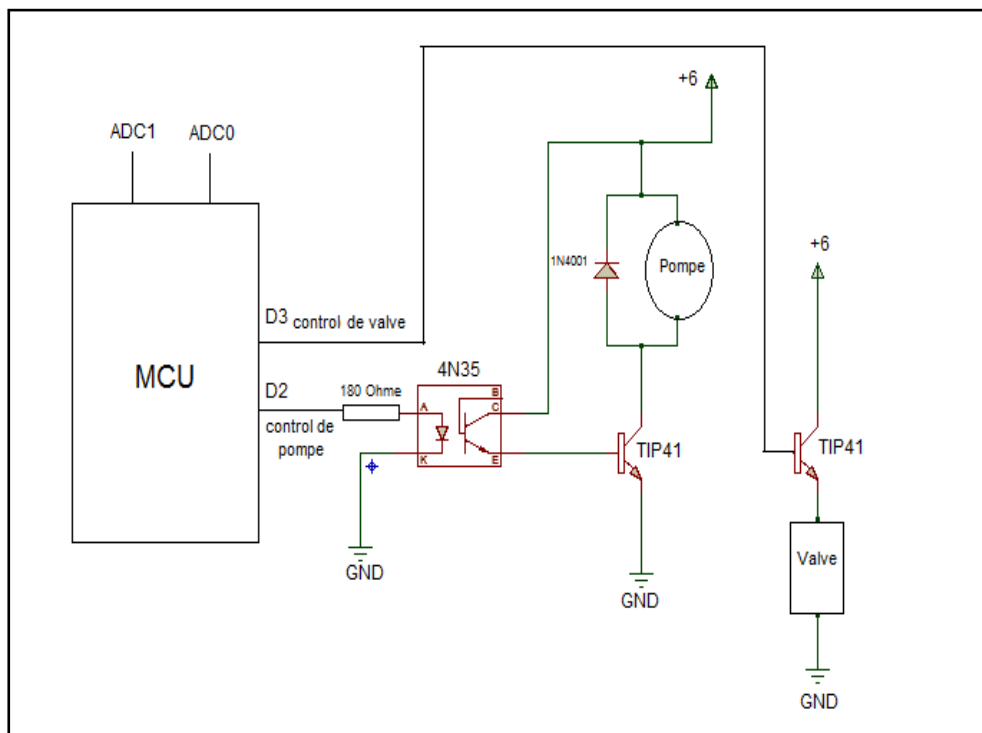


Figure IV.5 : Schéma de connexion de la pompe et de la valve avec le MCU

IV.2.3. *Connections de la carte MMC 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

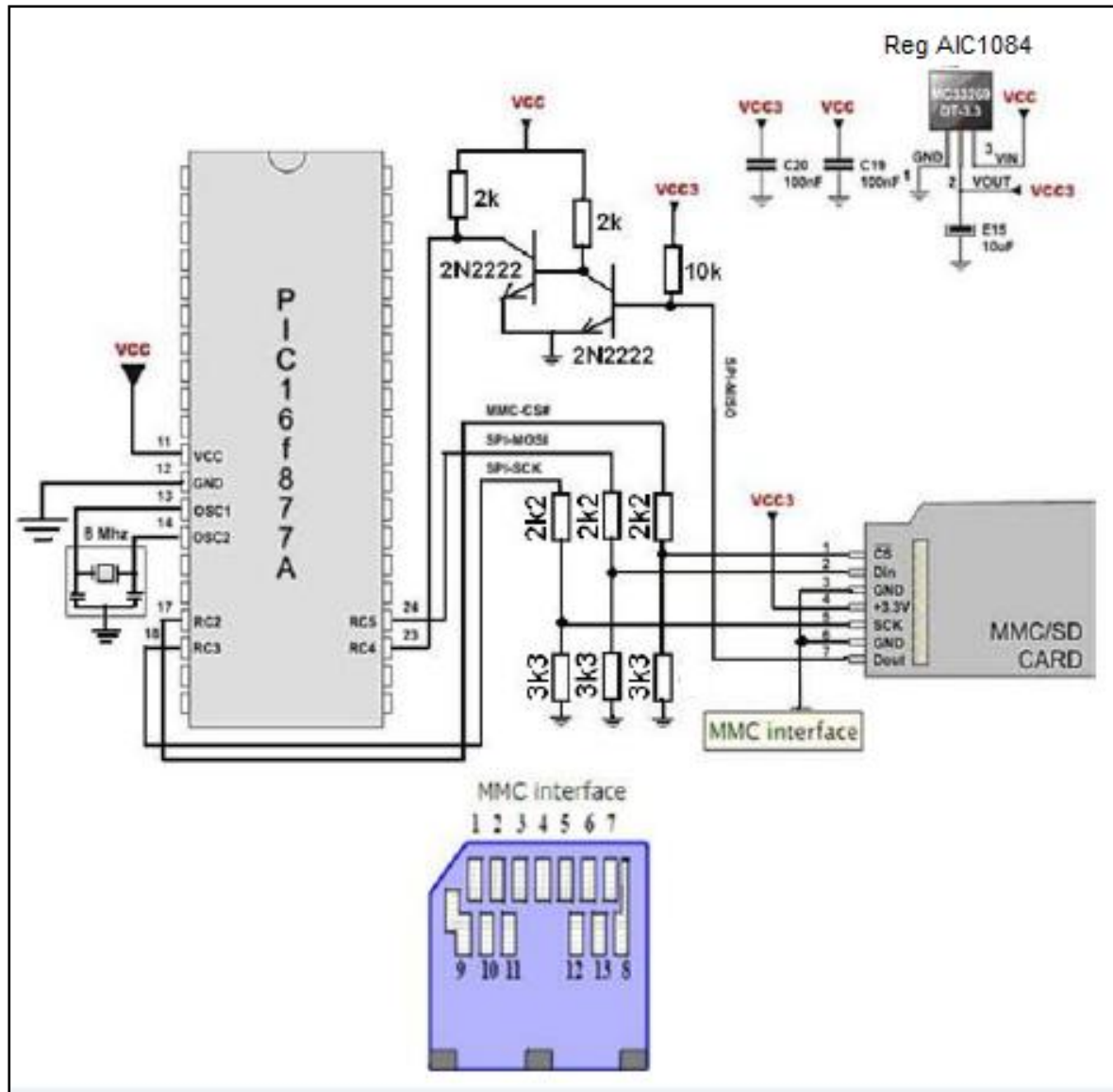


Figure IV.6 : Schéma de connexion de la carte MMC avec le MCU

Notons que la carte mémoire nécessite une tension de 3,3V pour fonctionner, et que, par conséquent, tous les signaux TTL de 5 V en provenance du PIC (MOSI, SCK et CS) devraient être abaissés à 3,3 V. La Figure IV.6 montre une paire de résistances montées en diviseur de tension sur chaque ligne du PIC convertit la sortie 5V en 3,3V.

En ce qui concerne la ligne MISO, deux transistors bipolaires (2N2222) montés en inverseurs sont utilisés afin de convertir le 3,3 V en 5 V.

IV.2.4. Connexion de l’Afficheur LCD avec le MCU

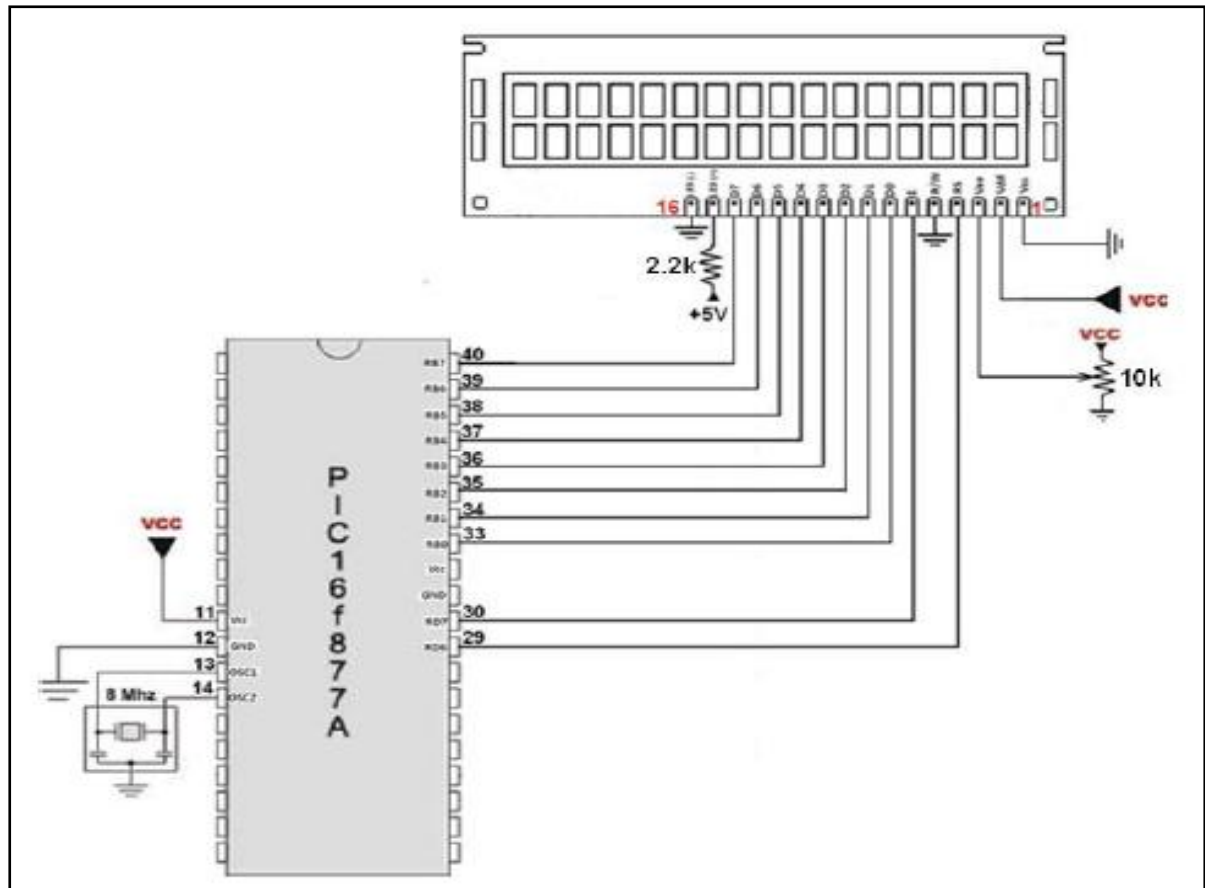


Figure IV.7 : Schéma de connexion de l'afficheur LCD

IV.2.5. Circuit d'alimentation

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

- $\pm 10V$ pour alimenter les circuits intégrés (AD620, OP07DP).
- 5V pour alimenter le capteur de pression et MCU.
- 6V pour alimenter l'électrovalve et l'électropompe.
- 3,3 V 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 1A 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.8 à l'aide du logiciel PROTEUS.

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

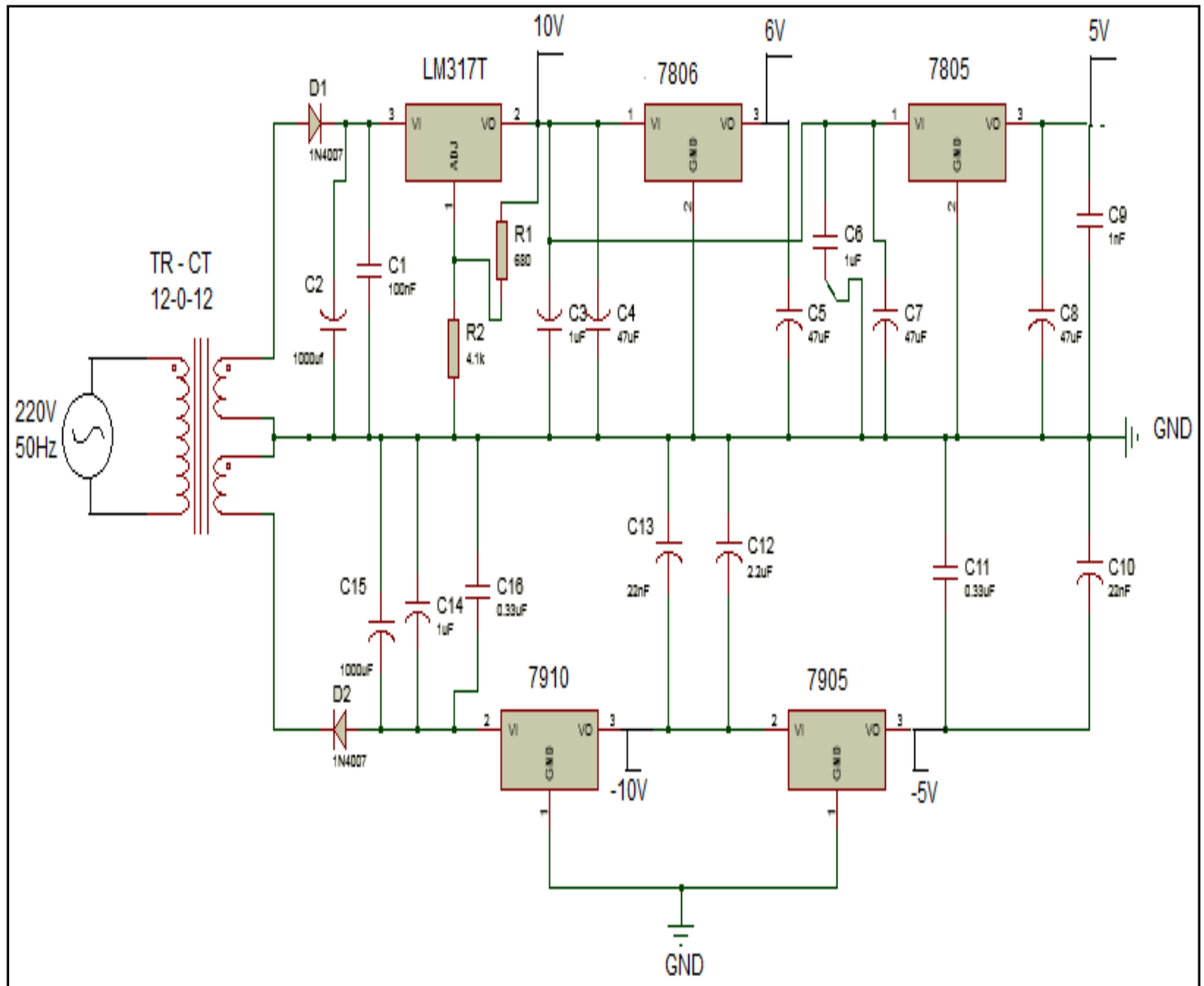


Figure IV.8 : Schéma structurel de circuit d'alimentation

Le schéma électrique de l'alimentation contient quatre étages fonctionnels qui sont :

- ❖ **Etage abaisseur :** contient le transformateur abaisseur CT (Center Tap) 12V-0-12V, qui permet de passer d'une tension sinusoïdale de valeur élevée (220V, 50Hz) à une tension de même forme mais de valeur plus faible (24V ou 12V-0-12V).
- ❖ **Etage redresseur :** constitué par deux diodes D1 et D2 qui servent à garder que la partie

positive (ou négative) de la sinusoïde d'entrée.

- ❖ **Etage de filtrage (lissage)** : formé de C1 et C2 ($C1=C2=1000\text{pF}$) à pour rôle de maintenir la tension de sortie supérieure à une certaine valeur.
- ❖ **Etage de régulation** : contient les régulateurs de tensions linéaires (78XX, 79XX et lm317), qui assurent la tension de sortie constante quelque soit le courant demandé (jusqu'à 1A)

Afin d'améliorer la stabilité de tensions en sortie des régulateurs, il est conseillé d'ajouter des condensateurs en amont et en aval des régulateurs. Bien sur, il faut adapter la tension maximale du condensateur suivant la tension d'entrée et sortie du régulateur.

IV.3. Conception Logicielle

Avant de procéder à l'élaboration du programme contenu dans le PIC, il est préférable d'établir au préalable un algorithme qui définisse son principe de fonctionnement. L'organigramme de la Figure IV.9 décrit sommairement l'organisation du programme. Il modélise l'effet d'un reset, représente la détection et le traitement des oscillations et leur niveau d'amplitude, et enfin la boucle principale qui réalise les calculs des pressions systolique et diastolique.

IV.3.1. L'organigramme du logiciel

L'organigramme du notre programme écrit en langage "C" est représenté dans la Figure IV.9.

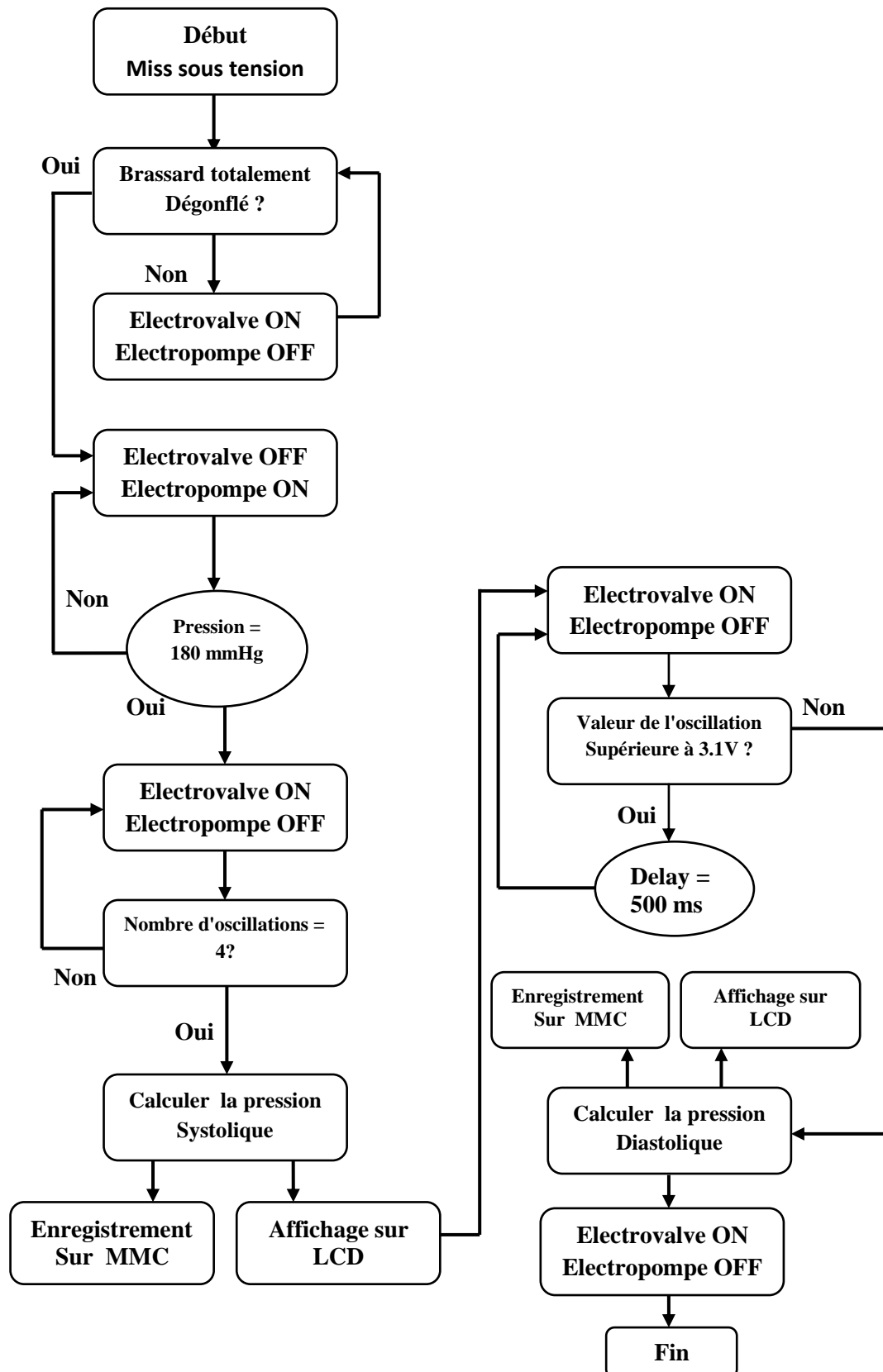


Figure IV.9 : L'Organigramme du programme

Le programme vérifie que le brassard est complètement dégonflé. Si ce n'est pas le cas, la valve fonctionne et le moteur reste éteint. Si le brassard est effectivement dégonflé, le système éteint la valve et allume le moteur. Le programme observe si la pression désirée est atteinte. Si elle ne l'est pas, le moteur continue à fonctionner; si oui, le moteur 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 3.1V. 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.

IV.3.2. Mesure de la pression systolique

Après que le moteur élève la pression à 180 mm Hg, ce qui est approximativement supérieure à la pression systolique d'une personne saine, le brassard commence à dégonfler et le programme entre dans l'étape de la mesure systolique. Durant cette étape le programme observe l'onde AC issue de l'ADC1, lorsque la pression dans le brassard décroît jusqu'à une certaine valeur, le sang commence à couler dans le bras. A ce moment, si on observe l'oscilloscope on peut voir le début des oscillations. La pression systolique peut alors être obtenue. La méthode de notre programme est la mise d'un seuil de voltage de 4V pour l'onde AC. Au début, il n'y a pas de pulsations et le voltage à l'épingle de l'ADC1 est constant à approximativement 3.1V. Ensuite, lorsque la pression dans le brassard décroît jusqu'à ce que la valeur de la pression systolique soit atteinte, l'oscillation commence et augmente. Nous pouvons alors compter le nombre de pulsations qui ont des valeurs maximales en dessus du voltage seuil. Si le programme jusqu'à quatre oscillations, il entre dans l'étape du calcul de la pression systolique. Dans cette étape, le programme enregistre le voltage DC de l'épingle ADC0. Ensuite, il convertit cette valeur de voltage DC en la pression dans le brassard pour déterminer la pression systolique d'utilisateur.

A partir des caractéristiques de transfert du capteur de pression et du gain mesuré de l'amplificateur DC, nous pouvons déterminer la pression systolique en observant le voltage DC de l'épingle ADC0. Voici l'explication de la procédure de conversion :

Soit "Tension DC" la Tension DC lu de l'épingle ADC0, et "Gain DC" le gain de l'amplificateur DC. Par conséquent, la tension différentielle issue de l'amplificateur DC est calculée ainsi :

$$\text{Tension capteur} = \text{Tension DC} / \text{Gain DC} \quad (\text{IV.1})$$

A partir des caractéristiques de transfert du capteur de pression, nous pouvons calculer la pression basée sur la tension de capteur. La pente de la courbe typique est calculée ainsi:

$$\text{Pente} = 4.5\text{V}/500\text{kPa} = 9.4 \times 10^{-3} \text{ V/KPa} \quad (\text{IV.2})$$

Donc, la pression dans le brassard en unité k Pa peut être calculée par l'équation :

$$\text{Pression (KPa)} = \text{Tension capteur} / \text{pente} \quad (\text{IV.3})$$

Nous pouvons alors convertir la pression à l'unité mm Hg en multipliant par :

$$760 \text{ mmHg} / 101.325 \text{ kPa} \quad (\text{IV.4})$$

Donc la pression en unité mm Hg est exprimée comme suit:

$$\text{Pression (mmHg)} = \text{Pression(KPa)} \times 760 \text{ mmHg}/101.325 \text{ KPa} \quad (\text{IV.5})$$

On combinant toutes ces conversions, nous obtenons la formule pour convertir la tension DC en la pression dans le brassard de la manière suivante :

$$\text{Pression mmHg} = \frac{\text{Tension DC}}{\text{Gain Tension}} \times 831.5 - 157 \quad (\text{IV.6})$$

Une fois que le programme termine ce calcul, il entre dans l'étape de mesure de la pression diastolique de l'utilisateur.

IV.3.3. Mesure de la pression diastolique

Pour la mesure de la pression diastolique, on observe valeur des oscillations à l'entrée de l'épingle d'ADC1. Si cette valeur est supérieure à 3.1V, on entre dans un délai de temps qui

valent à 500ms, quand la valeur est égale à 3.1V, alors on calcul la pression diastolique de la manière suivante :

$$\text{Pression (mmHg)} = \frac{\text{Tension DC}}{\text{Gain Tension}} \times 831.5 - 157$$

IV.7

IV.4. Circuit analogique final

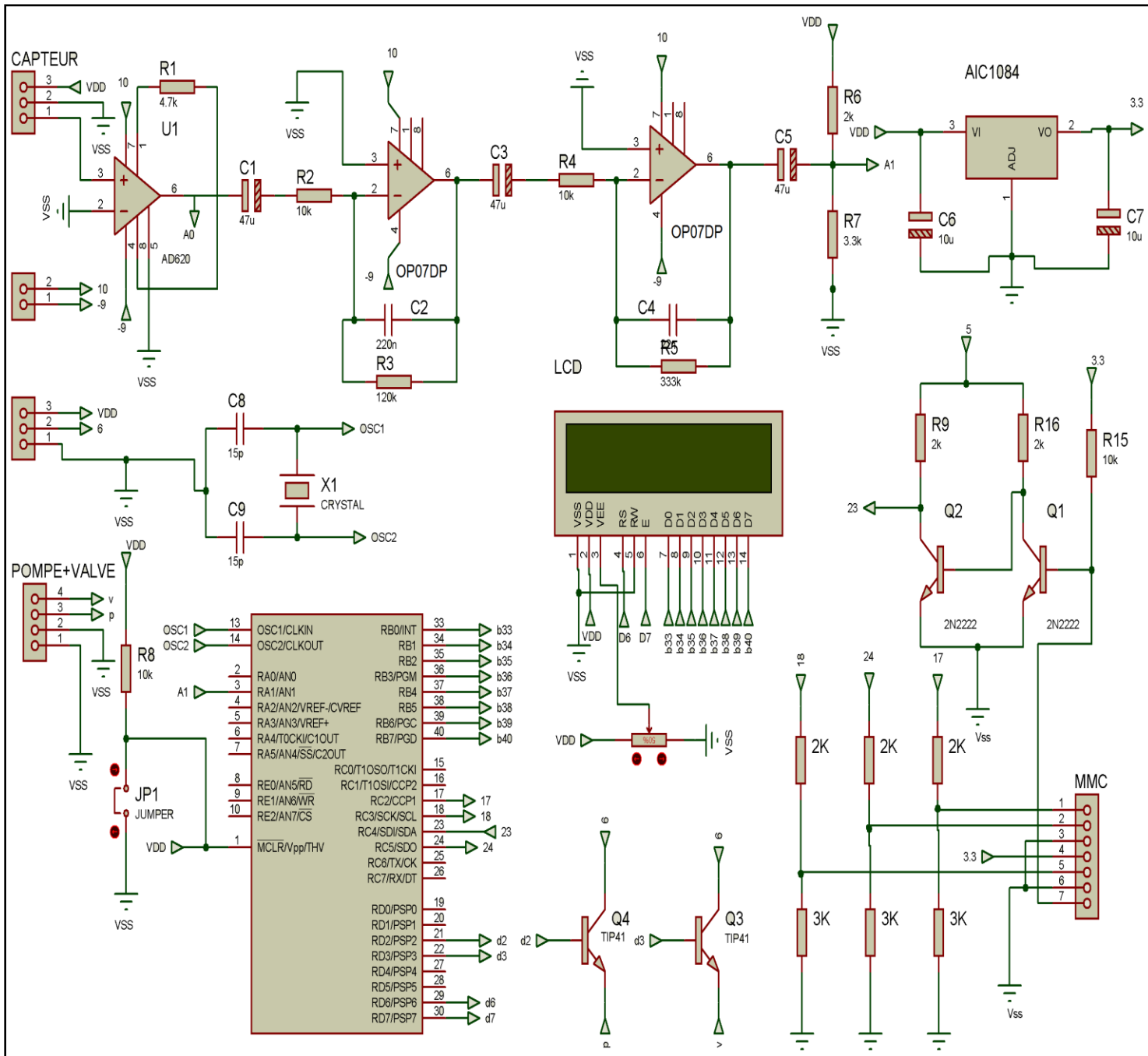


Figure IV. 10 : circuit final

IV.5. Montage sur plaque d'essai

Nous présentons dans la figure ci-dessous notre tensiomètre électronique monté sur la plaque d'essai avant d'entamer la réalisation. L'afficheur LCD montre que la tension artérielle diastolique prise est d'environ 75 mm Hg.

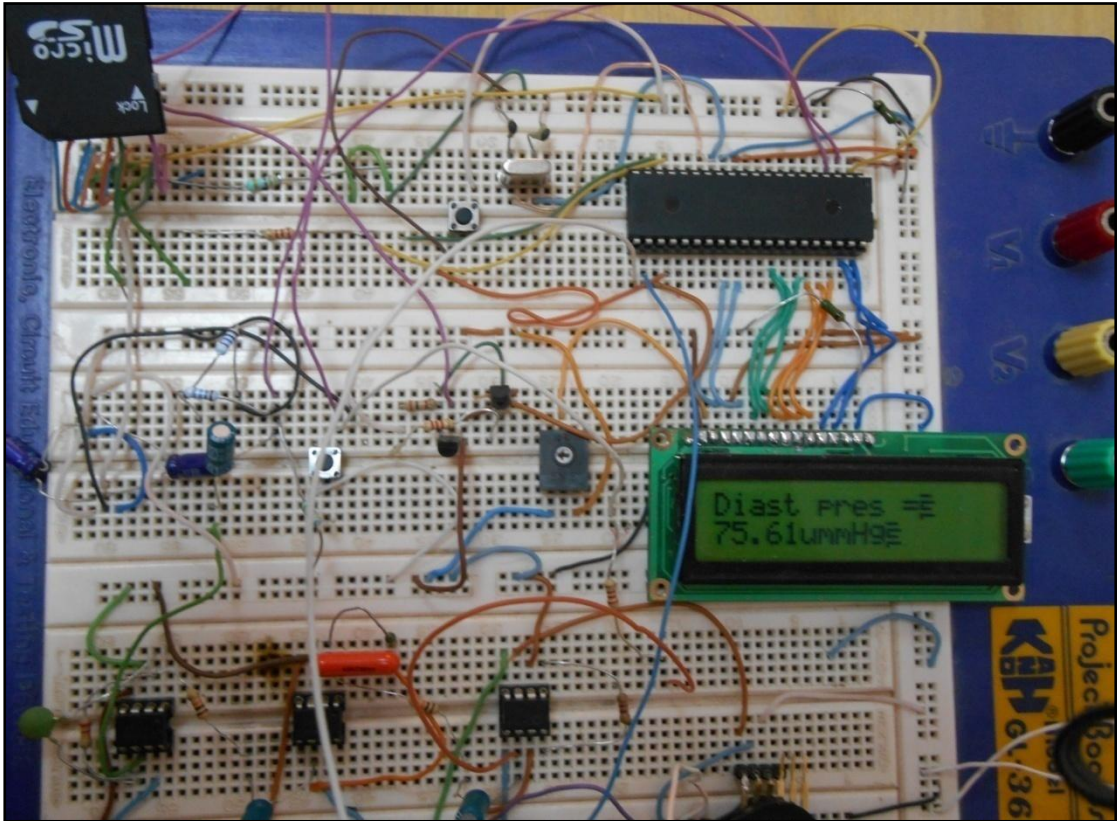


Figure IV. 11 : Montage sur plaque d'essai

IV. 6. Conclusion

Dans ce chapitre, on a présenté la conception et la réalisation de l'ensemble de circuits électroniques constituant notre appareil, 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, le circuit d'interface SPI avec la carte MMC et le circuit d'alimentation qui fournit les tensions continues nécessaires aux différents circuits. Le pic assure toutes les fonctions nécessaires au bon fonctionnement du système. Il assure la totalité des commandes d'écriture et de lecture sur le bus SPI et gère les routines d'affichage pour l'écran LCD.

Conclusion Générale

CONCLUSION GENERALE

L'objectif de notre étude est la réalisation et le développement d'un tensiomètre électronique. Dans un premier lieu, nous avons exposé l'anatomie du cœur et ses pressions pour avoir une idée générale sur les pressions sanguines afin d'expliquer le fonctionnement de notre machine. Il a été nécessaire de faire une recherche bibliographique approfondie avant de passer à l'étape de la conception, la réalisation des circuits électroniques et la programmation du PIC16F877A qui est le composant le plus essentiel dans notre appareil de mesure de la pression artérielle.

On a décrit d'une manière détaillée le fonctionnement de chaque étage et les équations mathématiques qui sont à la base de réalisation pratique. Nous avons procédé à des tests de la PA qui ont été satisfaisants, malgré que quelques fois, on ait observé des échecs au test de démarrage, mais par la suite, les mesures de la PA sont crédibles.

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.

Nous estimons avoir fourni dans ce mémoire les éléments nécessaires à l'explication du fonctionnement et à la mise en évidence de l'utilité de l'élaboration de notre projet et de la réalisation de notre appareil de mesure de la pression artérielle (PA).

Références Bibliographiques

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] www.tensiometre-medical.com
- [2] LOURALEE SHERWOOD "Physiologie Humaine", Thomson Brooks /Cole, 2006.
- [3] Elaine N.Marieb " Anatomie Et Physiologie Humaines", The Benjamin/Cummings Publishing, 1998.
- [4] Pierrick HORDE "Tension artérielle normale et hypertension artérielle", Septembre 2014.
- [5] TRIQUI Chahinez "RECHERCHE D'ASSOCIATION ENTRE DEUX POLYMORPHISMES DU GENE (OTC) ET L'INFARCTUS DU MYOCARDE (IDM) DANS LA POPULATION ORANAISE", Faculté Des Sciences, Département De Biotechnologie, Université D'Oran, Algérie, 2010.
- [6] Georges FAHD " Création D'une Chaine De Référence Pour La Mesure De La Pression Artérielle", Thèse De Doctorat En Mécanique Et Physique Des Fluides, Université AIX-MARSEILLE, France, 2012.
- [7] Roland Asmar "Méthodes De Mesure De La Pression Artérielle", Hôpital Broussais, Paris, 2010.
- [8] <http://www.futurlec.com/Microchip/PIC16F877A.shtml>
- [9] <http://www.developpez.net/forums/d1443960/c-cpp/c/pic-16f877-lcd-16-2-a/>
- [10] http://cache.freescale.com/files/sensors/doc/data_sheet/MPX5500.pdf
- [11] http://coecsl.ece.illinois.edu/me360/AD620_pages_1_through_3.pdf
- [12] <http://www.mouser.com/ds/2/405/op07d-404875.pdf>

Résumé

Cette étude a pour objectif de réaliser et de développer un tensiomètre électronique. Dans un premier lieu, 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 notre appareil de mesure de la tension artérielle (PA). Il a été nécessaire de faire une recherche bibliographique de son apparition avant de passer au troisième chapitre qui est consacré pour les composants de notre machine réalisée et leurs descriptions. Le dernier chapitre concerne les circuits électroniques et la programmation.

La réalisation d'un tensiomètre électronique nous a permis d'élargir nos connaissances dans ce domaine d'application et de l'intérêt porté par les utilisateurs.

Abstract

This study aims to realize and develop an electronic blood pressure monitor. In the first place, we exposed the anatomy of the heart and the pressure to have a general idea on blood pressure in order to explain how our meter blood pressure it works (BP). It was necessary to do a literature search of his appearance before moving to the third chapter that devoted to the components of our machine made and their descriptions. The last chapter relates to electronic circuits and programming.

The realization of an electronic blood pressure has allowed us to expand our knowledge in this field of application and the interest shown by users.

ملخص

تعد ظاهرة إرتفاع ضغط الدم من الأسباب الأساسية لإرتفاع عدد الوفيات في وقتنا هذا مما جعله محور مهم لدى عامة الناس وبالأخص مرضى إرتفاع ضغط الدم مما أدى بنا إلى تفكير في صناعة جهاز الكتروني لقياس ضغط الدم يسهل استعماله من طرف الجميع. وفي إطار هذا العمل قمنا بدراسة ظاهرة إرتفاع ضغط الدم من الناحية الطبية وبناءا على هذه الدراسة قمنا بصناعة هذا الجهاز الالكتروني الذي يحتوي على شريط يربط على الذراع لمنع الدم من المرور لكي يتم قياسه بواسطة حساس ضغط حيث يتم توصيل هذا الحساس بمتحكم دقيق "pic" لمعالجة المعطيات الواردة منه و يقوم بإظهارها على شاشة عرض وتسجيلها في بطاقة ذاكرة ليتم الرجوع إليها في وقت لاحق.