

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique.

Université Mouloud MAMMERY de Tizi-Ouzou
Faculté de Génie Electrique et d'Informatique
Département d'électronique



En vue de l'obtention du diplôme Master 2 en Electronique

Spécialité : Electronique Biomédicale

Réalisé par :

OULD BRAHAM Amar

MALOUM Karim

Thème

Etude d'un Tensiomètre électronique

M. LAZRI, Maitre de Conférences A, UMMTO, Président

F. OUALLOUCHE, Maitre de Conférences B, UMMTO, Encadreur

O. BOUZEBOUDJA, Maitre Assistant A, UMMTO, Examineur

Soutenu publiquement le : 22/03/2018

Remerciements

Nous remercions Dieu le tout puissant de nous avoir donné le courage et la volonté de parvenir à la fin de notre parcours universitaire.

Nous tenons à remercier tous ceux qui nous aidé, conseillé et encouragé à fin de réaliser ce modeste travail.

Et aussi on n'oublie pas de remercier M. F.OUALOUCHE, notre encadreur pour tous son soutient et ces conseils qui nous on apporté de l'aide dans la réalisation de notre projet.

Nous tenons à remercier les membres de jury.

Nos remerciements vont aussi à tous le corps pédagogique : enseignants, administrateurs, employés du département de Génie électrique et électronique ainsi que toutes les personnes de notre faculté.

Dédicace

Nous dédions ce travail à :

Nos mères, sources de tendresse et d'amours pour leurs soutiens tout le long de
notre vie scolaire.

Nos pères, qui nous ont toujours soutenus et qui ont fait tout possible pour nous
aider.

Nos frères et nos sœurs, que nous aimons beaucoup.

Notre grande famille.

Nos cher ami (e) s, et enseignants.

Tout qu'on collaboré de près ou de loin à l'élaboration de ce travail.

Que Dieu leur accorde santé et prospérité.

Sommaire

Introduction	1
---------------------------	----------

Chapitre I : Le cœur humain, pressions et moyens de mesure

1. Historique	2
2. Appareil cardiovasculaire.....	3
2.1 Le système cardiovasculaire.....	3
2.2 Structure de l'appareil cardiovasculaire	4
2.3 Circulation sanguine.....	5
2.4 Cycle cardiaque	7
2.5 Pression artérielle	10
2.5.1. Définition de la Pression artérielle	10
2.5.2. Pression artérielle moyenne (PAM)	11
2.5.3. Pression artérielle systolique (PAS)	11
2.5.4. Pression artérielle diastolique (PAD).....	12
2.5.5. Pression pulsée (PP) ou différentielle	12
2.5.6. Moyens et méthodes de mesure de la PA.....	12
2.5.7. Conclusion.....	12

Chapitre II : Le Pic 16F877

1 Introduction générale au microcontrôleur	26
1.1 Caractéristiques principales d'un microcontrôleur.....	26
1.1.2 Les avantages d'un microcontrôleur	26
1.1.3 Contenu d'un microcontrôleur	26

2 Définition d'un PIC	27
2.1 Les différentes familles des Pics	27
2.2 Identification des Pics	27
3 PIC 16F877	27
3.1 Principales caractéristiques du PIC 16F877	28
3.2 Mémoires du PIC 16F877	29
3.3 Organisation externe du PIC 16F877	30
3.4 Ports d'entrées/sortie	31
3.5 Interruption RB0/INT.....	31
3.6 Schéma fonctionnel	32
3.6.1 Schéma de bloc.....	33
3.6.2 Module de commande	34
3.6.2.1 Relation entre (PIC, Sorties Numériques).....	34
3.6.2.1.1 Les Relais	35
3.6.3 Module de contrôle d'état	36
3.6.4 Module de mesure de tension.....	37
3.6.5 Le QUARTZ	38
3.6.6. Conclusion.....	38

Chapitre III : Conception d'un tensiomètre et les composants

1 . Schéma bloc	39
1.1 .Bouton	39

1.2 .Moteur + système pneumatique + valve	39
1.3 .Brassard.....	40
1.4. Capteur de pression	41
1.4.1Caractéristiques d'opération.....	41
1.4.2. Test du Capteur	42
1.5. Amplificateur DC.....	43
1.5.1. Caractéristiques	43
1.5.2. Applications	44
1.6. L'afficheur LCD.....	44
1.6.1. Schéma fonctionnel.....	45
1.6.2. Brochage d'un LCD	45
1.6.3 .Test de l'Afficheur LCD	46
1.7. Les Filtres.....	47
1.7.1. Caractéristique de l'TL082CN	47
2 . Le circuit analogue	48
2.1. Filtres passe bande	49
2.2. Stade de couplage AC	50
2.3. L'alimentation	51
2.4. Connexions du moteur et de la valve avec le MCU	53
2.5. Connexion de l'Afficheur LCD avec le MCU	54
2.6. L'organigramme.....	55

2.7. Conclusion.....55

Conclusion..... 56

Références bibliographiques

Liste des figures

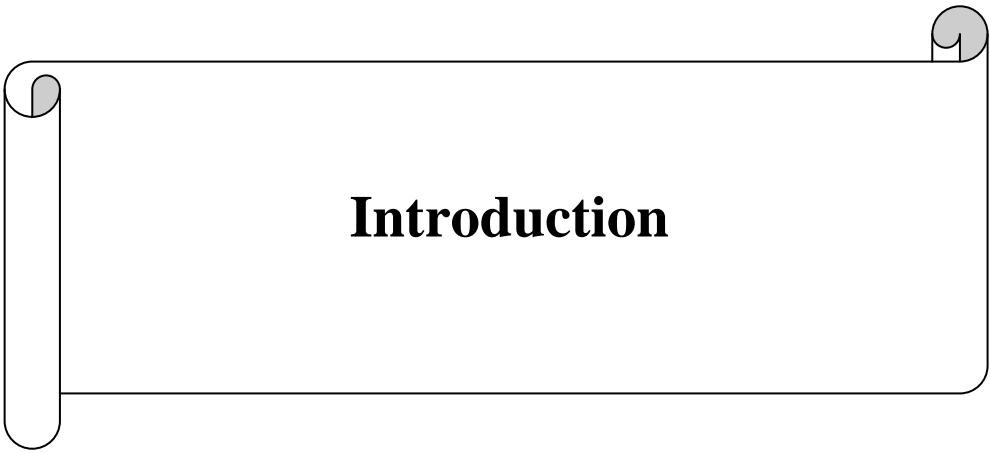
Figure I.1 : Anatomie cardiovasculaire.....	3
Figure I.2 : Représentation schématique du système cardiovasculaire.....	4
Figure I.3 : Anatomie du Cœur	5
Figure I.4 : Circulation sanguine	5
Figure I.5 : Trajet de la petite circulation	6
Figure I.6 : Trajet de la grande circulation	6
Figure I.7 : Phases du cycle cardiaque.....	7
Figure I.8 : Contraction iso-volumique.....	8
Figure I.9 : Contraction iso-volumique.....	8
Figure I.10 : Relaxation iso-volumétrique	9
Figure I.11 : Remplissage ventriculaire	10
Figure I.12 : Courbe de la pression artérielle enregistrée au niveau de L'aorte ascendante.....	11
Figure I.13 : Tableaux des méthodes de mesure de la PA	13
Figure I.14 : Méthode auscultatoire	14
Figure I.15 : Détection des sons de KOROTKOFF, phase de dégonflage	15
Figure I.16 : Différents composants du signal photopléthysmographique	17
Figure I.17 : Oscillations et l'estimation de la PA	18
Figure II. 1 : Structure interne du PIC	29
Figure II.2 : Brochage du PIC 16F877	30

Figure II.3 : Schéma fonctionnel	32
Figure II.4 : Schéma de bloc	33
Figure II. 5 : Relation entre (PIC, Sorties Numériques)	34
Figure II. 6 : Commande de sortie numérique	34
Figure II. 7: Schéma interne de relais	35
Figure II.8 : Relation entre (PIC, Entrées Numériques)	36
Figure II.9 : Relation entre (PIC, Entrées Analogiques)	37
Figure II.10 : Diviseur de tension	37
Figure II.11 : Schéma de QUARTZ	38
Figure III.1 : Schéma Bloc de la machine	39
Figure III.2 système pneumatique	39
Figure III.3 : Brassard.....	40
Figure III.4 : Schéma d'un brassard	40
Figure III.5 : Capteur de pression MPX2100AP	41
Figure III.6 : Réponse linéaire de capteur (Vout en fonction de la Pression)	42
Figure III.7 : Test de capteur MPX2100AP	42
Figure III.8 : Amplificateur d'instrumentation AD620AN	43
Figure III.9 : Réponse en fréquence de l'amplificateur AD620	44
Figure III.10 : Schéma fonctionnel de JHD162A	45
Figure III.11 : Brochage d'un LCD JHD162A.....	45
Figure III.12 : Test de l'afficheurJHD162A	46

Figure III.13 : L'amplificateur opérationnel TL082CN	47
Figure III.14 : circuit analogue de l'amplificateur l'AD620 et l'OPA2277	49
Figure III.15 : Premier Filtre Passe Bande	49
Figure III.16 : Second Filtre Passe Bande	50
Figure III.17 : ADC intégré	50
Figure III.18 : Stade de couplage AC	51
Figure III.19 : Schéma électrique d'une alimentation	52
Figure III.20 : Circuit d'alimentation	52
Figure III.21 : Connections du moteur et de la valve avec le MCU	53
Figure III.22 : Schéma d'implantation de l'afficheur LCD	54

Liste des tableaux

Tableau III.1 : Caractéristiques techniques de MPX2100AP	41
Tableau III.2: Brochage d'un LCD JHD162A	46



Introduction

Introduction

Le traitement d'une pathologie ne se fait pas à la légère. En effet, pour connaître exactement la maladie dont souffre un patient, il faut d'abord que le médecin ait la compétence nécessaire ; ensuite il faut qu'il possède le matériel médical adéquat. L'innovation médicale doit souvent beaucoup aux progrès de l'électronique. Par conséquent, l'usage de l'électronique est très pertinent dans de nombreux dispositifs médicaux ou destinés à la santé. Elle couvre un large éventail d'applications, des appareils d'imagerie jusqu'aux capteurs portés sur soi, en passant par des implants. Les exigences varient selon la nature de l'application, avec toujours comme point commun la fiabilité, et souvent aussi la miniaturisation.

Habituellement utilisés par le médecin lors d'une visite médicale avec un stéthoscope, le tensiomètre permet de mesurer la pression artérielle. Toutefois, pour diagnostiquer une hypertension artérielle, l'automesure de la pression artérielle de façon fréquente et régulière est souvent primordiale pour aider le médecin. L'automesure peut être aussi utilisée pour la surveillance du patient lors de la prise d'un traitement antihypertenseur.

Dans le cadre de notre projet de fin d'études, nous allons concevoir et réaliser un tensiomètre électronique qui permet d'effectuer ces mesures chez soi sans se déplacer chez le médecin. Ce dernier interviendra dans l'étape d'exploitation des mesures effectuées.

Nous avons structuré notre mémoire en trois chapitres. Dans le premier chapitre, nous procéderons à une étude sur les pressions du cœur humain et leurs anomalies ainsi que les méthodes de mesure de la pression artérielle.

Dans le deuxième chapitre, nous présenterons, une étude du microcontrôleur PIC16F887 utilisé comme composant essentiel de notre projet.

Dans le troisième chapitre, une étude détaille les composants électroniques utilisés ainsi que la partie acquisition et traitement.

Nous terminerons ce mémoire par une conclusion et une bibliographie.



Chapitre I

Le cœur humain, pressions et moyens de mesure

1. Historique

C'est en 1628 que W. Harvey découvrit la circulation du sang. Il démontra, en évaluant la quantité de sang éjecté par le cœur à chaque contraction, qu'en une heure le cœur déplace une masse de sang égale à trois fois le poids du corps. C'est pourtant seulement en 1730 que la pression sanguine fut mesurée pour la première fois par S. Hales avec un manomètre relié par une canule à l'artère crurale d'un cheval. Cent ans plus tard, en 1828, J.L.M. Poiseuille fit les mêmes mesures avec un manomètre à mercure dont les unités (mm ou cm de mercure) sont encore utilisées en pratique médicale, en contradiction avec le système international d'unités accepté universellement aujourd'hui. La méthode courante en pratique clinique a été inventée en 1905 par P. Korotkow. Elle consiste à mesurer au manomètre la contre-pression exercée sur une artère par un brassard gonflable tout en auscultant l'artère.

Le principal avantage de cette méthode est qu'elle donne accès non plus uniquement à la pression artérielle systolique (PAS) mais également à la pression artérielle diastolique (PAD). C'est la méthode de référence des cliniciens ; elle est toujours utilisée de nos Jours en routine clinique. Elle est connue également sous le nom de méthode auscultatoire.

L'évolution des méthodes de Mesures de la pression artérielle permet aujourd'hui de disposer de mesures automatiques. Les appareils dévolus à ces mesures automatiques ou auto-tensiomètres (AT), utilisent majoritairement la méthode dite oscillométrique. Elle utilise également un brassard et un manomètre et est connue depuis le début du vingtième siècle.

Sa diffusion a commencé vers 1980, après la découverte d'algorithmes de calcul associés permettant l'évaluation de la pression artérielle systolique et diastolique. Les AT permettent au patient de contrôler lui-même sa pression quotidiennement.

2. Appareil cardiovasculaire

2.1 .Le système cardiovasculaire

Le cœur et les vaisseaux sanguins constituent le système cardiovasculaire. Propulsé par le cœur, le sang circule dans tout l'organisme à travers un vaste réseau de vaisseaux sanguins. Trois types de vaisseaux assurent le transport du sang : les artères, les capillaires et les veines. Les contractions rythmiques du cœur propulsent le liquide rouge dans les artères. Celles-ci acheminent le sang du cœur à toutes les régions de l'organisme. Les capillaires, de minuscules vaisseaux, permettent ensuite les échanges entre le sang et les cellules grâce à leur paroi extrêmement fine. Le sang est ensuite réacheminé vers le cœur par les veines

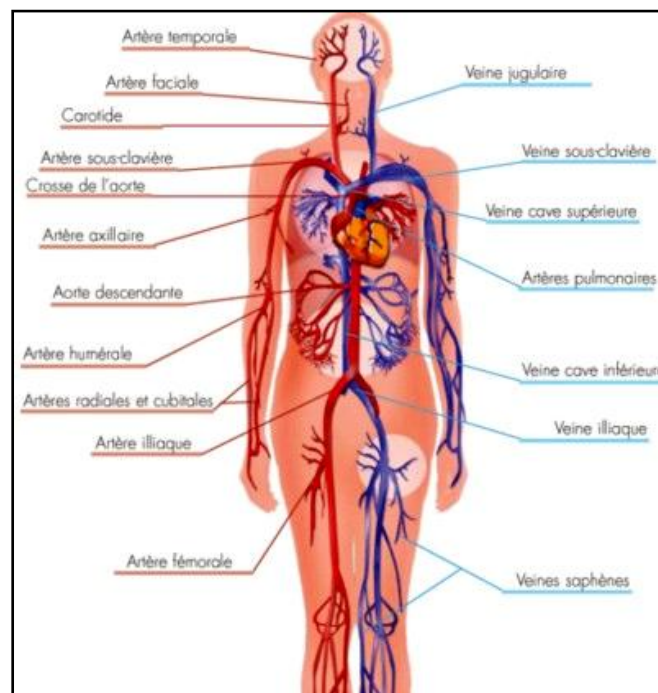


Figure I.1 : Anatomie cardiovasculaire

Ces vaisseaux sanguins forment un réseau dont la longueur totale atteint 150 000 km! Ils se répartissent en deux circuits distincts : la circulation pulmonaire et la circulation systémique. La circulation pulmonaire assure les échanges gazeux entre le sang et l'air contenu dans les poumons. La circulation systémique assure l'irrigation sanguine de tous les organes et tissus. Lorsque le cœur se contracte, ses deux ventricules éjectent simultanément le sang dans les deux circuits.

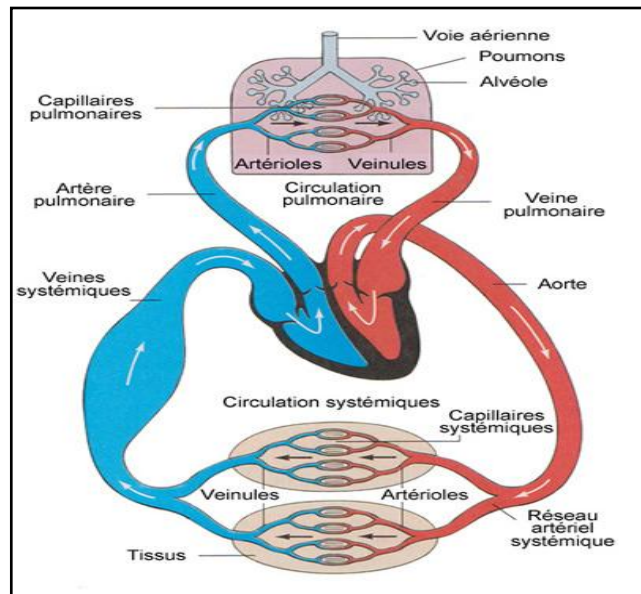


Figure I.2 : Représentation schématique du système cardiovasculaire

2.2. Structure de l'appareil cardiovasculaire

L'appareil cardiovasculaire ou système circulatoire est l'ensemble des structures anatomiques destinées à véhiculer le sang. Le système circulatoire comprend une pompe : le cœur et un ensemble de conduits (artères, artérioles, veines, etc.).

a. Le cœur

Le cœur est un organe vital. Il propulse le sang et le fait ainsi circuler dans l'ensemble des vaisseaux sanguins du corps. Logé au centre gauche de la cage thoracique, entre les poumons, le cœur se contracte en moyenne 70 fois par minute, propulsant chaque jour quelque 7000 litres de sang dans le système cardiovasculaire. Cet organe est essentiellement formé d'un muscle, le myocarde, qui délimite quatre cavités : deux oreillettes et deux ventricules. Les oreillettes reçoivent le sang tandis que les ventricules, plus gros, l'expulsent. Les ventricules sont fermés par des valves cardiaques, des structures élastiques fines qui s'ouvrent pour permettre le passage du sang, puis se ferment pour éviter qu'il ne reflue.

Le cœur est l'organe central de l'appareil cardiovasculaire (voir Figure I.3), il est constitué de quatre cavités.

Deux ventricules droits et gauche Deux oreillettes droite et gauche

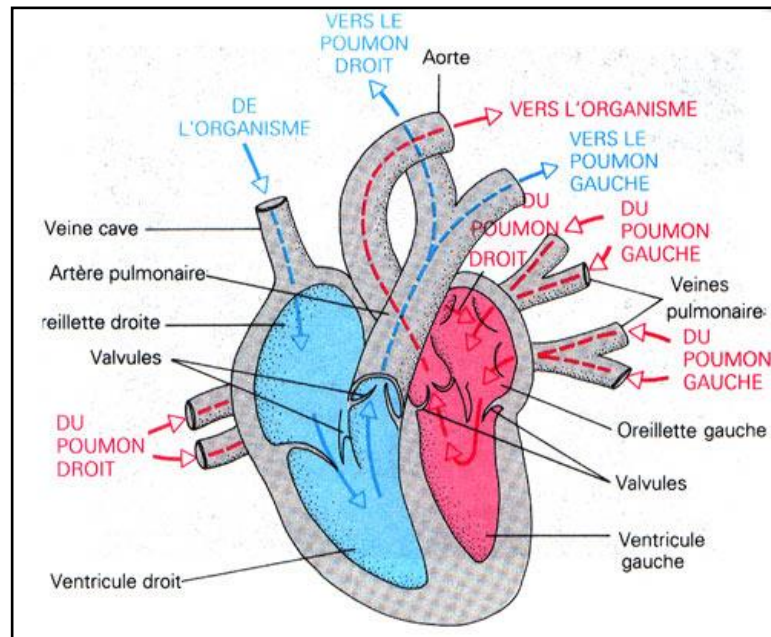


Figure I.3 : Anatomie du Cœur

2.3 .Circulation sanguine

La circulation sanguine désigne le trajet du sang dans l'organisme. Chez l'homme, le sang artériel est expulsé par la partie gauche du cœur. Il est ensuite transporté vers les différents organes de notre corps. Il passe ensuite dans le réseau veineux pour revenir dans la partie droite du cœur. Celui-ci l'expulse alors vers les poumons, pour que le sang soit à nouveau oxygéné revienne finalement dans la partie gauche du cœur et le cycle recommence. En plus de l'oxygène, la circulation sanguine permet également de distribuer aux cellules les divers nutriments dont elles ont besoin Cette circulation peut être divisée en deux circulations (Voir Figure I.4).

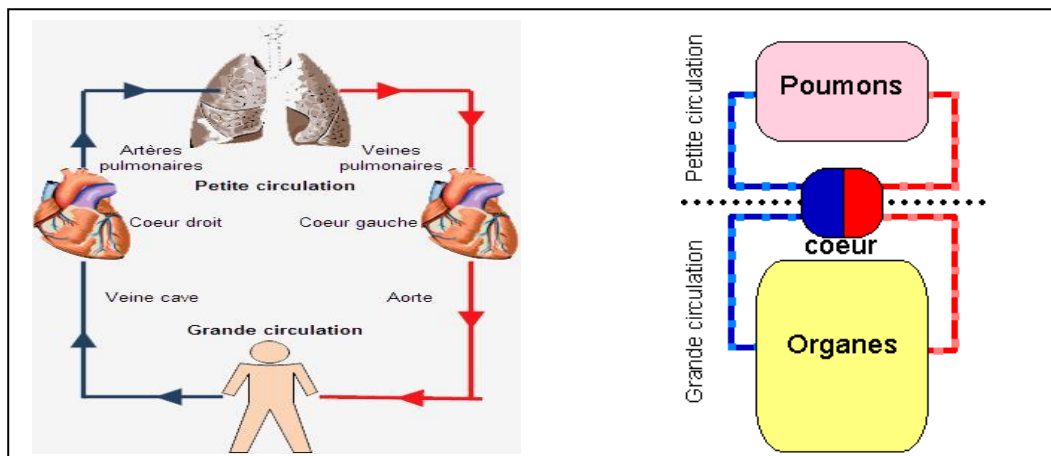


Figure I.4 : Circulation sanguine

a. Petite circulation ou circulation pulmonaire

Cette circulation permet d'oxygéner le sang, elle part du cœur vers les poumons, puis elle revient au cœur, en suivant le trajet suivant :

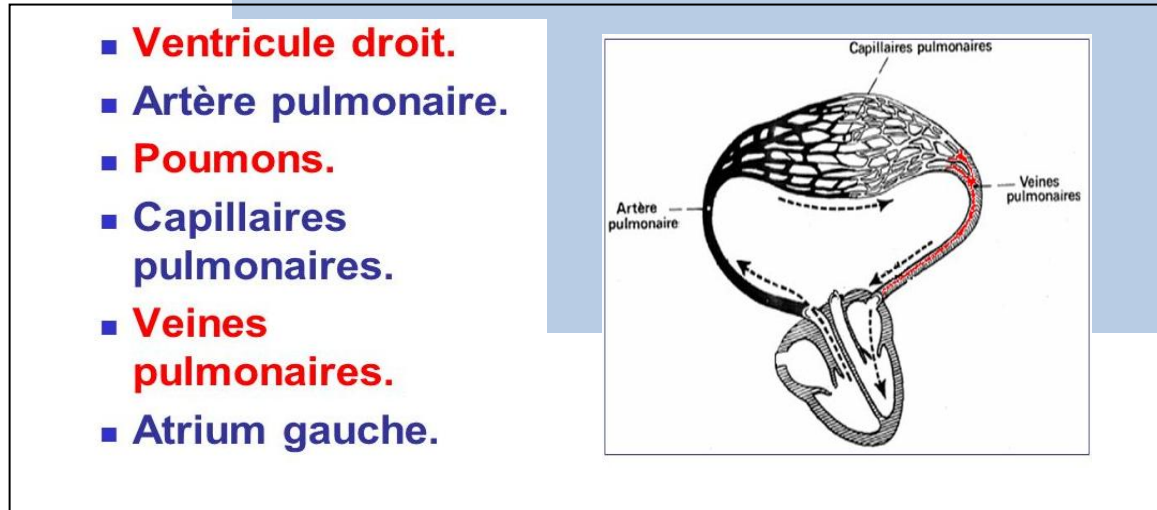


Figure I.5 : Trajet de la petite circulation

b. Grande circulation

Elle transporte l'oxygène et les nutriments vers les tissus et permet l'élimination du dioxyde de carbone. Toutes les artères de cette voie partent de l'aorte qui émerge du ventricule gauche selon le trajet suivant :

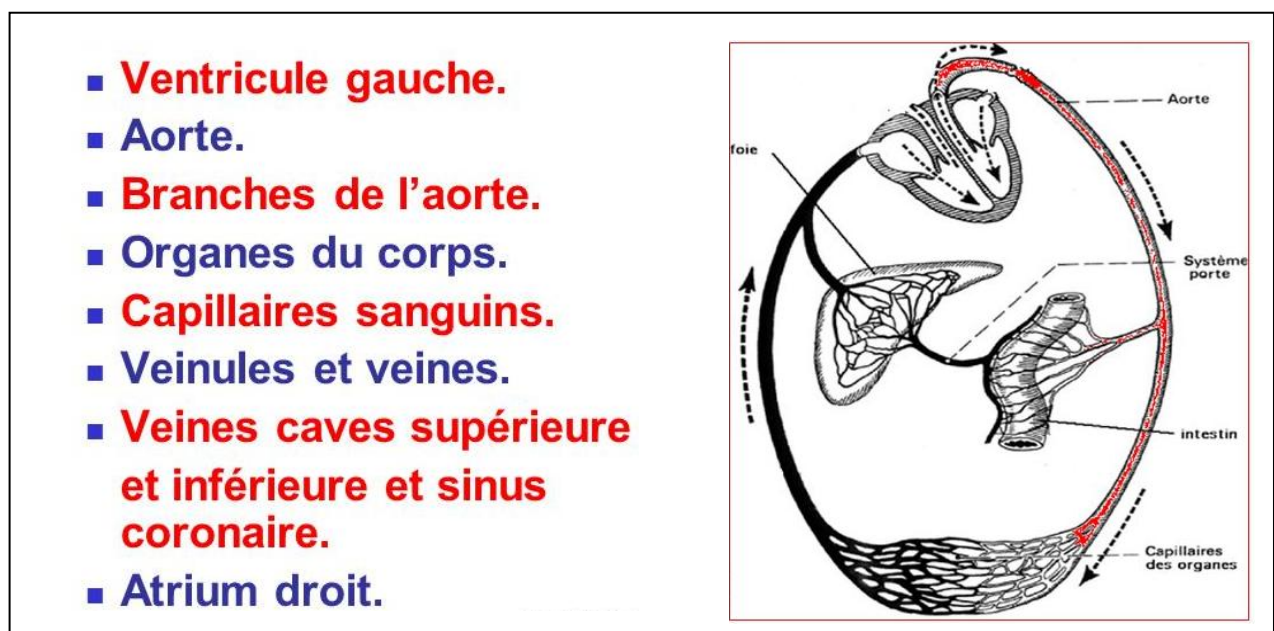


Figure I.6 : Trajet de la grande circulation

2.4 .Cycle cardiaque

Au repos la fréquence des battements du cœur est de 70 pulsations par minute, arrivant à 200 pulsations par minute dans le cas d'un effort intense. Dans le cycle cardiaque on distingue quatre phases; la contraction, l'éjection, la relaxation et le remplissage du ventricule gauche (voir Figure I.7) :

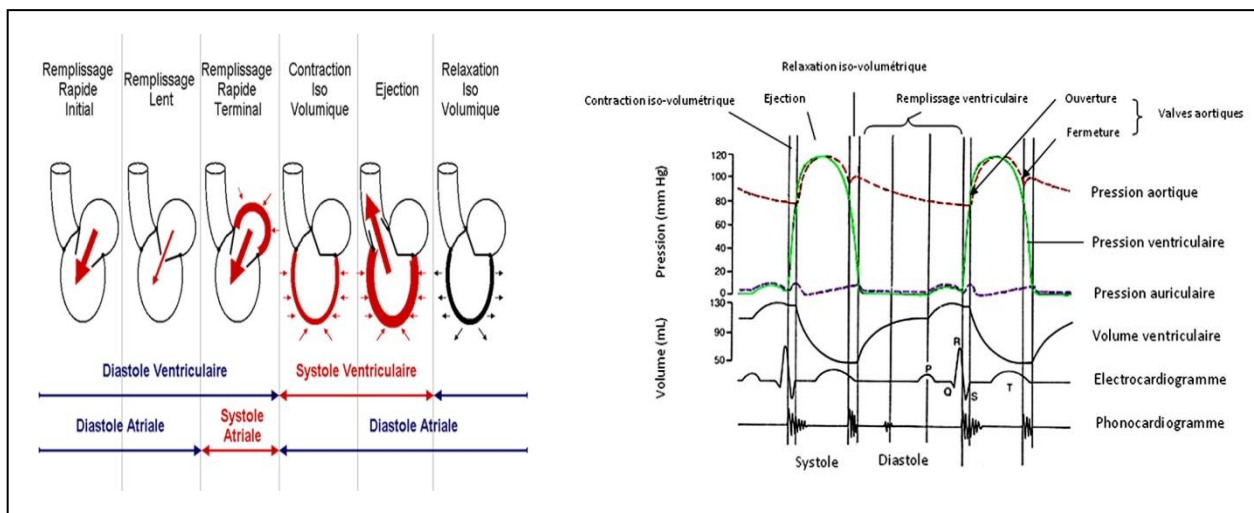


Figure I.7 : Phases du cycle cardiaque

a. Contraction iso-volumique

Juste après la fin de la dépolarisation auriculaire, l'onde de stimulation myocardique franchit le nœud auriculo-ventriculaire et se propage rapidement dans la masse ventriculaire qu'elle dépolarise. Celle-ci, de ce fait, se contracte : c'est le début de la systole ventriculaire. Le sang intra ventriculaire se trouve alors comprimé, la pression intra-ventriculaire augmente rapidement et dépasse la pression qui règne dans l'oreillette ; elle ferme alors les valves auriculo-ventriculaires empêchant tout reflux. Il faut un certain temps pour que la pression intra ventriculaire gauche atteigne puis dépasse la pression aortique et ouvre les sigmoïdes; ainsi, pendant les premiers centièmes de seconde de la systole ventriculaire, le volume de sang emprisonné dans le ventricule par la fermeture de la valve mitrale ne peut pas sortir par l'aorte. C'est la phase de contraction iso volumétrique qui précède la phase d'éjection.

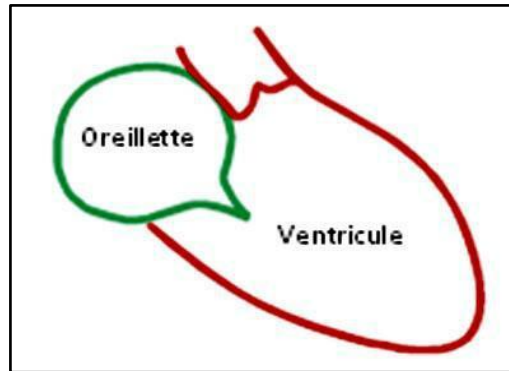


Figure I.8 : Contraction iso-volumique

b. L'éjection systolique

Début lorsque la pression dans le ventricule dépasse celle dans l'aorte ou l'artère pulmonaire permettant l'ouverture des valves pulmonaires et aortiques et l'expulsion du sang hors des ventricules. Le volume de sang éjecté à chaque contraction ventriculaire appelé volume d'éjection ou volume d'éjection systolique (VES) ne constitue qu'une partie (fraction d'éjection) du volume télé diastolique (80 ml environ sur 120-150 ml soit entre les deux-tiers et la moitié). Le résidu post-systolique ou volume télé systolique (VTS) ou encore volume résiduel, constitue un volume de réserve utilisable pour augmenter le volume d'éjection suivant.

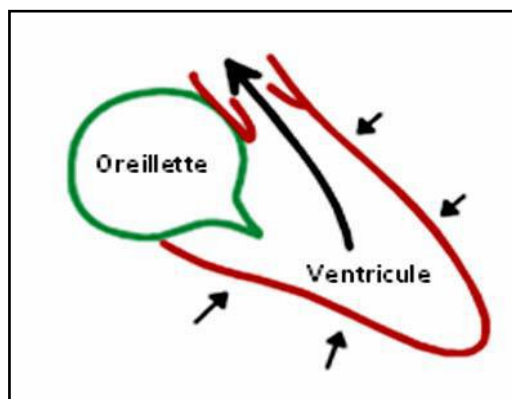


Figure I.9 : Contraction iso-volumique

c. La relaxation iso-volumétrique

Juste après la fermeture des valves aortiques et pulmonaires, le sang ne peut ni sortir, ni entrer dans le ventricule dans lequel la pression, rapidement décroissante, reste pendant quelques centièmes de seconde trop élevée pour que les valves auriculo-ventriculaires puissent s'ouvrir : c'est le premier temps de la diastole ventriculaire.

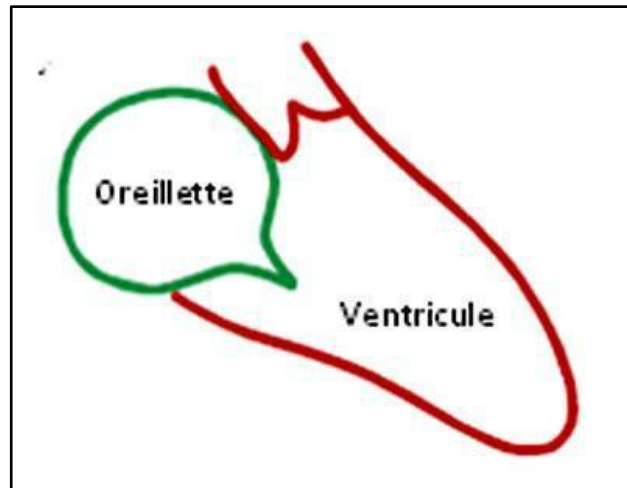


Figure I.10 : Relaxation iso-volumétrique

d. Le remplissage ventriculaire

Il est subdivisé en 2 phases, l'une dite remplissage rapide et l'autre dite remplissage lent. Quand la pression intra-ventriculaire devient inférieure à la pression auriculaire, les valves atrio-ventriculaires s'ouvrent et le sang, accumulé jusque là dans les oreillettes, passe dans les ventricules dont le volume augmente, rapidement d'abord, puis de plus en plus lentement, jusqu'à la contraction auriculaire. En effet, tout à la fin de la diastole ventriculaire, le nœud sinusal décharge, déclenchant la dépolarisation du myocarde auriculaire et donc sa contraction : c'est la systole auriculaire. Un supplément de sang est alors brusquement déplacé de l'oreillette vers le ventricule, entraînant une élévation transitoire de la pression auriculo-ventriculaire. Le volume ventriculaire est maximal en fin de diastole (volume télé diastolique), entre 100 et 150 ml.

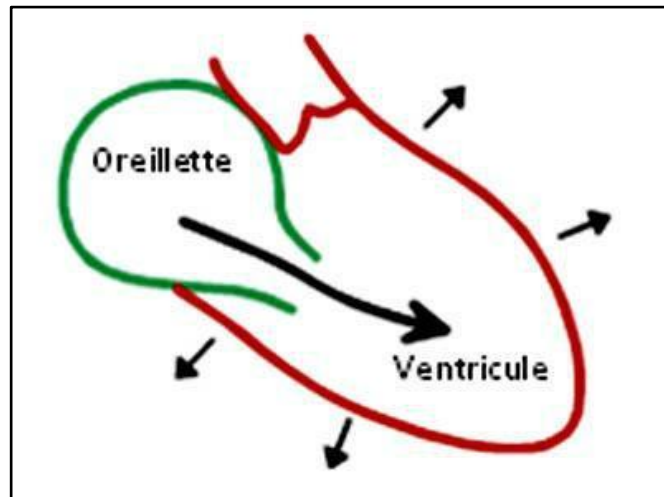


Figure I.11 : Remplissage ventriculaire

2.5. Pression artérielle

2.5.1. Définition de la Pression artérielle

La pression artérielle (PA) résulte de la contraction régulière du cœur qui engendre un système de forces propulsant le sang dans toutes les artères du corps. La PA est un paramètre hémodynamique qui varie constamment autour d'une valeur moyenne. L'amplitude et la forme de ces variations varient selon le site de l'enregistrement avec une amplification de sa valeur maximale, un raidissement de sa pente et une décroissance de sa valeur moyenne en partant du cœur vers la périphérie. La pression artérielle est variable selon les moments de la journée et les circonstances : elle augmente avec l'effort, les émotions violentes, tandis qu'elle décroît lorsque l'organisme est au repos et pendant la nuit.

Au niveau des artères de gros calibres (aorte, artère pulmonaire) et moyen calibres (artère radiale humérale), la courbe de la PA peut être divisée en deux composantes : une première composante constante et continue qui représente la pression artérielle moyenne (PAM), et une seconde composante pulsatile qui représente les variations autour de la pression moyenne. Le maximum des variations correspond à la pression artérielle systolique (PAS) et le minimum à la pression artérielle diastolique (PAD). La différence entre la PAS et la PAD représente la pression pulsée (Voir Figure).

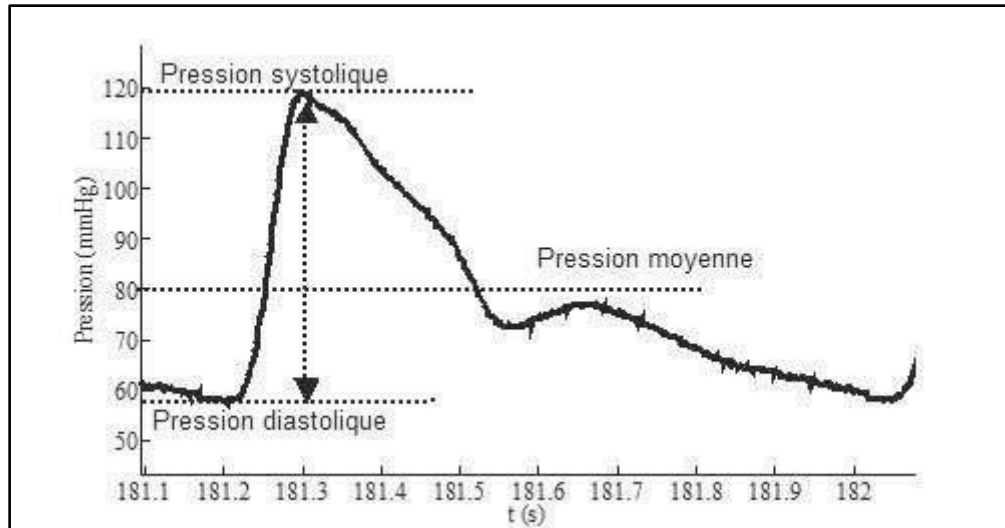


Figure I.12 : Courbe de la pression artérielle enregistrée au niveau de L'aorte ascendante

2.5.2. Pression artérielle moyenne (PAM)

La PAM se définit comme le produit entre la résistance vasculaire (R_v) et le débit cardiaque (QC).

QC : étant le débit cardiaque exprimé en (ml/s)

PAM : étant la pression artérielle moyenne exprimée en 10^{-1} N.m⁻²

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

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

2.5.3. Pression artérielle systolique (PAS)

La PAS correspond à la pression artérielle mesurée lors de la systole, c'est-à-dire lors de la contraction du ventricule gauche où le sang est expulsé en dehors du cœur. La PAS est le chiffre le plus élevé lors de mesure de la PA.

La pression artérielle systolique dépend du débit d'éjection ventriculaire gauche, des résistances vasculaires, des ondes de réflexion périphériques, et essentiellement de l'état de la paroi des gros troncs (rigidité artérielle).

2.5.4. Pression artérielle diastolique (PAD)

La PAD dépend des paramètres hémodynamiques. Ces paramètres sont essentiellement les résistances périphériques artériolaires qui représentent les résistances à l'écoulement sanguin dans les petites artères, la durée de la diastole et la rigidité des gros troncs artériels dont le rôle est toutefois mineur par rapport à celui des résistances artériolaires. La PAD correspond au chiffre de pression le moins élevé lors de mesure de la PA.

2.5.5. Pression pulsée (PP) ou différentielle

La différence entre la pression systolique et la pression diastolique est appelée pression différentielle.

Le déterminant principal de la pression pulsée est constitué par les propriétés viscoélastiques de la paroi des artères de gros et moyen calibres et ceux influençant les ondes incidentes et réfléchies de la PA.

Alors que l'onde incidente est influencée par le débit systolique et la rigidité artérielle, l'onde réfléchie dépend de trois paramètres :

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

2.5.6. Moyens et méthodes de mesure de la PA

La PA correspond donc à la pression du sang dans les artères. Alors que l'unité de mesure internationale est le pascal (Pa), l'usage médical veut que l'unité utilisée soit le millimètre de mercure (mm Hg) sachant que $1 \text{ Pa} = 7,5 \times 10^{-3} \text{ mm Hg}$. La mesure de la pression artérielle peut être effectuée soit de manière invasive directement dans l'artère, soit de manière non-invasive (voir Figure I.13).

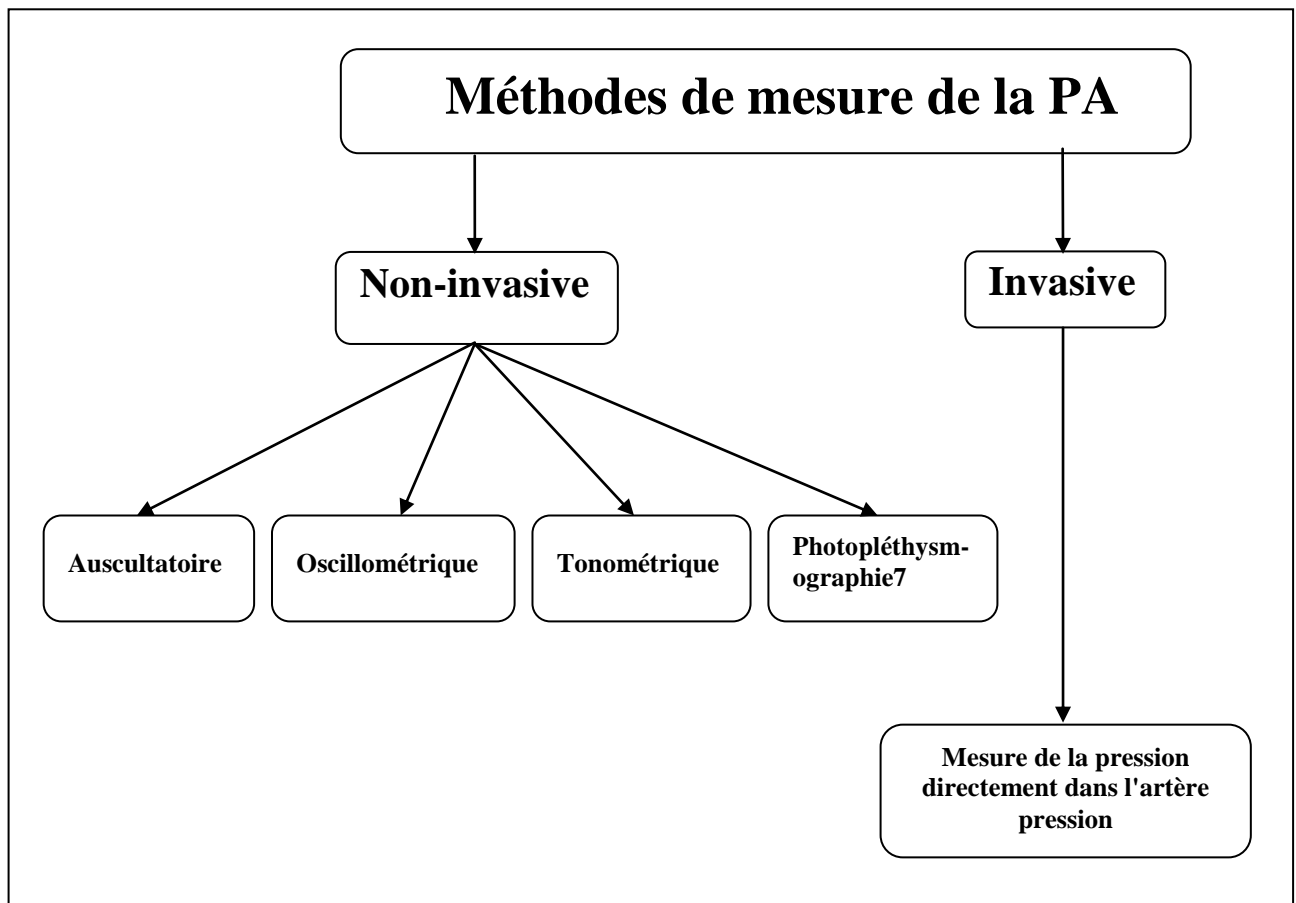


Figure I.13 : Tableaux des méthodes de mesure de la PA

a. Mesures non-invasives

Plusieurs méthodes non-invasives peuvent être employées pour la mesure de la PA. Parmi les différentes méthodes on s'intéressera plus particulièrement à la méthode Oscillométrique.

a.1. Méthode auscultatoire

C'est la référence et la plus ancienne. Elle repose sur l'auscultation des bruits artériels de KOROTKOV, entendus en aval d'un brassard pneumatique que l'on dégonfle progressivement.

En pratique, le brassard est gonflé jusqu'à un niveau de pression supérieur à la pression systolique, ce qu'on vérifie par la disparition du pouls radial, puis il est lentement dégonflé. Le stéthoscope est placé immédiatement en aval du brassard, au niveau de l'artère humérale. La pression artérielle systolique (PAS) correspond à l'apparition des bruits (phase 1). Puis les bruits se modifient en fonction de la durée pendant laquelle l'artère s'ouvre lors de chaque battement cardiaque : ils deviennent intenses et secs (phase 2), puis plus longs et souvent accompagnés d'un souffle (phases 3), puis s'assourdissent (phase 4), et disparaissent (phase 5). La disparition des bruits (début de la phase 5) correspond à la pression artérielle diastolique (PAD).

La méthode palpatoire (palpation du pouls lors du dégonflage d'un brassard placé en amont) n'est qu'une méthode approximative qui, en outre, ne fournit que la pression artérielle systolique (apparition du pouls).

En ce qui concerne le manomètre, les appareils à colonne de mercure sont encore présents dans certains services et cabinets médicaux. Ils sont appelés à disparaître totalement à cause des risques³ écologiques du mercure. Ils sont remplacés par des appareils anéroïdes⁴ de bonne qualité.

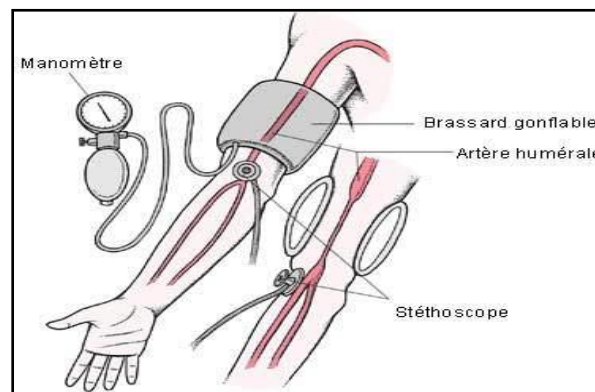


Figure I.14 : Méthode auscultatoire

Les sons peuvent être décomposés en 5 phases.

Phase 1 : apparition de petits coups secs, d'intensité croissante (occlusion de l'artère: Blocage de la circulation sanguine)

Phase 2 : les bruits deviennent prolongés et intenses, soufflants

Phase 3 : les bruits deviennent encore plus intenses et vibrants

Phase 4 : les bruits deviennent brusquement plus faibles et assourdis

Phase 5 : les bruits disparaissent (circulation sanguine normale).

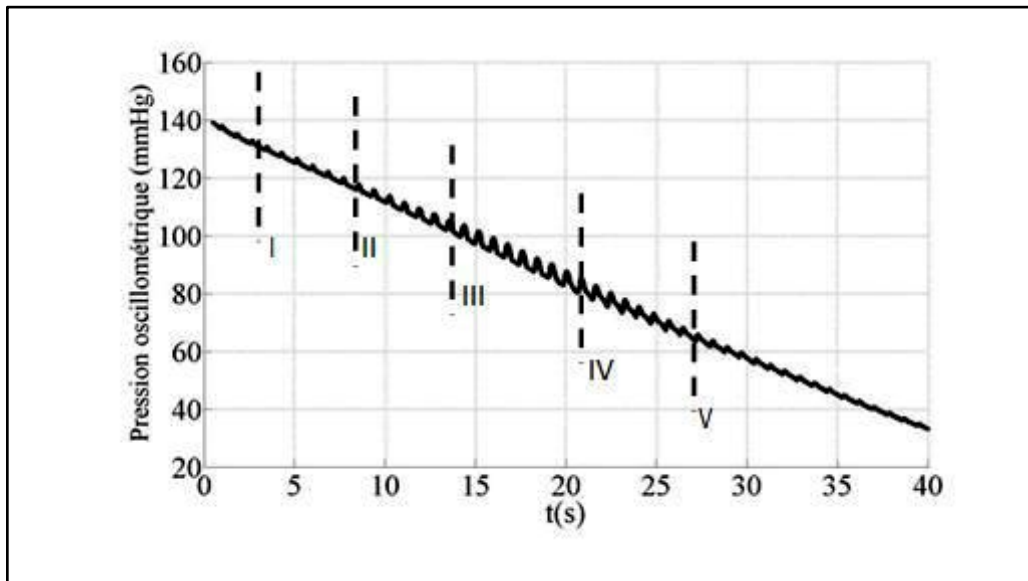


Figure I.15 : Détection des sons de KOROTKOFF, phase de dégonflage

La PAS est déterminée par la phase I de ces bruits et la PAD par la phase V, sauf dans quelques cas (enfant, femme enceinte) où les bruits peuvent ne pas disparaître et restent à une pression très faible. Dans ces cas-ci, c'est la phase IV qui détermine la PAD.

Cette méthode est utile et pratique, en particulier dans le cas d'un médecin qui se déplace en visite. Toutefois, malgré le savoir-faire du médecin, la mesure est tributaire des incertitudes liées à la perception de ces sons. En outre, la présence d'un observateur risque d'augmenter le stress lié à la prise de la PA, ce qui peut influencer la mesure.

a.2. Méthode tonométrie

La tonométrie est un examen oculaire permettant de détecter les changements de pression intervenant dans l'œil longtemps avant que des symptômes se manifestent. La

méthode de tonométrie la plus répandue est la tonométrie à aplanation de Goldmann, qui a été considérée pendant des décennies comme le test de référence sur le plan international pour mesurer la pression intraoculaire (PIO). Il existe d'autres méthodes pour mesurer la pression à l'intérieur des yeux, notamment des méthodes alternatives de tonométrie appelées tonométrie à air et Tono Pen.

La tonométrie à air est une procédure qui soumet l'œil à une pression d'air par le biais d'un instrument ressemblant à un piston à air. L'instrument projette un bref jet d'air sur la cornée et mesure la pression présente à l'intérieur de l'œil. En cas de résultats anormaux, le médecin procède généralement à d'autres examens afin de confirmer le diagnostic dans la mesure où la tonométrie à air est en principe reconnue comme étant moins précise que la tonométrie à aplanation de Goldmann

Le Tono Pen se présente sous la forme d'un large stylo. Ce dispositif portable délivre un affichage numérique de la pression intraoculaire. Le médecin le met en contact avec l'œil et mesure la pression. Bien qu'utile dans de nombreux cas, le Tono Pen est considéré comme étant moins précis que la tonométrie de Goldmann chez les personnes ayant des cornées normales.

a.3. Méthode photopléthysmographie

Lors de la circulation du sang dans les vaisseaux, il y'a une variation de leurs volumes. Ces variations sont dues à l'impulsion artérielle qui se propage lors de la circulation du sang ; le signal qui traduit ces variations de volume est connu par Pléthysmogramme. Ce signal peut être détecté de différentes manières, dans ce travail l'approche utilisée est celle qui utilise des moyens optiques. En fait compte tenu de l'interaction des rayonnements optiques avec les différents tissus (voir Figure I.16), il est possible de détecter ces variations.

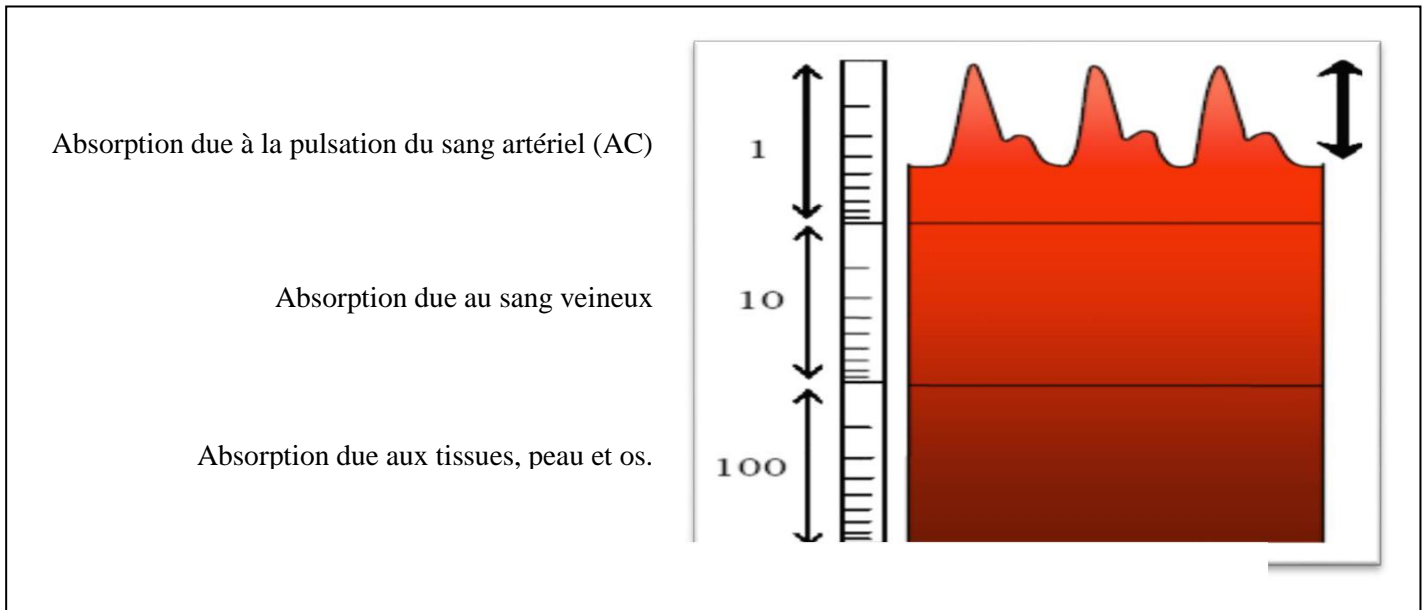


Figure I.16 : Différents composants du signal photopléthysmographique

Le signal résultant est le Photopléthysmogramme. Cette technique de détection est connue par Photopléthysmographie optique.

Elle permet à travers l'émission d'impulsion de lumière à des longueurs d'ondes déterminées sur un lit de capillaires et la détection de la lumière diffusée après absorption, de générer le signal photopléthysmogramme. Le signal ainsi détecté est en corrélation directe avec l'impulsion artérielle circulant dans les vaisseaux. Il est porteur de plusieurs grandeurs physiologiques traduisant l'activité cardio-vasculaire. On peut citer :

- L'impulsion artérielle BVP (blood volume pulse) et qui représente le profil du signal photopléthysmogramme.
- Le rythme cardiaque :(nombre d'impulsion artérielle par minute).
- La saturation en Oxygène : (le rapport ac/dc du signal rouge sur le rapport de : ac/dc du signal infrarouge).
- L'encoche dichrotique : le point d'inflexion précédant le pic intermédiaire entre deux impulsions successives et qui correspond à la fermeture de la valve aortique.
- Temps de propagation de l'impulsion cardiaque (PTT) : qui représente la différence temporelle entre le pic R du signal Electrocardiogramme et le pic du signal Photopléthysmogramme.

a.4. Méthode oscillométrique

Cette méthode est devenue de plus en plus populaire en clinique. elle est intégrée dans la plupart des auto-tensiomètres. L'utilisation de ces appareils de mesure est croissante étant donné la simplicité de leur utilisation. Plusieurs auto-tensiomètres, sont commercialisés sur le marché sous différentes marques telles qu'OMRON, BOSO, MICROLIFE etc. Ces appareils peuvent être utilisés facilement par le patient lui-même ce qui permet d'éliminer « l'Effet blouse blanche⁵ ».

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.

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. La Figure-a montre un enregistrement de pression mesurée dans le brassard pendant le dégonflage, et la Figure I.17 montre les oscillations extraites de cet enregistrement.

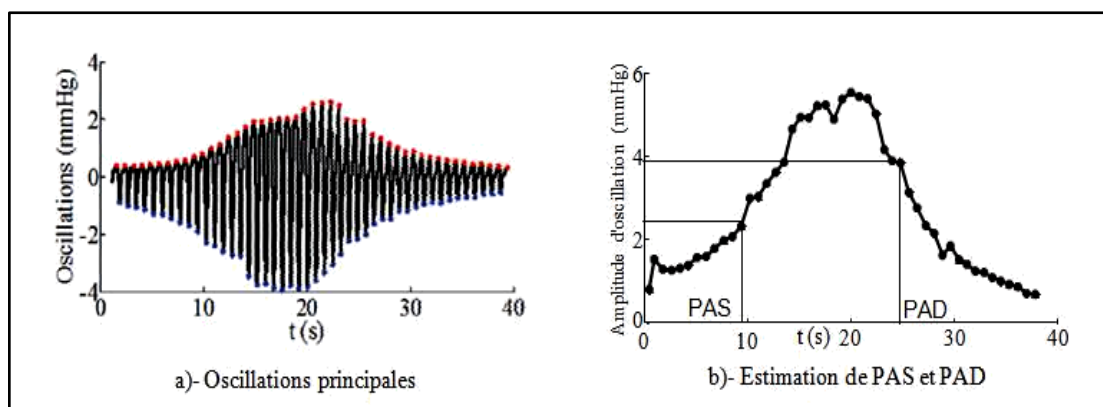


Figure I.17 : Oscillations et l'estimation de la PA

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.

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.

❖ Calcul du PAS et du PAD d'un signal oscillométrique

Un signal de pression oscillométrique comporte deux composantes. La première composante est liée au signal de pression artérielle et la deuxième est induite par la loi de pression linéaire de gonflage/dégonflage du brassard.

Afin de calculer la pression artérielle systolique et diastolique, il est impératif d'extraire les oscillations induites par la pression artérielle du signal oscillométrique. Dans la littérature, on trouve plusieurs travaux dans ce sens (Gersak G et al., 2006 ; Jazbinsek V et al., 2005 ; Mersich A et al., 2009).

D'après tous ces travaux, il existe deux méthodes de calcul de la PAS et PAD. La première est basée sur le calcul des amplitudes crête à crête des oscillations de pression connu sous le nom « height-based (HB) » et la deuxième est basée sur le calcul de dérivées de l'enveloppe du signal oscillométrique connu sous le nom « sloped-based(SB) »

i. La méthode HB

Dans ce cas les valeurs PAS et PAD sont basées sur la détermination des ratios appelés ratios systolique (Rs) et diastolique (Rd) par rapport à la PAM. Cette dernière correspond à la pression du brassard au moment de l'enregistrement des oscillations maximales (Am),
Donc on aura : $PAS = R_s \times A_m$

$PAD = R_d \times A_m$

PAS: pression artérielle systolique exprimée en mmHg

PAD : pression artérielle diastolique exprimée en mmHg

Rs : ratio systolique en mmHg/mmHg

Rs : ratio systolique en mmHg/mmHg

Rd : ratio systolique en mmHg/mmHg

Am : amplitude maximale des oscillations de pression en mmHg

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

Il n'existe pas de consensus concernant les valeurs de ratios à utiliser, le choix de ces valeurs diffère d'un fabricant à l'autre.

ii. La méthode SB

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

b. Mesures invasives

La pression sanguine invasive (intra-artérielle, IBP) est une technique utilisée couramment dans les unités de soins intensifs (ICU) mais aussi dans les blocs opératoires.

Cette technique nécessite la mesure directe de la pression artérielle par l'insertion d'une canule d'aiguille dans une artère adaptée. La canule doit être connectée à un système stérile, rempli de liquide, qui est connecté au moniteur électronique du patient. L'avantage de ce système est que la pression du patient est suivie en permanence, battement après battement, et que le signal afférent peut être affiché en temps réel (un graphique de pression en fonction du temps écoulé).

Il existe une très large gamme de moniteurs intégrant la fonction de suivi de pression invasive pour les traumatismes, les soins intensifs ou bien les salles d'opérations. La simple pression, pression duale, ou encore de multiples paramètres (pression / température / etc.) peuvent être suivis.

Un système de suivi de pression intra-artérielle est composé de 3 parties principales :

L'appareil

Le transducteur Le moniteur.

L'appareil de mesure consiste en une canule artérielle connectée à un tube contenant une colonne continue de solution saline qui transmet la pression au transducteur. La ligne artérielle est également reliée à un système de rinçage pressurisé à 300mm de mercure.

Dans le cas de la mesure pression intra-artérielle, les transducteurs de MEMSCAP sont composés d'un diaphragme connecté à un élément MEMS piezorésistif aux bornes duquel est appliqué un courant électrique. Lorsqu'une pression s'exerce sur le diaphragme, ce dernier se déforme et étend l'élément MEMS, dont la résistance équivalente change, modifiant ainsi le signal de sortie électrique du système.

Le moniteur amplifie alors le signal de sortie du transducteur, filtre le bruit et affiche la forme de l'onde artérielle en temps réel à l'écran. Ils permettent également un affichage digital de la pression sanguine systolique, diastolique et moyenne.

La mesure de pression invasive a de nombreux avantages.

Le premier d'entre eux est qu'elle permet le suivi battement par battement de la pression sanguine. Ceci est très important pour des patients dont la pression sanguine peut changer radicalement (ex. lors d'une chirurgie vasculaire), ou pour lesquels un contrôle étroit de la pression sanguine est nécessaire (ex : patients blessés à la tête) ou bien encore pour les patients recevant des médicaments pour maintenir la pression sanguine constante.

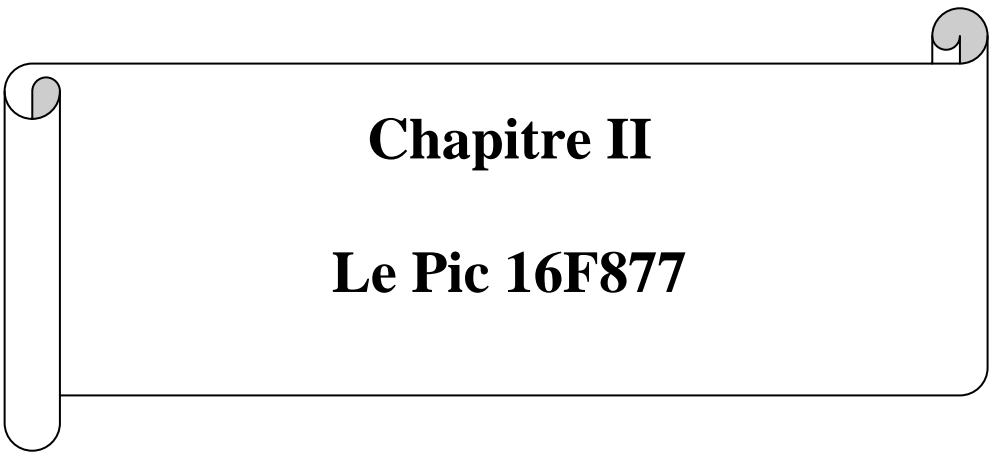
Un second avantage de cette technique est qu'elle permet une mesure de pression très précise même à de très faibles pressions, comme par exemple pour des patients en état de choc.

Un troisième avantage réside dans l'amélioration du confort du patient, tout spécialement pour ceux nécessitant un suivi étroit de leur pression sanguine sur de longues périodes, comme dans les unités de soins intensifs. La pression invasive permet ainsi d'éviter les traumatismes répétés lors des nombreuses prises de pression sanguine.

D'autres avantages de cette technique consistent dans le fait que le volume intra vasculaire peut être estimé à partir de la forme de la pression artérielle, et que la canule artérielle à demeure est commode pour le prélèvement de sang répétées.

2.5.7. Discussion

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).



Chapitre II

Le Pic 16F877

1. Préambule

Un microcontrôleur est un circuit central de systèmes électroniques intégrant un microprocesseur et des fonctions supplémentaires (mémoire, mémoire non-volatile, Interfaces analogiques).

1.1. Caractéristiques principales d'un microcontrôleur

De nombreux périphériques d'E/S.

Une mémoire de programme.

Une mémoire vive (en général de type SRAM).

Éventuellement une mémoire EEPROM destinée à la sauvegarde par programme des données à la coupure de l'alimentation.

Un processeur 8 ou 16 bits.

Faible consommation électrique.

1.1.2. Les avantages d'un microcontrôleur

L'utilisation des microcontrôleurs pour les circuits programmables à plusieurs points forts et bien réels. Il suffit pour s'en persuader, d'examiner la spectaculaire évolution de l'offre des fabricants des circuits intégrés en ce domaine depuis quelques années.

Moins cher que les autres composants qu'il remplace.

Diminuer les coûts de main d'œuvre.

Réalisation des applications non réalisables avec d'autres composants.

1.1.3 . Contenu d'un microcontrôleur

Un circuit microcontrôleur doit contenir dans un seul boîtier tous les éléments de base qu'on verra par la suite. En effet, pour l'analyse des divers systèmes réalisés avant l'avènement des microcontrôleurs, les fabricants des circuits intégrés ont affiné un peu la définition de ce qu'il fallait intégrer pour arriver à un schéma type analogue.

2 . Définition d'un PIC

Le PIC est un microcontrôleur ; c'est à dire une unité de traitement de l'information de type Microprocesseur à laquelle on a ajouté des périphériques internes permettant de réaliser des montages sans nécessiter l'ajout des composants externes. En ajoutant que les Pics sont alors des composants dits RISC (Reduced Instructions Set Computer, ou encore, composant à jeu d'instruction réduits). Plus facile et plus rapide en est le décodage, et plus vite le composant fonctionne.

2.1. Les différentes familles des Pics

Les Pics sont subdivisés à l'heure actuelle en 3 grandes familles :

La famille Base Line, qui utilise des mots d'instructions de 12 bits.

La famille Mid-Range, qui utilise des mots de 14 bits (et dont font partie la 16F84 ,16F876 et 16F877).

La famille High-End, qui utilise des mots de 16 bits.

2.2 . Identification des Pics

Pour identifier un PIC, on utilise simplement son numéro :

16 : indique la catégorie du PIC, c'est un Mid-range.

L : indique qu'il fonctionne avec une plage de tension beaucoup plus tolérante.

C : indique que la mémoire programme est une EPROM ou une EEPROM.

CR ou F : indique le type de mémoire : CR (ROM) ou F (FLASH).

XX : représente la fréquence d'horloge maximale que le PIC peut recevoir.

3. PIC 16F877

Nous allons maintenant s'intéresser à la structure interne du PIC 16F877, avec lequel nous avons travaillé.

Ce 16F877 est un microcontrôleur de MICROCHIP, fait partie intégrante de la famille des Mid-Range (16) dont la mémoire programme est de type flash (F).

3.1. Principales caractéristiques du PIC 16F877

Le PIC 16F877 est caractérisé par :

- Une fréquence de fonctionnement élevée, jusqu'à 20 MHz.
- Une mémoire vive de 368 octets.
- Une mémoire EEPROM pour sauvegarder des paramètres de 256 octets.
- Une mémoire morte de type FLASH de 8 kmots (1mot = 14 bits), elle est réinscriptible à volonté.
- 33 Entrées et sorties.
- 3 Temporisateurs : TIMER0 (8 bits avec pré diviseur), TIMER1 (16 bits avec pré diviseur avec possibilité d'utiliser une horloge externe réseau RC ou QUARTZ) et TIMER2 (8bits avec pré diviseur et post diviseur).
- Une tension d'alimentation entre 2 et 5,5 V.

Mémoire morte FLASH

C'est la mémoire programme proprement dite. Chaque case mémoire unitaire fait 14 bits. La mémoire FLASH est un type de mémoire stable, réinscriptible à volonté.

Cette mémoire qui a fait le succès de microprocesseur PIC. Dans le cas du 16F877, cette mémoire FLASH fait 8 Kmots. Lorsque l'on programme en assembleur, on écrit le programme directement dans cette mémoire.

Mémoire EEPROM

Elle est de 256 octets, électriquement effaçable, réinscriptible et stable.

Ce type de mémoire est d'accès plus lent, elle est utilisée pour sauver des paramètres.

L'adresse relative de l'accès EEPROM est comprise entre 0000 et 00ff, ce qui nous permet d'utiliser qu'un registre de huit bits pour définir cette adresse.

3.3 . Organisation externe du PIC 16F877

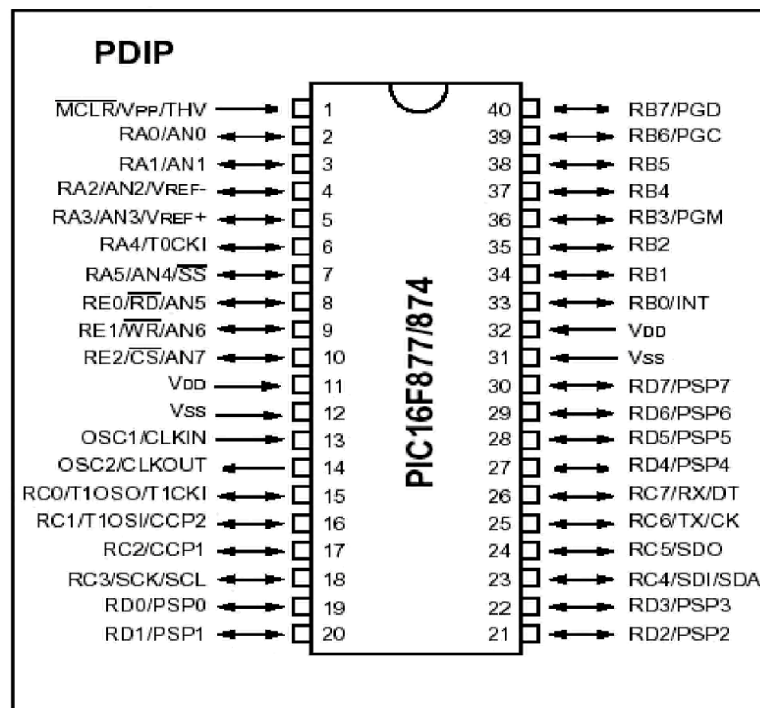


Figure II.2 : Brochage du PIC 16F877

Le boîtier du PIC 16F877 décrit par la figure 3 comprend 40 pins : 33 pins d'entrées/sorties, 4 pins pour l'alimentation, 2 pins pour l'oscillateur et un pin pour le reset (MCLR).

La broche MCLR sert à initialiser le μC en cas de la mise sous tension, de remise à zéro externe, de chien de garde et en cas de la baisse de tension d'alimentation. Les broches VDD (broches 11 et 32) et VSS (broches 12 et 31) servent à alimenter le PIC.

Les courants véhiculés dans le PIC sont loin d'être négligeables du fait des nombreuses entrées/sorties disponibles.

3.4. Ports d'entrées/sortie

Les Pics 16F877 contiennent les 5 ports suivants :

Port A : 6 pins I/O numérotées de RA0 à RA5.

Port B : 8 pins I/O numérotées de RB0 à RB7.

Port C : 8 pins I/O numérotées de RC0 à RC7.

Port D : 8 pins I/O numérotées de RD0 à RD7.

Port E : 3 pins I/O numérotées de RE0 à RE2.

Tous ces ports se trouvent dans la banque 0, mais tous leurs registres se trouvent dans la banque 1, pour déterminer les modes des ports (I/O), il faut sélectionner leurs registres TRISX:

Le positionnement d'un bit à « 1 » place le pin en entrée.

Le positionnement de ce bit à « 0 » place le pin en sortie.

3.5. Interruption RB0/INT

Cette broche à une double fonction elle peut être utilisée comme une broche standard RB0 ou comme une entrée d'interruption INT.

Si cette broche est utilisée comme une entrée d'interruption externe, elle doit être maintenue à un niveau haut par l'intermédiaire de résistances de 10 k Ω pour ne pas

déclencher d'interruptions imprévues, cela permet aussi de relier plusieurs sources d'interruptions sur une même ligne.

Pour conclure nous pouvons dire que le microcontrôleur 16F877 peut jouer le rôle d'une unité de contrôle pour notre système.

3.6. Schéma fonctionnel

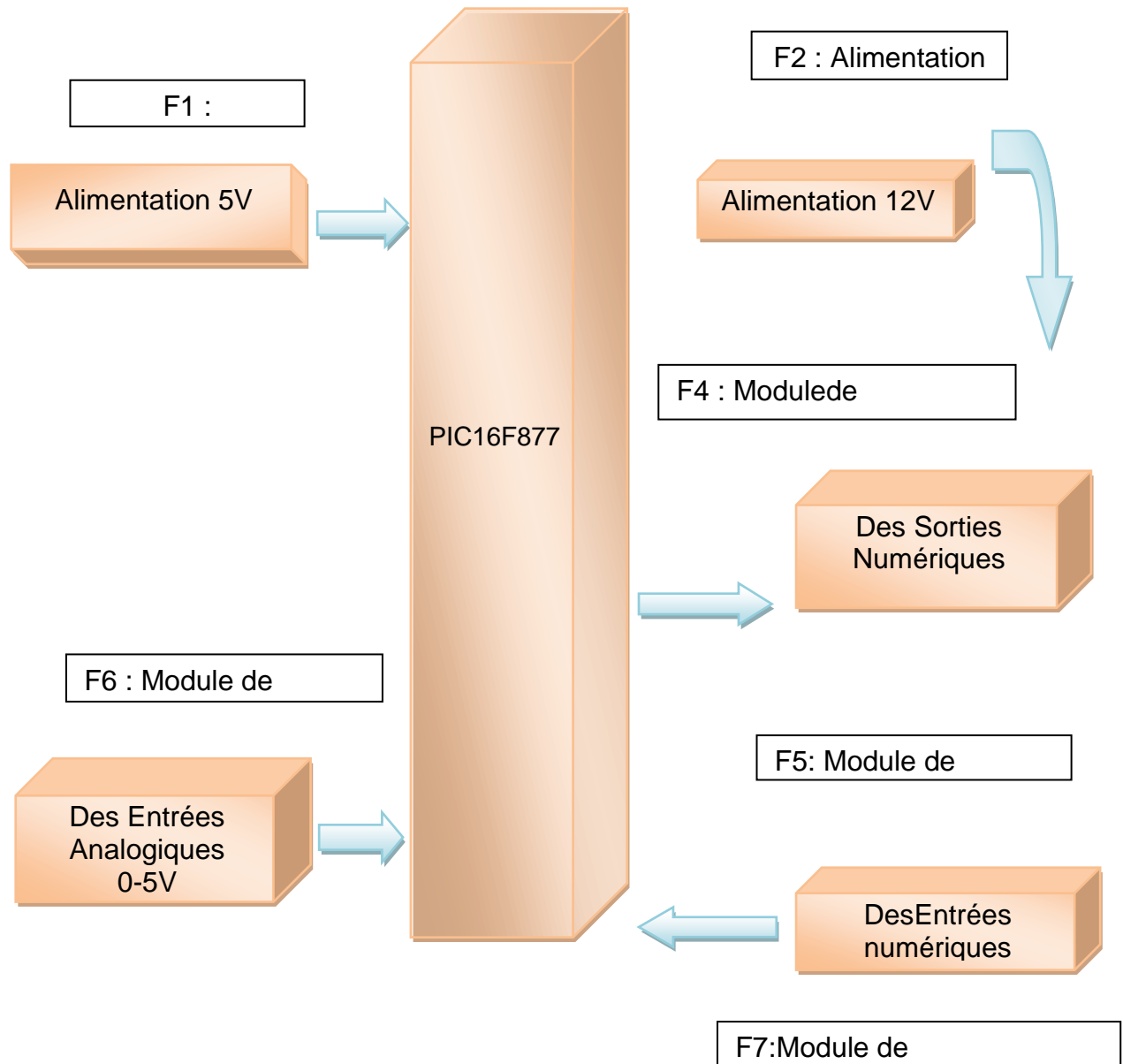


Figure II.3 : Schéma Bloc de fonctionnement du 16F877

3.6.1. Schéma de bloc

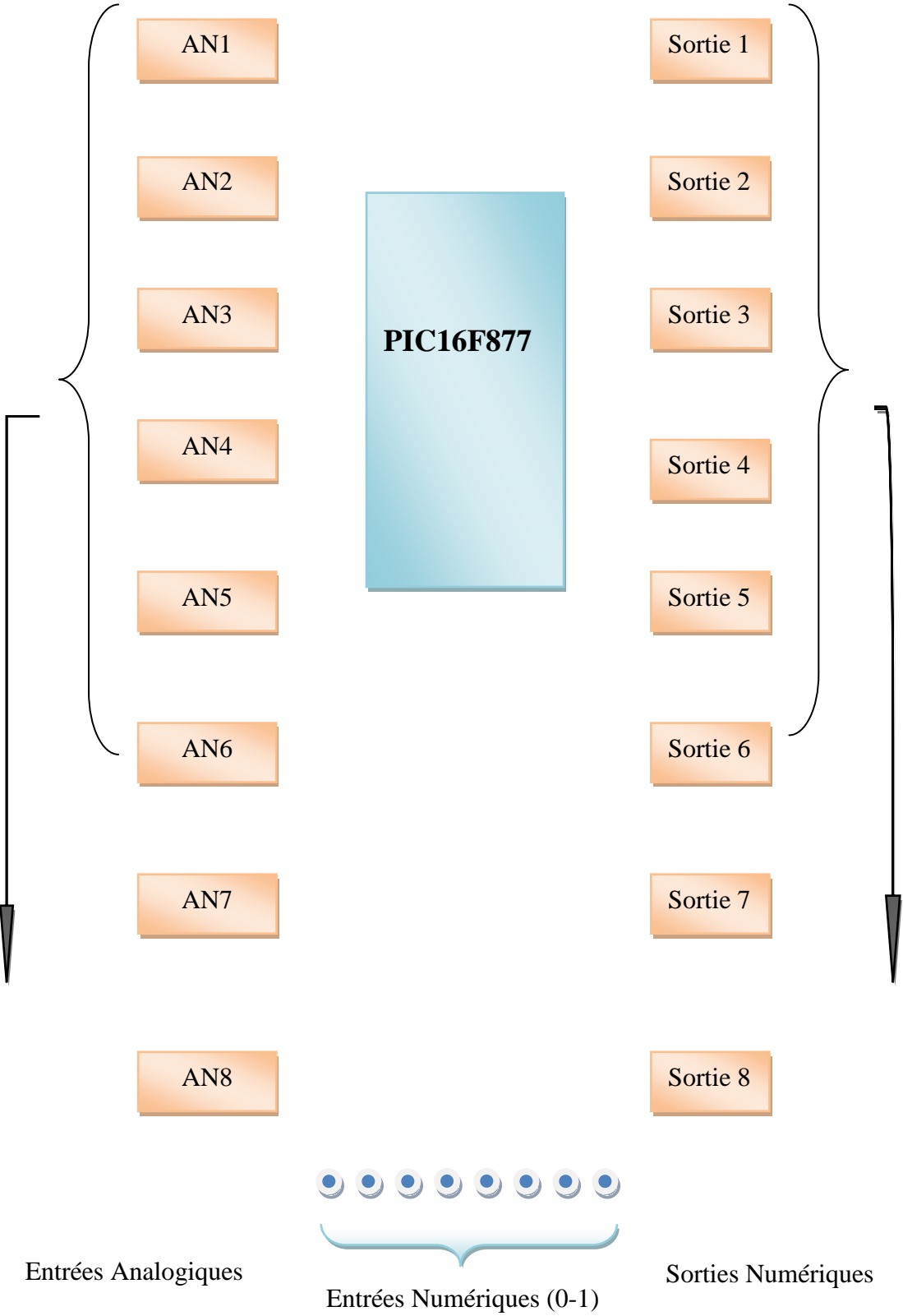


Figure II.4 : Schéma de bloc des Entrées sorties du 16F877

3.6.2 . Module de commande :

3.6.2.1. Relation entre (PIC, Sorties Numériques) :

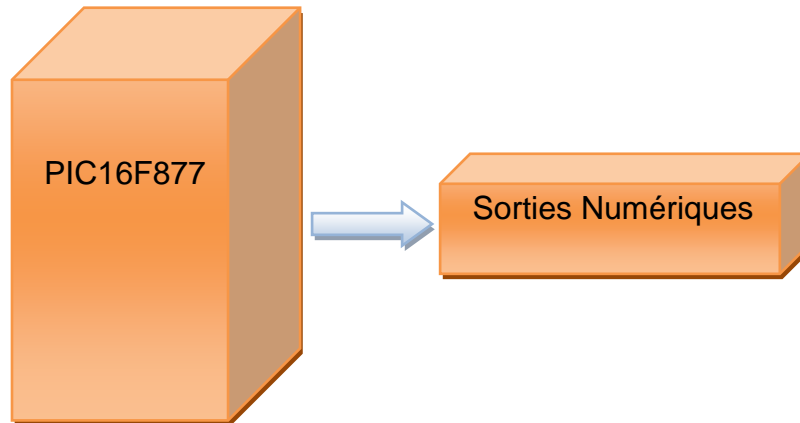


Figure II. 5 : Relation entre (PIC, Sorties Numériques).

Le PIC reçoit une commande numérique sous forme d'un mot binaire (0/1) qui définit l'état de système commandé à partir de PC et l'enregistre périodiquement à l'aide d'un langage de programmation.

A l'aide d'un programme mis au point, le PIC va alors modifier l'état de 8 sorties selon la variation de ces valeurs.

Chaque sortie est commandée par un relais 12V, un transistor et une diode.

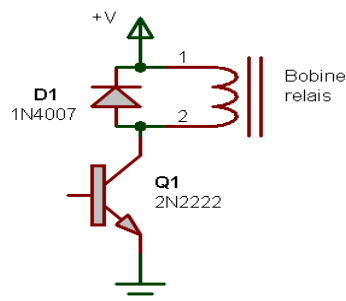


Figure II. 6 : Commande de sortie numérique

3.6.2.1.1 Les Relais

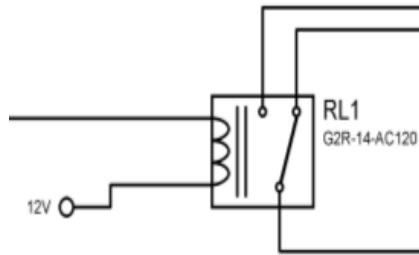


Figure II. 7: Schéma interne de relais

C'est un appareil composé d'une bobine (électroaimant) qui lorsqu'elle est parcourue par un courant électrique, elle agit sur un ou plusieurs contact. Un phénomène électrique (courant ou tension) contrôle la commutation On / Off d'un élément électrique (relais statique).

Comme la commande peut être réalisée sous faible puissance (faible tension, faible courant), et que la partie coupure peut commuter des puissances importantes, on peut dire que ce composant est un amplificateur de courant.

Dans le cas des relais électromécaniques, la bobine peut générer de fortes surtensions au moment où le courant cesse de la traverser. Cette surtension (qui peut atteindre plusieurs dizaines de volts ou plus de 100 volts, même avec une alimentation de 12V) peut détruire le transistor ou la porte logique qui la commande. Pour éviter tout risque de destruction de la commande électronique qui précède le relais, il est d'usage de placer une diode dite de roue libre, en parallèle sur la bobine du relais. Cette diode doit être câblée en inverse, c'est à dire cathode vers le pôle le plus positif de l'alimentation (si vous la branchez à l'envers, elle grillera instantanément dès la première activation de la commande).

Avantages du relais électromécanique :

- Capacité de commuter aussi bien des signaux continus qu'alternatifs sur une large gamme de fréquences.
- Fonctionnement avec une dynamique considérable du signal commuté.
- Aucun ajout de bruit ou de distorsion.

- Résistance de contact fermé très faible.
- Résistance de contact ouvert très élevée.

3.6.3. Module de contrôle d'état

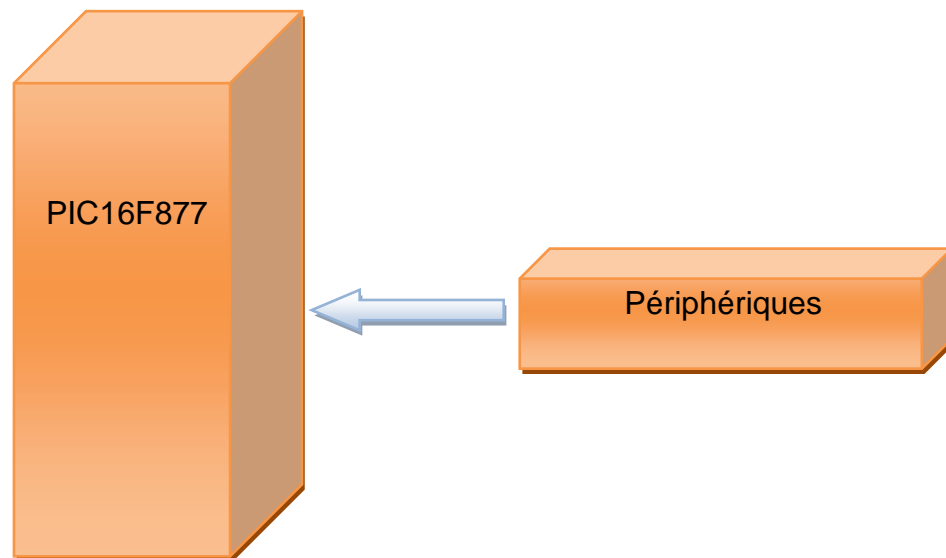


Figure II.8 : Relation entre (PIC, Entrées Numériques)

Le PIC reçoit un mot binaire qui donne l'état du système (0 : non active / 1 : active) et l'enregistre périodiquement à l'aide d'un langage de programmation (MicroC).

3.6.4 . Module de mesure de tension

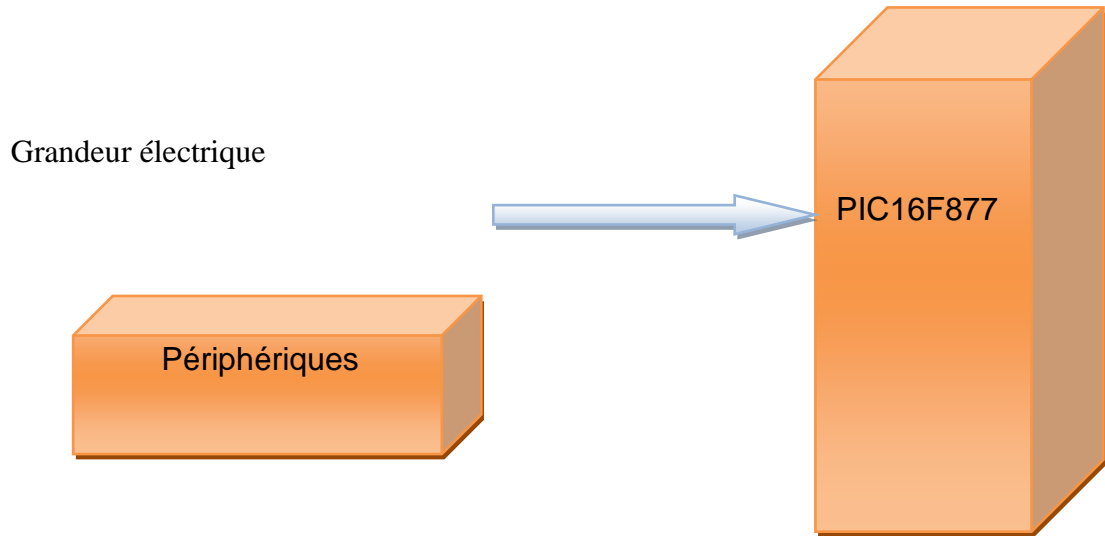


Figure II.9 : Relation entre (PIC, Entrées Analogiques)

Le PIC reçoit des grandeurs électriques tel que la tension qu'on va la mesurer et l'enregistrer dans sa mémoire périodiquement à l'aide d'un langage de programmation.

Cette fonction consiste à mesurer la tension analogique aux bornes d'un système électrique.

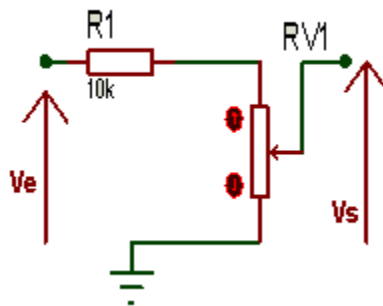


Figure II.10 : Diviseur de tension

Le microcontrôleur mesure des tensions de 5V maximum donc on a utilisé la règle de diviseur de tension pour diviser la tension à 5V.

Quelque soit la tension à mesurer on a utilisé un potentiomètre pour régler la tension à mesurer à 5V comme nous montre la figure.

Choix des résistances :

$$V_s = V_e \cdot \frac{R_2}{R_1 + R_2} \quad \longleftrightarrow \quad R_2 = \frac{V_s \cdot R_1}{V_e - V_s}$$

3.6.5. Le QUARTZ

- Descriptions

Le quartz est composé de silice Si O₂, qui est une matière minérale, une fois taillé en fine lamelle le quartz présente la particularité d'être piézo-électrique. Généralement incolore on peut le trouver dans la nature mais on l'obtient maintenant surtout par synthèse dans l'industrie.

- Symboles

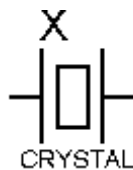
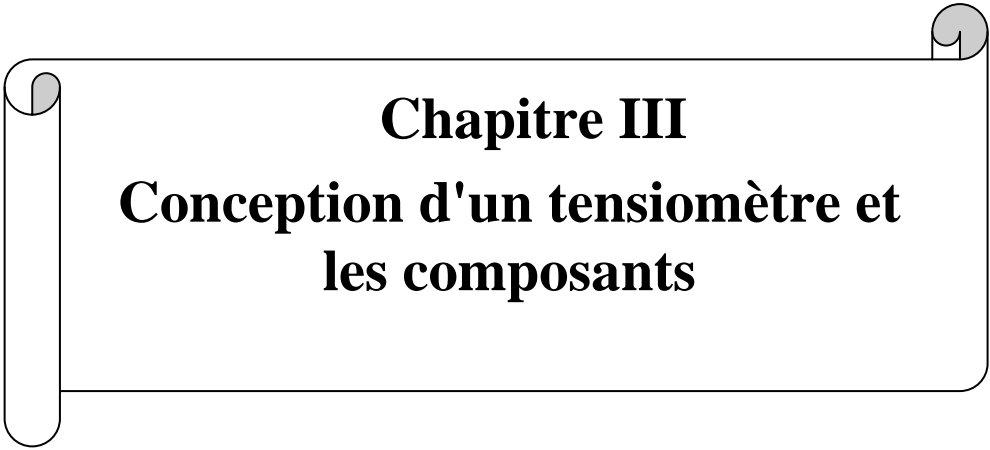


Figure II.11 : Schéma de QUARTZ.

3.6.6. Discussion

L'utilisation du microcontrôleur PIC16F877 nous permettra d'avoir un appareil de mesure qu'on peut améliorer au cours des tests effectués. En effet, le traitement du signal acquis s'effectuera à l'aide d'un programme implémenté par le PIC et accessible par le concepteur.



Chapitre III
Conception d'un tensiomètre et
les composants

1. Préambule

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'aire 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.

2. Schéma bloc

Le bloc diagramme ci-dessous présente une idée générale à propos du fonctionnement de la machine.

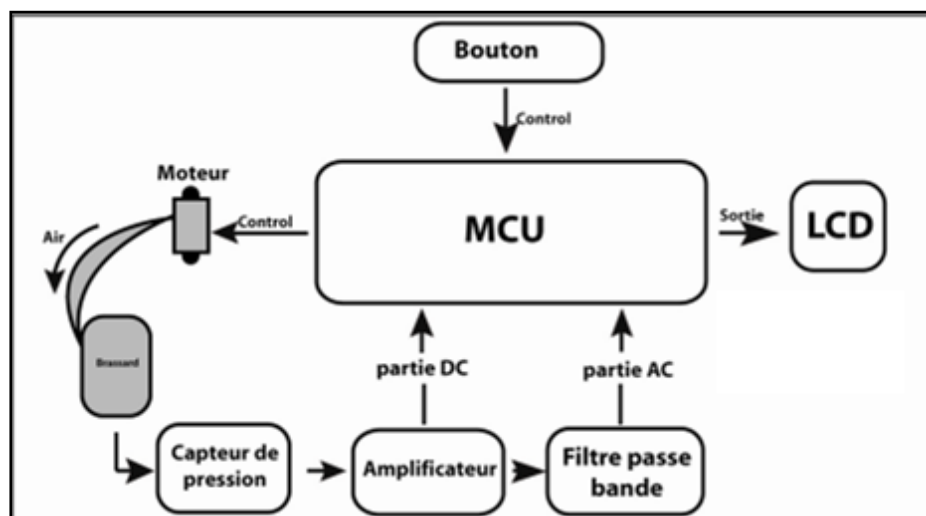


Figure III.1 : Schéma Bloc de la machine

2.1..Moteur + système pneumatique + valve

Nous avons utilisé un petit moteur comme celui utilisé dans les jouets d'enfants. Ce dernier est attaché à un système pneumatique qui fournit l'air au système pour gonfler le brassard. Le dégonflement se fait grâce à une petite valve électronique de 5V. (FigureIII.2)

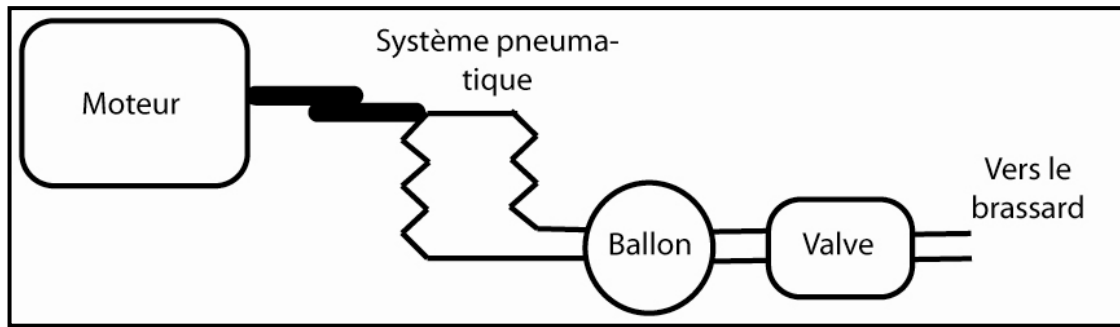


Figure III.2 système pneumatique

2.2..Brassard

Un brassard est un morceau de tissu porté autour du bras au-dessus de la manche 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.



Figure III.3 : 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.

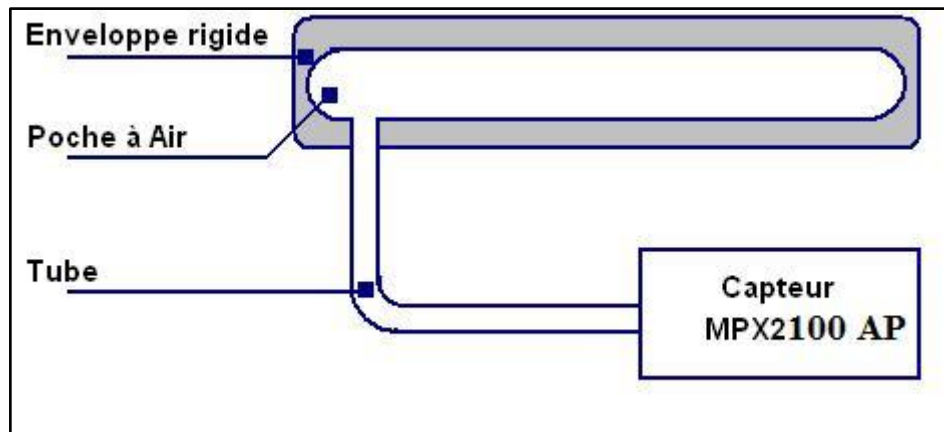


Figure III.4 : Schéma d'un brassard.

2.3. Capteur de pression

Nous proposons le capteur de pression MPX2100AP fabriqué par Motorola. Ce capteur produit une tension de sortie proportionnelle à la pression appliquée à l'entrée c'est-à-dire une réponse linéaire. Le tube du brassard est branché à l'entrée du capteur.

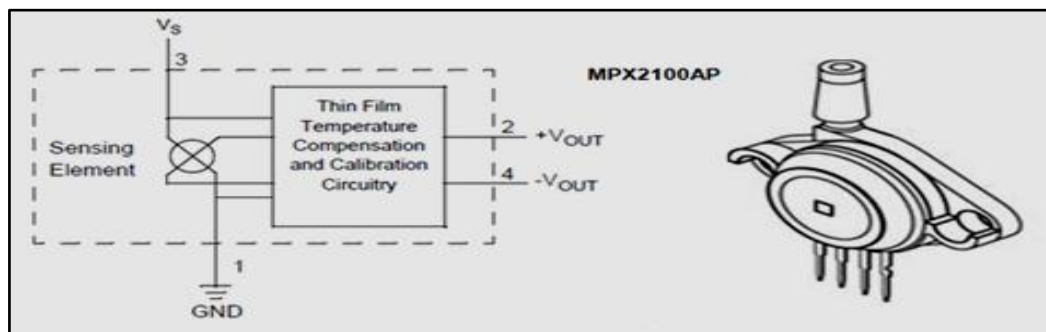


Figure III.5 : Capteur de pression MPX2100AP

Le tableau suivant décrit les caractéristiques techniques du capteur de pression utilisée dans notre circuit.

Tableau III.1 : Caractéristiques techniques de MPX2100AP

Plage de mesure	0 à 100kPa
Tension d'alimentation	10 à 16VDC
Alimentation en courant	6.0mA
Tension pleine échelle	40mV (Typ)
Offset	-2,0 à 2.0mV

Sensibilité	0.4mV/kPa
Temps de préchauffage	20 ms
Température de fonctionnement	-40 à +125 ° C
Type de lecture de pression	Absolue
Précision	±0,25 %
Sortie analogique	38,5 → 41,5 mV
Temps de réponse	1 ms
Tension d'alimentation	10 V c.c.
La sensibilité	$\Delta v/\Delta p = 0.4\text{mv/KPa}$

La figure ci-dessous résume les caractéristiques de la sortie : minimale, maximale et typique. La sortie est directement proportionnelle à la différence de pression et essentiellement une ligne droite.

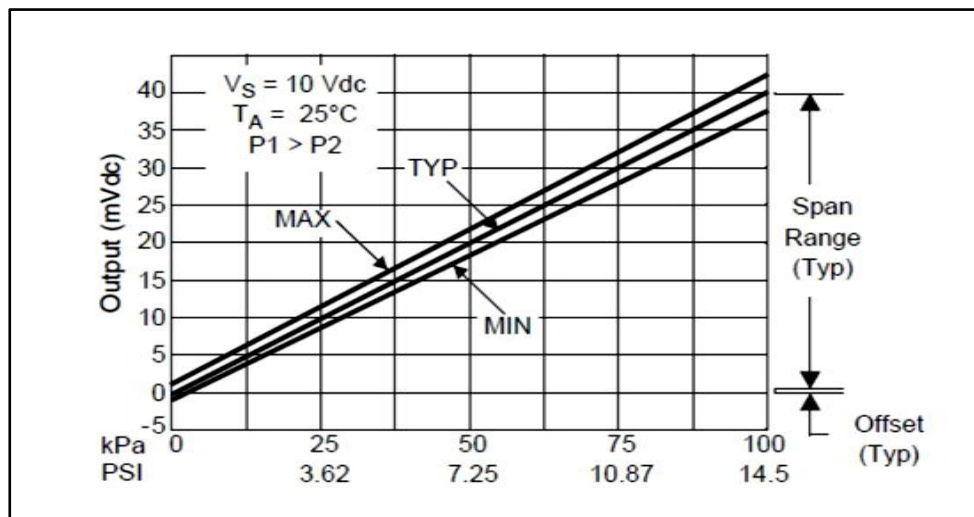


Figure III.6 : Réponse linéaire de capteur (V_{out} en fonction de la Pression)

2.3.1. Test du Capteur

Pour tester le bon fonctionnement du capteur, il suffit de mettre un voltmètre entre les deux bornes deux et quatre (Figure III.5) pour mesurer la tension différentielle de sortie (V_{out}). En même temps, en fait augmenter la pression positive appliquée à l'entrée. La tension V_{out} du capteur est directement proportionnelle à la pression appliquée, alors la tension de sortie du capteur augmente.

2.4. L'amplificateur DC

Comme la tension produite 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 AD620AN. La résistance R_G est utilisée pour déterminer le gain selon l'équation :

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

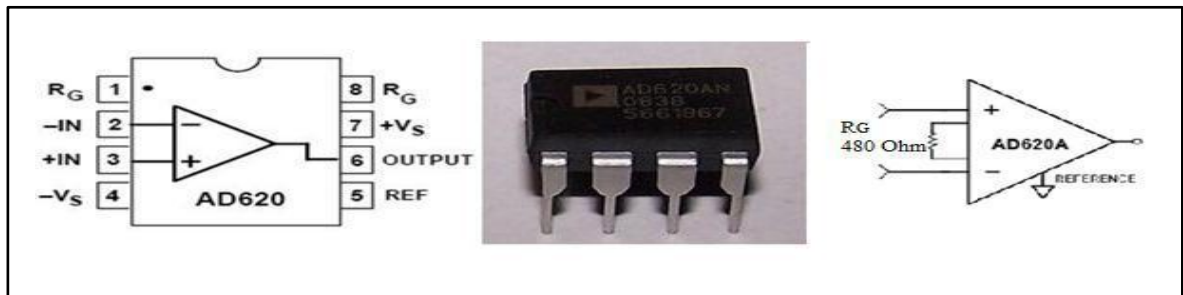


Figure III.8 : Amplificateur d'instrumentation AD620AN.

Comme le montre la figure III.9, le choix de cet amplificateur est motivé par le fait qu'il est :

- ✓ Facile à utiliser ; déterminer le gain par une seule résistance. (Gamme de gain 1 à 1000)
- ✓ Gamme de puissance large (+ - 2.3 à + - 18V)
- ✓ Performance plus haute que trois amplificateurs opérationnels réunis.
- ✓ Bruit léger

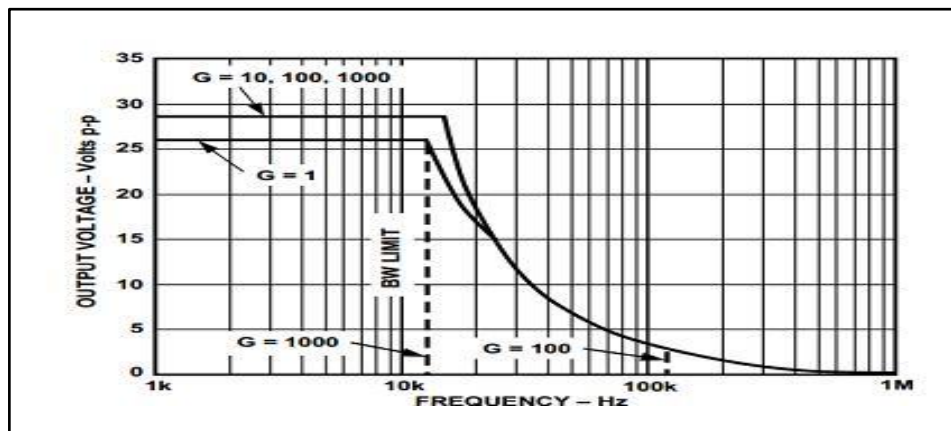


Figure III.9 : Réponse en fréquence de l'amplificateur AD620.

Dans la littérature, on trouve plusieurs utilisations de l'AD620AN, on citera :

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

2.5. L'afficheur LCD

Les afficheurs LCD sont des modules compacts qui nécessitent peu de composants externes pour un leur bon fonctionnement. Ils consomment relativement peu (de 1 à 5 mA) et sont relativement bons marchés.

L'afficheur LCD que nous avons utilisés JHD 162A (Figure III.11) est doté d'un rétro-éclairage de l'affichage. 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 affiché à l'écran, et la CG RAM est la mémoire du générateur de caractères.

la

Pin N°	Nom	Fonction	Description
--------	-----	----------	-------------

 Comme
le schéma

fonctionnel de la Figure III.10, 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.

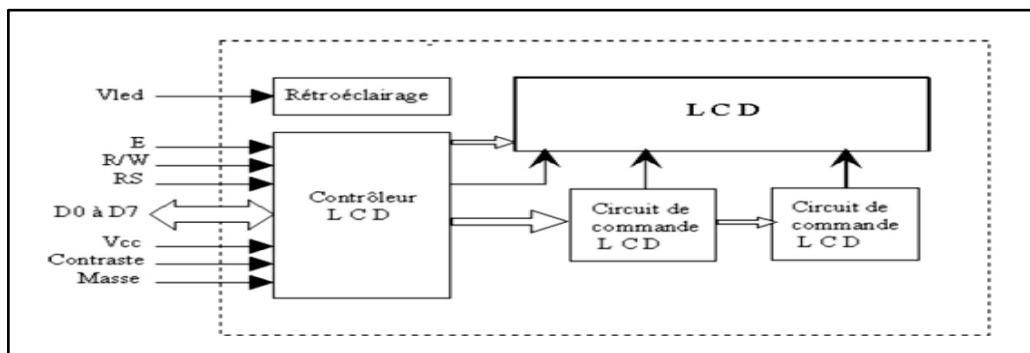


Figure III.10 : Schéma fonctionnel de JHD162A.

le JHD162A permet l'affichage sur 2 lignes de 16 caractères chacune (Figure III.11)

:

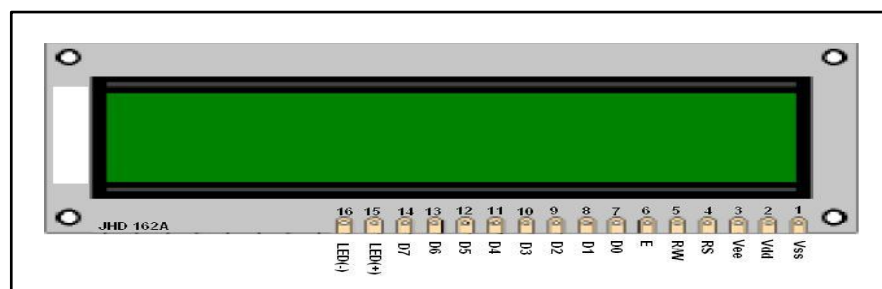


Figure III.11 : Brochage d'un LCD JHD162A.

La technique de brochage de l'afficheur JHD162A est donnée par le tableau suivant :

Tableau III.2: Brochage d'un LCD JHD162A

1	Vss	Power	GND
2	Vdd	Power	+5V
3	Vee	ContrastAdj	0 jusqu'à +5V
4	RS	Command	Register Selecte
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 CATHOD	LED Backlight

Pour utiliser l'Afficheur LCD, il faut bien sûr l'alimenter (+5V, 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 .

A la mise sous tension de l'afficheur, la première ligne devrait être totalement sombre, Si tel n'était pas le cas, il faudra régler le contraste de l'afficheur en jouant sur la tension de la broche Vee. Pour une valeur de potentiomètre égale à 9.1k on obtient un affichage complètement clair.

2.6. 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 proposons le circuit intégré OPA TL082CN (Figure III.13)

Nom de produit TL082CN Amplificateur opérationnel J-FET boîtier Dip8

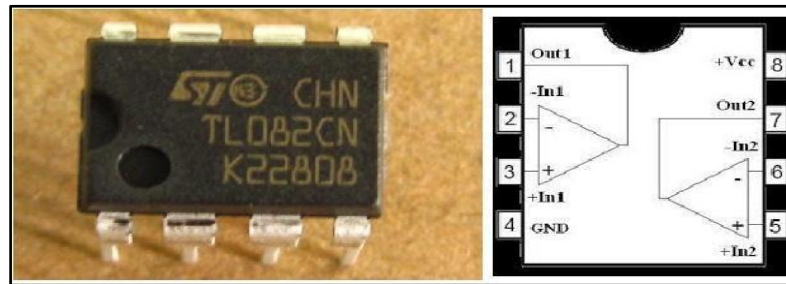


Figure III.13 : L'amplificateur opérationnel TL082CN

L'amplificateur TL082CN porte plusieurs caractéristiques :

- ✓ Bande passante 3MHz
- ✓ Tension d'alimentation Vcc+ (5V jusqu'à 15V) et Vcc- (-5V jusqu'à -15V)
- ✓ Consommation de puissance (basse) : 1.4 mA/ch
- ✓ Nombre d'amplificateurs : 2 amplificateurs
- ✓ Vitesse de balayage 13V/ μ s
- ✓ Gamme de tension d'alimentation 6V à 36V
- ✓ Type de boîtier d'amplificateur DIP
- ✓ Nombre de broches 8Broches
- ✓ Température d'utilisation min 0°C
- ✓ Température de fonctionnement max70°C
- ✓ Type de packaging Pièce

3. 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 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 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 III 14)

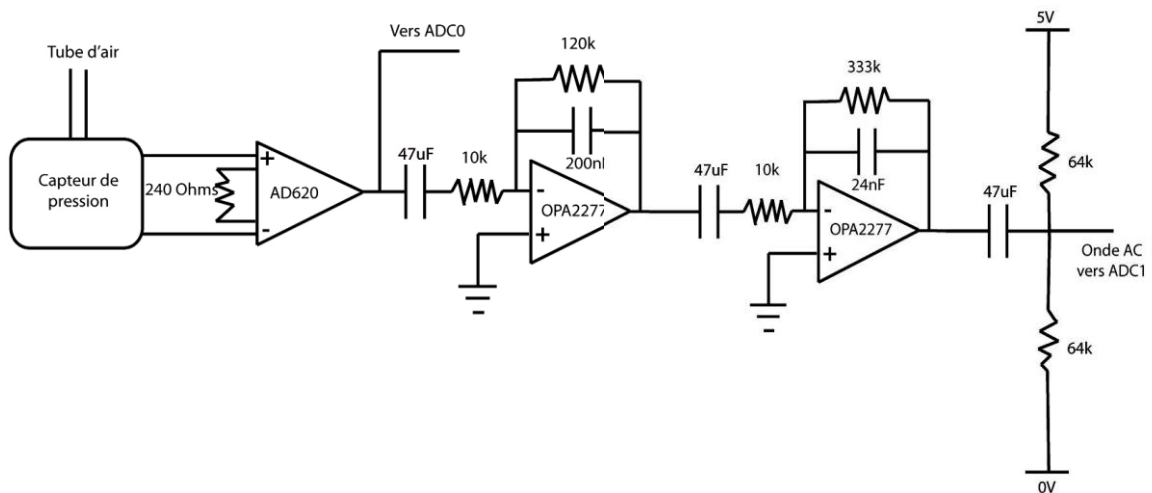


Figure III.14 : circuit analogue de l'amplificateur l'AD620 et l'OPA2277

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.

3.1. Filtres passe bande

Premier filtre passe bande (Figure III.15)

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

La haute fréquence de coupure est $f_{haute} = 1/2\pi \cdot (200\text{nF}) \cdot (120k) = 6.631\text{Hz}$

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

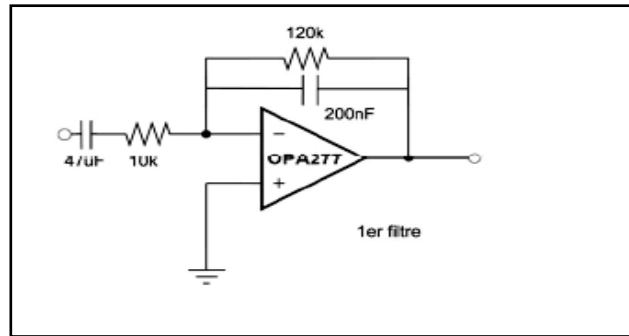


Figure III.15 : Premier Filtre Passe Bande

Second filtre passe bande (Figure III.16)

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

La haute fréquence de coupure est $f_{haute} = 1/2\pi.(24nF).(333k) = 19.91Hz$

La mi-bande gain du deuxième filtre est $A = - 333k/10k = - 33.3$

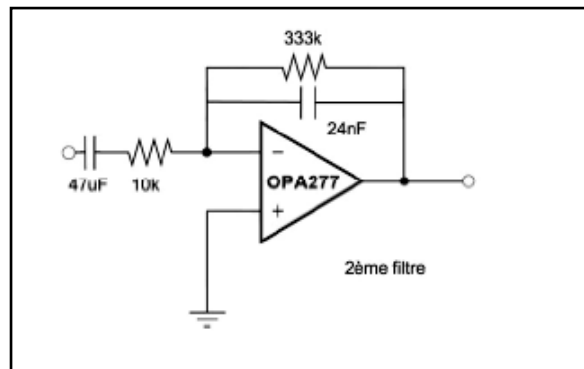


Figure III.16 : Second Filtre Passe Bande

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 8.51×10^4 .

Le choix de haute et de basse fréquence de coupure est adéquat pour donner une onde AC très nette.

3.2. 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 mi-VDD ce qui est

égal à 2.5V. 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.

3.3. L'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, OPATL082CN)

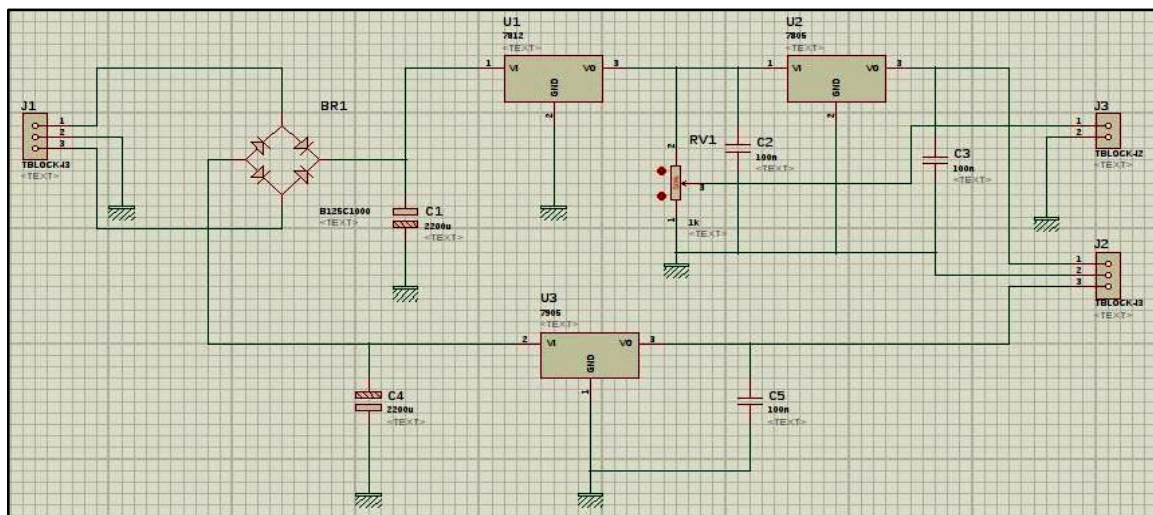


Figure III.19 : Schéma électrique d'une alimentation

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

Etage abaisseur : contient le transformateur abaisseur (12V-0-12V), qui permet de passer d'une tension sinusoïdale de valeur élevée (220V, 300mA, 50Hz) à une tension de même forme mais de valeur plus faible 12V-0-12V).

Etage redresseur : constitué par un pont des diodes (GI WL048837) qui sert à gardé que la partie positive de la sinusoïde d'entrée.

Etage de filtrage : formé de C1 et C2 (C1=C2=2200µF) à pour rôle de maintenir la tension de sortie supérieure à une certaine valeur. Pour donner un signal continue

Etage de régulation : contient les régulateurs de tensions linéaires (7812,7805), qui assurent de garder la tension de sortie constante (5V ,10V) quelque soit le courant.

3.4. Connexions du moteur et de la valve avec le MCU

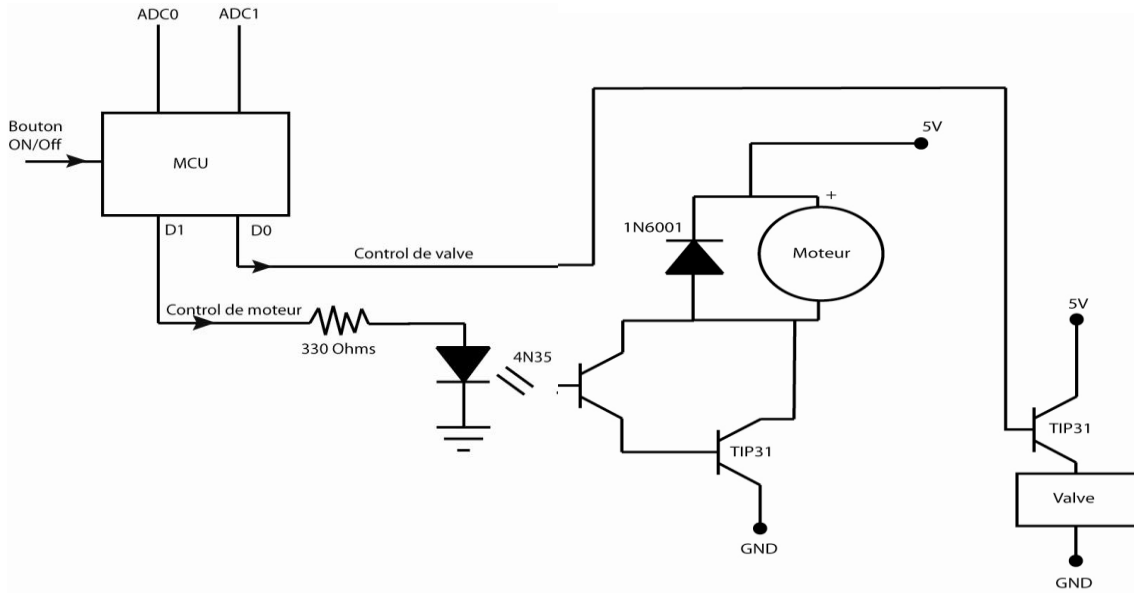
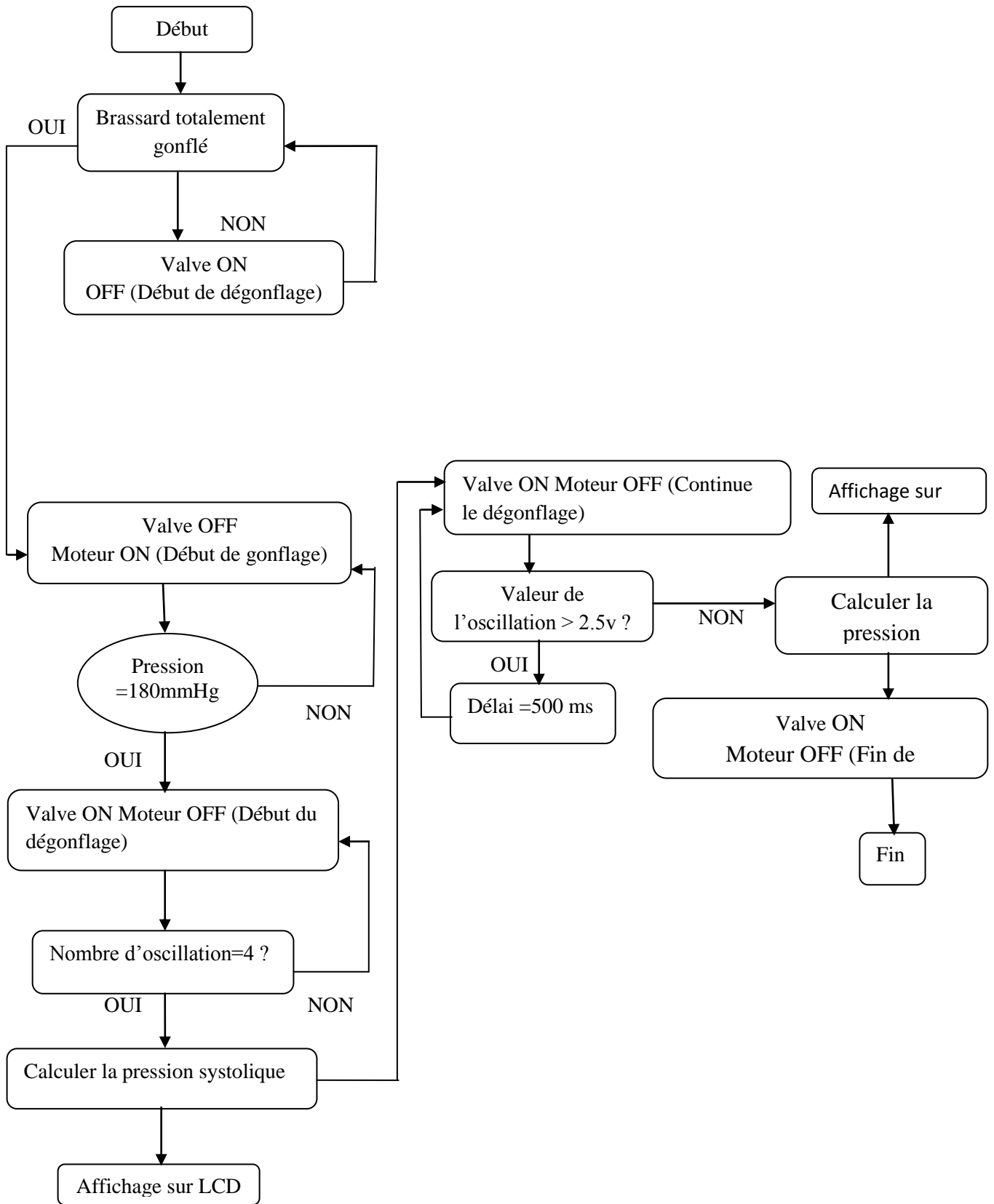


Figure III.21: Connexions du moteur et de la valve avec le MCU

Ce schéma montre le branchement du moteur 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.

3.6. L'organigramme

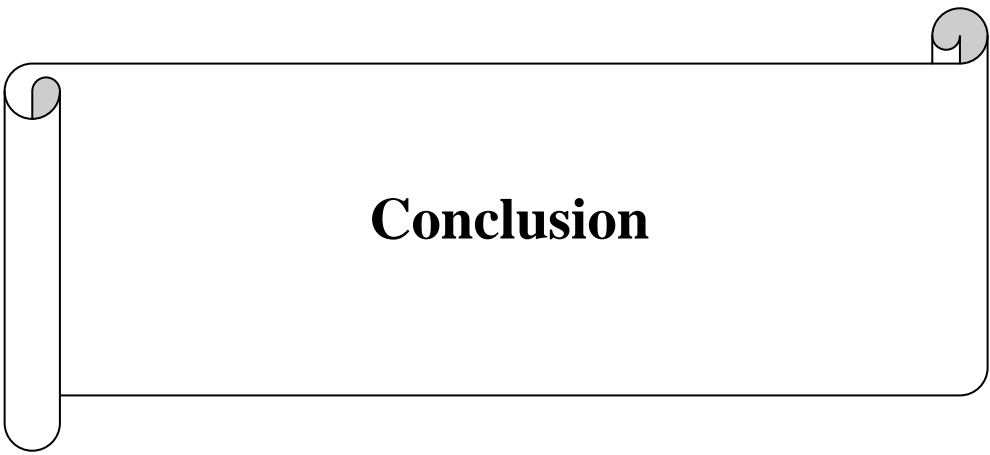


Le programme vérifie que le brassard est complètement dégonflé. Si ce n'est pas le cas,

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

2.7. Discussion

Dans ce chapitre, on a présenté les différents composants constituant l'appareil de mesure de la pression artérielle 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.



Conclusion

Conclusion

L'objectif de notre étude est la réalisation d'un tensiomètre électronique. Le composant de base de notre réalisation est le PIC16F877 et l'amplificateur d'instrumentation AD620AN. Une étude détaillée de ces deux composants a été présentée pour expliquer les motivations de notre choix.

Cette étude nous a permis d'élargir nos connaissances dans le domaine de l'instrumentation électronique. Les tests effectués sur notre réalisation montre une précision appréciable et une facilité d'acquisition des données par rapport aux tensiomètres classiques. De plus, la miniaturisation de notre réalisation permet une automesure directe par le patient.

Comme perspectives à notre réalisation, nous suggérons l'amélioration de l'algorithme de calcul des pressions, en vue d'obtenir des résultats plus précis et comparables à ceux obtenus grâce à des mesures auscultatoire, l'ajout d'une carte mémoire MMC pour l'enregistrement des résultats et aussi permettre à l'appareil de communiquer en temps réel avec un PC via interface série (RS232) ou USB ainsi que l'ajout d'une unité de transmission WiFi de données pour faciliter la prise de mesures ambulatoires.

- [1] E. Marieb et K. Hoehn, 2014. « Anatomie et physiologie humaines », Edition Pearson.
- [2] G. Fahd, 2012. « Création d'une chaîne de référence pour la mesure de la pression artérielle », thèse de doctorat en mécanique et physique des fluides Université Marseille 9, France.
- [3] J.Y. Hindlet, 2013. « Mesure de la pression artérielle », in MediPedia, http://fr.medipedia.be/hypertension/diagnostic/articles_mesure-pression-arteriell_539, page consultée le 19 Mars 2013.
- [4] A. Chaddad, 2006. « Tensiomètre électronique », mémoire de Master, Université islamique du Liban.
- [5] Charles Richard, 2007. « Conception et intégration d'un système de monitoring de la pression artérielle », Mémoire de Master présenté à l'école de Technologie Supérieure, Université de Québec.
- [6] W. Taibi et K. Ben Aissa, 2016. « Réalisation d'un Tensiomètre Electronique », mémoire de Master, Université Abou Bekr Belkaid de Tlemcen faculté de technologie département de Génie Biomédicale.

Le tensiomètre permet de mesurer la pression artérielle. Toutefois, pour diagnostiquer une hypertension artérielle, l'auto mesure de la pression artérielle de façon fréquente et régulière est souvent primordiale pour aider le médecin. L'auto mesure peut être aussi utilisée pour la surveillance du patient lors de la prise d'un traitement antihypertenseur.

De nos jours, le tensiomètre électronique à usage privé accompagne plus de 4 millions de français. Auto-mesurer sa pression artérielle ou tension fait partie de leur quotidien. Que ce soit pour repérer les risques d'AVC, l'insuffisance cardiaque ou l'hypertension afin de prévenir les risques de crises cardiaques, posséder un dispositif de contrôle de la tension artérielle à domicile est un atout santé majeur.

Le tensiomètre va permettre au médecin de recueillir des informations précises concernant vos états cardiaques et ainsi il va pouvoir vous prescrire les médicaments et les traitements adéquats.

Selon les spécialistes, utiliser un tensiomètre quotidiennement est recommandé pour assurer un bon suivi de votre santé et de ce fait établir un meilleur constat de vos états cardiaques. Ainsi, même après des efforts éprouvants ou après une saute d'émotion due à un événement inattendu, restez serein à longueur de journée avec votre appareil de mesure à votre portée.

MOTS CLES :

- Tensiomètre électronique
- Pression artérielle
- Mesure de la pression artérielle
- Microcontrôleur pic 16F877
- Méthodes mesure la pression artérielle