



Université Abou BEKR BELKAID de Tlemcen

**Faculté de Technologie
Département de Génie Biomédicale**

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour obtenir le Diplôme de

MASTER en INSTRUMENTATION BIOMEDICALE

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par : TAYEBI wahiba et BEN AISSA Kaltoum

Réalisation d'un Tensiomètre Electronique

Soutenu le 15 juin 2016 devant le Jury

Mr.	DJEBBARI Abdelghani	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Président
Mr	TAOULI Sidi Ahmed	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
Mlle.	<i>BEEKAK YETTO Nour el Houda</i>	<i>MCCB</i>	Université de Tlemcen	Examinatrice

Année universitaire 2015-2016

Dédicaces

Je remercie ALLAH le tout puissant d'avoir exaucé mon vœu de réaliser ce projet de fin d'études.

Je voudrais dédier le présent travail tout spécialement à mes chers parents «mon père Amar et ma mère BELLAAMA Saida » qui m'ont élevé et soutenu tout au long de ma vie.

Je dédie également ce projet à mes chères sœurs : Fatima et Zineb, mon frère Mohammed El Bachir ma petite Meriem ainsi que ma grande mère.

Je tiens énormément à remercier mes chers amis (es)et camarades de cette promotion « instrumentation biomédicale » pour leur encouragements et leur aides.

Sans oublier mes chers amies et copains : Tayebi Wahiba, Khannoussi Halima, Salahi Zahra, Bassidi Rabiaa, Karimi Fatima Zohra. Mes amies à la cité : Fatima Amina Zineb Fatima Zohra Hadjer et Hanane

Enfin, je voudrais dédier cette mémoire à toute personne ayant participé de loin ou de près à la réalisation de ce travail.

keltoum

Dédicaces

Je remercie ALLAH le tout puissant d'avoir exaucé mon vœu de réaliser ce projet de fin d'études.

Je voudrais dédier le présent travail tout spécialement à mes chers parents «mon père Kaddour et ma mère BAHRAOUI Mebarka » qui m'ont élevé et soutenu tout au long de ma vie.

Je dédie également ce projet à mes chères sœurs : Meriem Fouzia Karima Zineb et mes frères Abd arrahmane, Yassine, Younesse, mes petits : ma sœur Ritaj , Anas, Abd almalik, Djamel et Mariya.

Je tiens énormément à remercier mes chers amis (es) et camarades de cette promotion « instrumentation biomédicale » pour leur encouragements et leur aides.

Sans oublier mes chers amies et copains : Mebarka djiji Nadjat zaouki Yamina ouafi Meriem Salmi Halima khannoussi Zohra sallahi Ben aissa keltoum et Zineb mes amies à la cité : Fatima Amina Zineb Fatima Zohra Hadjer et Hanane

Sans oublier mon fiance Omar allaoui

Enfin, je voudrais dédier cette mémoire à toute personne ayant participé de loin ou de près à la réalisation de ce travail.

REMERCIEMENTS

Nous remercions Allah le tout puissant qui nous a donné durant toutes ces années, la santé, le courage et la foi en nous même pour pouvoir avancer et mener nos études à leurs termes.

Nous ne saurions, réellement, trouver les expressions éloquentes que mérite notre encadreur Monsieur TAOULI sidi mohammed enseignant à l'université Abou BEKRBELKAID pour nous avoir proposé le sujet et offert un cadre de travail agréable et un encadrement de qualité.

Que Monsieur h. BECHAR enseignant à l'université Abou BEKR BELKAID, veuille croire à nos profondes reconnaissances

Je remercie Mr. DJEBBARI abdelghani d'avoir accepter de présider le jury, ainsi que Mlle. **HABIBES Naima** pour leur disponibilité pour juger ce travail.

Enfin, nous exprimons nos remerciements à tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à l'élaboration de ce modeste travail.

Table Des Matières

Résumé	
Dédicaces	
Remerciement	
Abréviation	
Introduction Générale	1
Chapitre I : Le cœur humain , pression et anomalies	
1.1. Introduction	3
1.2. Le cœur	3
1.2.1. Anatomie.....	3
1.2.2. Fonctionnement électrique.....	4
1.3. La circulation sanguine.....	5
1.4. Le réseau vasculaire	6
1.5. Pression Artérielle (PA)	7
1.5.1. Pression Artérielle Systolique (PAS)	8
1.5.2. Pression Artérielle Diastolique (PAD)	9
1.5.3. Pression Artérielle Différentielle (ou Pulsée PP)	9
1.5.4. Pression Artérielle Moyenne (PAM)	9
1.6. Débit cardiaque (DC)	10
1.6.1. la Résistance Vasculaire périphérique.....	10
1.7. Plages de pression au niveau du cœur.....	10
1.8. Hypertension Artérielle	11
1.8.1. Définition	11
1.8.2. Causes de l'HTA	12
1.8.3. Causes Favorisantes	12
1.8.4. Les Complications	13
1.9. Hypotension Artérielle	13
1.9.1 Symptômes.....	14
1.9.2 Étiologies	14
1.10. Conclusion	14
Références.....	15
Chapitre II : Mesure de la pression artérielle	
2.1. Introduction	16
2.2. Les Méthodes de mesure de la PA	16

2.2.1. Les Méthodes non-invasives (Indirectes).....	16
2.2.1.1 La Méthode Auscultatoire	16
2.2.1.2.La Méthode Oscillométrique.....	18
2.2.1.3. Palpation.....	21
2.2.1.4. La méthode microphonique	21
2.2.1.5. Ultrasons	22
2.2.2. Les méthodes invasives (directes).....	22
2.3. Tensiomètre.....	23
2.3.1 Historique.....	23
2.3.2. Définition	24
2.4.Conclusion	25
Références	26

Chapitre III : Les Composants et Procédures de tests

3.1. Introduction.....	27
3.2. Bloc diagramme :	27
3.2.1. Poire sphygmanométrique :	28
3.2.2. Brassard :	28
3.2.3. Capteur de pression :	29
3.2.3.1 Caractéristiques d’opération :	30
3.2.3.2. Test du Capteur	31
3.2.4. Amplificateur DC.....	31
3.2.4.1. Caractéristiques :	32
3.2.4.2. Applications :	33
3.2.5. Le Microcontrôleur 16F887A [MCU] :	33
3.2. 5.1. Le Convertisseur du PIC.....	35
3.2.5.2. L’Horloge Système.....	35
3.2.5.3. Master Clear (MCLR)	35
3.2.6. L’afficheur LCD.....	35
3.2.6.1. Schéma fonctionnel	36
3.2.6.2. Brochage d’un LCD	36
3.2.6.3 .Test de l’Afficheur LCD.....	37
3.2.7. Les filtres	38
3.2.7.1. Caractéristique de l’TL082CN.....	39
3.2.8. L’alimentation	39
3.3. Conclusion	40
Références.....	41

Chapitre IV : conception d'un tensiomètre Electroniques : Circuit Electroniques et programmation

4.1. Introduction	42
4.2. La Réalisation Matérielle.....	42
4.2.1.1. Le Circuit Analogique	42
4.2.1.2. Filtres passe bande.....	44
4.2.1.3. Stade de couplage AC.....	45
4.3. Connexion de l’Afficheur LCD avec le MCU	47
4.4. Conception Logicielle	48
4.4.1. L’organigramme du logiciel	48
4.4.2. Mesure de la pression systolique	50
4.4.3. Mesure de la pression diastolique	52
4.4.4. Configuration du PIC et formatage des données	52
4.4.4.1. Initialisation des ports.....	52
4.4.4.2. Commande et l’initialisation de l’afficheur LCD	53
4.4.4.3. Configuration du Convertisseur A/N	53
4.4.5. Programme en PIC C.....	53
4.5. Montage Final	59
4.6. Test du l’Appareil.....	60
4.7. Conclusion	61
Conclusion générale.....	62
Annexe	

Sommaire

Figure 1 : Anatomie du cœur et des vaisseaux associés	4
Figure 2 : L'impulsion électrique se propage dans le muscle cardiaque et induit sa contraction	5
Figure 3 : circulation sanguine.	7
Figure 4 : La pression artérielle (PA)	8
Figure 5 : Sphygmogramme	8
Figure2. 1 : Sphygmomanomètre et stéthoscope pour la mesure de la PA	17
Figure2. 2 : La relation entre pression artérielle, pression brassard et bruits de Korotkoff	17
Figure 2.3 : Les phases de Korotkoff (phase de dégonflage)	18
Figure 2.4 : Les oscillations enregistrées dans le brassard	19
Figure2.5 : Les oscillations enregistrées dans le brassard (décompression par paliers)	20
Figure 2.6 : Les fluctuations de pressions dans le brassard	20
Figure2.7 : Doppler bidirectionnel de poche	22
Figure2 .8 : différences entre les oscillations de la PA suivant le site de perfusion	23
Figure 2.9 : Tensiomètre numérique	25
Figure 3.1 : Schéma bloc de mesurer la PA	27
Figure3.2 : Poire sphygmanométrique.....	28
Figure3.3 : Le brassard.....	28
Figure3.4 : Schéma d'un brassard	29
Figure 3.5 : capteur de pression MPX2100AP	29
Figure3.6 : La réponse linéaire de capteur (Vout en fonction de la Pression).....	31
Figure 3.7 : Test de capteur MPX2100AP.....	31
Figure 3.8 : l'Amplificateur d'instrumentation AD620AN	32
Figure3.9 : La réponse en fréquence de l'amplificateur AD620	32
Figure 3.10 : PIC 16F887A	33
Figure3.11 : brochage du pic 16F877A.....	34
Figure 3.12 : Configuration hardware minimale d'un PIC	34
Figure3.13: schéma fonctionnel de JHD162A	36
Figure3.14: Brochage d'un LCD JHD162A.....	36
Figure 3.15 : Test de l'afficheur JHD162A	38
Figure 3.16 : L'amplificateur opérationnel TL082CN.....	38
Figure3.17 : schéma électrique d'une alimentation	39
Figure 3.18 : circuit d'alimentation	40
Figure 4.1 : le circuit analogique	43
Figure 4.2 : la réponse fréquentielle du1 ^{er} filtre passe bande.....	44
Figure 4.3 : la réponse fréquentielle du2 ^{ème} filtre passe bande.....	45
Figure 4.4 : Le stade de couplage AC (offset actif)	46
Figure 4.5 : Schéma d'implantation de l'afficheur LCD	47
Figure 4.6 : l'organigramme du programme	49
Figure 4.7: signale DC gonflage dégonflage ADC0.....	51
Figure 4.8 : signal AC ADC1	51
Figure 4.9: circuit analogique.....	59
Figure 4.10 : Test de circuit.....	60
Figure 4.11 : Résultats finales	60

Sommaire

Tableau 1 : Pression des différentes zones cardiaques.....	10
Tableau2 : Chiffres limites des différents niveaux d'hypertension	11
Tableau3.1 : caractéristiques techniques de MPX2100AP	30
Tableau 3. 2: Brochage d'un LCD JHD162A [6].....	37

Liste des Abréviations, Sigles et Symboles

AC : Alternating Component (composante alternative)

ADC : Analog to Digital Converter

CAN : Convertisseur Analogique Numérique

DC : Débit Cardiaque

DC : Direct Component (composante continue)

FC : Fréquence Cardiaque

Filtre PB : Filtre Passe-bande

HTA : Hypertension Artérielle

LCD : Liquid-Crystal Display

MCU : Micro-Controller Unit

MCLR : Master Clear

OMS : L'Organisation Mondiale de la Santé

PA : Pression Artérielle

PAS : Pression Artérielle Systolique

PAD : Pression Artérielle Diastolique

PA diff : Pression Artérielle Différentielle

Abréviation

PAM : Pression Artérielle Moyenne

PB : Pression du Brassard

QKD : indice de la paroi artérielle

RVP : Résistances Vasculaires Périphérique

R/W : Read/Write

RS : Register Select (Sélection du Registre)

TA : Tension Artérielle

VS : Volume Systolique

VSS : Masse électrique du circuit

VDD : Alimentation du circuit

Résumé

L'objectif général de notre sujet de mémoire est de réaliser, de mettre en œuvre pour mesurer la pression artérielle (PA). Cependant pour aboutir à ces mesures, il est indispensable de fabriquer un tensiomètre électronique. Ce dernier est un dispositif utilisée en clinique et à domicile pour mesurer la pression artérielle (PA). La procédure de la mesure se fait en deux étapes, une étape de récupérer la réponse en tension de capteur, et d'afficher la grandeur physique mesurée. De plus sur un écran LCD les données affichées sont exclusivement numériques c'est pourquoi il est nécessaire de faire une conversion analogique numérique. La 2^{ème} étape fait appel la programmation du PIC afin que celui-ci convertisse la réponse analogique de capteur en valeur numérique, puis les affiche sur l'afficheur LCD.

Mots clés : Pression artérielle, tensiomètre, capteur de pression, PIC, Afficheur (LCD)

Summary :

The overall objective of our thesis topic is to achieve, implement to measure blood pressure (BP). However to achieve these measures, it is essential to make an electronic monitor. This is a device used in clinical and home to measure blood pressure (BP). The measurement procedure is done in two steps, a step to recover the sensor voltage in response, and to display the measured physical quantity. Also on an LCD screen all information is exclusively digital so it is necessary to make a digital analog conversion. The second step involves programming the PIC so that it converts the analog response to a digital value sensor and displays them on the LCD.

Keywords: Blood Pressure, pressure sensor, PIC ,display (LCD)

ملخص :

الهدف الأساسي من موضوع هذه المذكرة هو التحقق من قياس الضغط الشرياني , ولهذا قمنا بصناعة جهاز لقياس الضغط فهو جهاز يستخدم في الأوساط الطبية والمنزلية من اجل قياس ضغط الدم. ويتم إجراء القياس في خطوتين: خطوة لاسترداد استشعار الجهد في الرد وهي عبارة عن توتر, بعدها يتم عرض النتائج على شاشة العرض, ولهذا نضيف خطوة أخرى وهي البرمجة وتكون باستخدام المعالج الذي يحول التوتر الكهربائي إلى قيم عددية يتم إظهارها في شاشة إلكترونية

كلمات البحث: ضغط الدم ، لاقط حساس للضغط ، معالج، شاشة الكترونية للعرض (LCD)

Introduction générale..

Les tensiomètres ou sphygmomanomètres sont parmi les dispositifs les plus utilisés en clinique et à domicile pour la mesure de la pression artérielle (PA). 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. Le calcul est effectué au niveau du bras ou du poignet, le brassard se gonflant et se dégonflant automatiquement.

L'objectif principal de ce projet est la réalisation d'un tensiomètre électronique au bras capable d'effectuer des mesures de pression systolique et diastolique avec affichage sur un écran LCD.

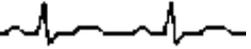
La démarche que nous avons retenue repose sur une analyse qualitative et quantitative d'un procédé de fabrication d'un sphygmomanomètre électronique.

Le manuscrit se décompose en quatre chapitres :

Le premier chapitre porte une étude sur les pressions du cœur humain et leurs anomalies. Dans le deuxième chapitre, 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 sont présentées dans le troisième chapitre.

Enfin, dans le chapitre quatre, 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. Des commentaires sont aussi donnés.

Enfin, dans la conclusion générale nous suggérons quelques voies de recherche possibles pour poursuivre ce travail tant sur le plan méthodologique que sur le plan des applications dans le domaine de l'électronique biomédicale.



Le cœur humain, pressions et Anomalies

1.1. Introduction

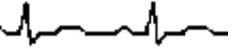
Le système cardiovasculaire est constitué du cœur et du système vasculaire, sa fonction principale est d'assurer un flux de sang adéquat continu et sous pression suffisante aux organes et aux tissus afin de satisfaire aux besoins énergétiques et au renouvellement cellulaire quelles que soient les conditions ambiantes et l'activité de l'individu. Dans ce chapitre, l'introduction à la cardiologie est volontairement limitée aux notions utiles à la compréhension des chapitres suivants. Le lecteur intéressé pourra cependant trouver des informations complémentaires détaillées dans [1,2] et de manière plus intuitive dans [3,4].

1.2. Le cœur

Le cœur est l'élément central du système cardiovasculaire. Nous décrivons dans la suite du chapitre l'anatomie et le fonctionnement électrique d'un cœur sain.

1.2.1. Anatomie

Le cœur est un organe contractile assurant la circulation sanguine. C'est un muscle strié creux séparé en deux moitiés indépendantes (droite et gauche). Sa partie droite contient du sang pauvre en oxygène et assure la circulation pulmonaire; sa partie gauche renferme du sang riche en oxygène et le propulse dans tous les tissus. Chacune des moitiés comporte une oreillette et un ventricule qui communiquent par des valves d'admission qui, à l'état normal, laissent passer le sang uniquement de l'oreillette vers le ventricule. Il existe aussi des valves d'échappement qui assurent la communication entre le ventricule droit et l'artère pulmonaire (valve pulmonaire), ainsi qu'entre le ventricule gauche et l'artère aorte (valve aortique). Ces deux valves se trouvent à l'entrée de l'aorte et de l'artère pulmonaire respectivement. Sur la Figure 1, nous pouvons voir l'anatomie du cœur et des vaisseaux



associés. Les parois du cœur sont constituées par le muscle cardiaque, appelé myocarde, composé d'un ensemble de cellules musculaires cardiaques ou cardiomyocytes [5].

- 1- ventricule droit
- 2- cordages fibreux ou tendineux
- 3- valvule tricuspide ou auriculo-ventriculaire droite
- 4-veine cave inférieure
- 5-oreillette droite
- 6- veine cave supérieure
- 7-artère pulmonaire droite
- 8- crosse aortique
- 9- artère pulmonaire gauche
- 10-veines pulmonaires gauche
- 11- oreillette gauche
- 12- valvules sigmoïdes
- 13-valvule mitrale ou auriculo-ventriculaire gauche ou bicuspide
- 14- ventricule gauche
- 15- myocarde
- 16-aorte descendant

.....▶ Sang chargé en oxygène
——▶ Sang pauvre en oxygène

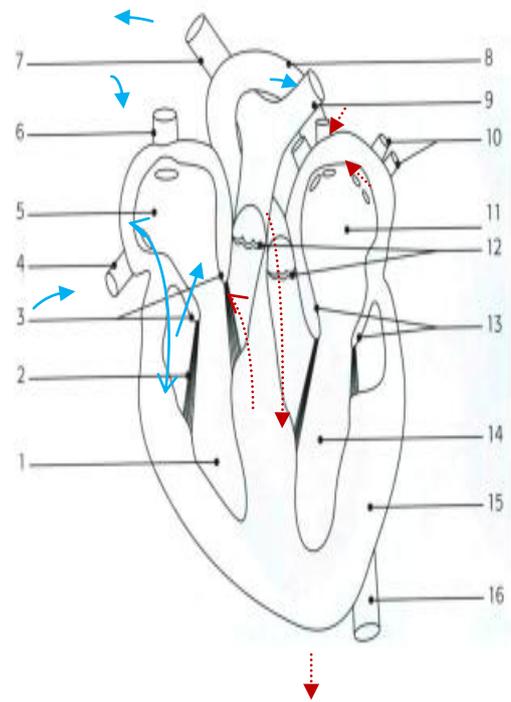
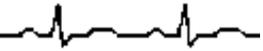


Figure 1 : Anatomie du cœur et des vaisseaux associés

1.2.2. Fonctionnement électrique

Comme pour tous les muscles du corps, la contraction du myocarde est provoquée par la propagation d'une impulsion électrique le long des fibres musculaires cardiaques induite par la dépolarisation des cellules musculaires. Dans le cœur, la dépolarisation prend normalement naissance dans le haut de l'oreillette droite (le sinus), et se propage ensuite dans les oreillettes, induisant la systole auriculaire (Figure 2) qui est suivie d'une diastole (décontraction du muscle). L'impulsion électrique arrive alors au nœud auriculo-ventriculaire (AV), seul point de passage possible pour le courant électrique entre les oreillettes et les ventricules. Là, l'impulsion électrique subit une courte pause permettant au sang de pénétrer dans les ventricules. Elle emprunte alors le faisceau de His, qui est composé de deux branches principales allant chacune dans un ventricule. Les fibres constituant ce faisceau, complétées par les fibres de Purkinje, grâce à leur



conduction rapide, propagent l'impulsion électrique en plusieurs points des ventricules, et permettent ainsi une dépolarisation quasi instantanée de l'ensemble du muscle ventriculaire, malgré sa taille importante, ce qui assure une efficacité optimale dans la propulsion du sang ; cette contraction constitue la phase de systole ventriculaire. Puis suit la diastole ventriculaire (décontraction du muscle) ; les fibres musculaires se re-polarisent et reviennent ainsi dans leur état initial.

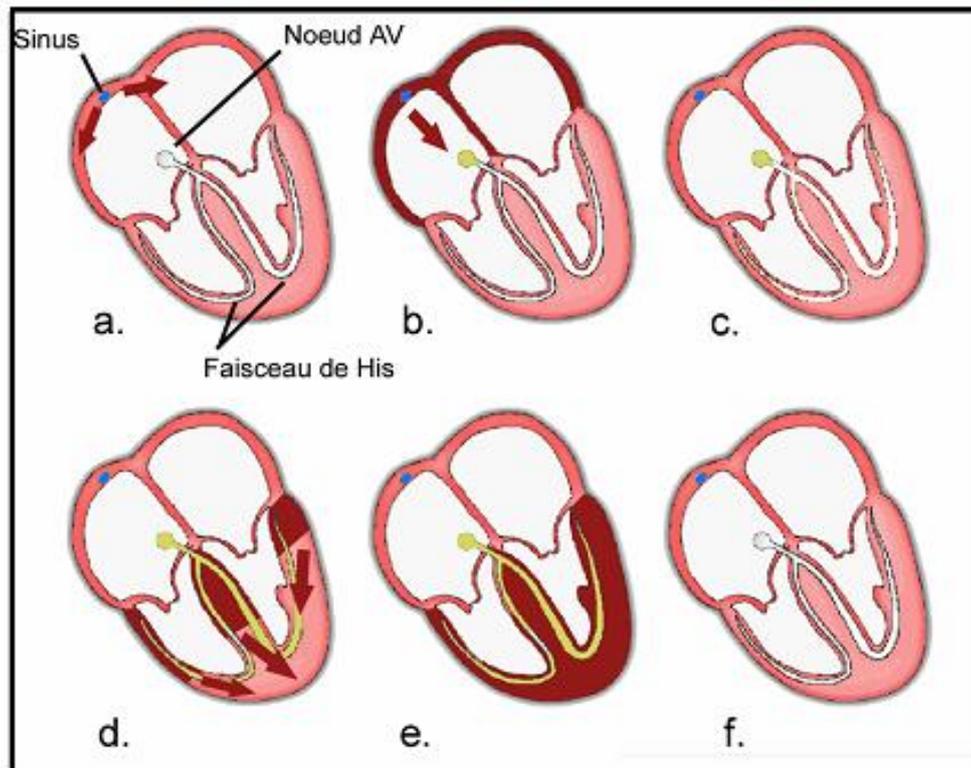
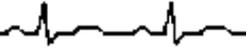


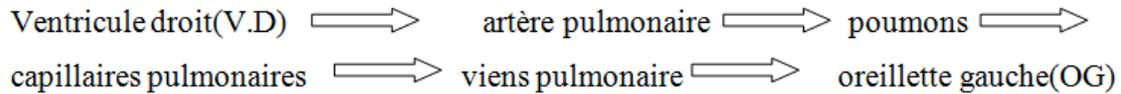
Figure 2 : L'impulsion électrique se propage dans le muscle cardiaque et induit sa contraction. Elle prend naissance dans le sinus (a) puis se propage dans les oreillettes (b) entraînant leurs contractions (systole auriculaire). L'impulsion arrive alors au nœud auriculo-ventriculaire (AV) seul point de passage électrique entre les oreillettes et les ventricules. Une courte pause est alors introduite (c) juste avant la propagation dans les fibres constituant le faisceau de His. Au passage de l'impulsion électrique (d) les ventricules se contractent à leur tour (e) (systole ventriculaire). Après la diastole (décontraction du muscle) les cellules se re-polarisent (f). Le cycle du battement cardiaque est alors terminé et le cœur est prêt pour un nouveau battement.

1.3. La circulation sanguine

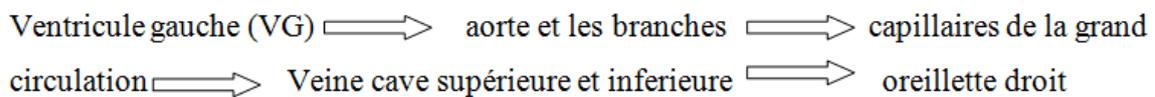
La circulation sanguine apporte à chaque cellule des éléments nutritifs et de l'oxygène. Cette circulation peut être divisée en deux circulations : petite circulation (circulation pulmonaire), grand circulation (circulation systémique) [7].



Le circuit sanguin est présenté schématiquement par la figure 3. Du sang dépourvu d'oxygène par son passage dans le corps entre dans l'oreillette droite par deux veines caves, supérieure et inférieure [6]. Il traverse ensuite le ventricule droit d'où il est éjecté dans l'artère pulmonaire vers les poumons. Ce cycle correspond à la circulation dite pulmonaire, ou la petite circulation.



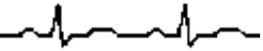
Après avoir perdu son dioxyde de carbone et être ré-oxygéné dans les poumons, le sang passe par les veines pulmonaires vers l'oreillette gauche. De là, le sang oxygéné entre dans le ventricule gauche. Celui-ci est la chambre pompant principale, ayant pour but d'expulser le sang oxygéné par l'aorte vers toutes les parties du corps, sauf les poumons. On parle alors de circulation dite systémique ou générale.



1.4. Le réseau vasculaire

Le sang provenant du cœur est conduit aux différents organes par les artères et leurs embranchements. A chaque niveau du système circulatoire, les artères jouent un rôle quelque peu différent. Leur rôle respectif se traduit par l'épaisseur relative de leur paroi et leur composition histologique. Les différents organes et parties de l'organisme n'éprouvent pas tous les mêmes besoins en sang. Par exemple, une petite glande comme la thyroïde ne demande pas le même volume sanguin qu'une glande aussi considérable que le foie. De plus, le besoin de chacun d'eux varie selon son niveau d'activité. Il va de soi que les muscles des jambes nécessitent un apport sanguin beaucoup plus considérable durant la course que pendant le sommeil. Une façon d'ajuster l'apport sanguin aux besoins individuels et ponctuels des organes est de modifier le calibre des artères qui distribuent le sang à ces organes et, de ce fait, régler la quantité de sang qui les atteint. Le système vasculaire est alors composé d'artères, d'artérioles, de capillaires, de veinules et de veines (figure 3):

- ❖ Les artères : les ventricules livrent le sang aux grandes artères sous forte pression (pression systolique). Pour accommoder une telle pression, la paroi de ces artères doit pouvoir être étirée; elles sont alors dotées de propriétés élastiques. Les artères les plus importantes sont: l'artère pulmonaire, qui conduit le sang du ventricule



droit vers les poumons, l'artère aorte et les grosses artères qui conduisent le sang vers la périphérie.

- ❖ Les petites artères ou artérioles : une fois le sang artériel distribué aux organes par les artères musculaires, les artérioles en réduisent la pression pour le livrer à des vaisseaux à mince paroi sans briser celle-ci, les capillaires.
 - ❖ Les capillaires : sites des échanges des gaz respiratoires, substances nutritives et déchets métaboliques entre le sang qu'ils renferment et le compartiment extra-sanguin du tissu qu'ils parcourent, les capillaires réduisent l'épaisseur de leur paroi au strict minimum.
- ❖ Les veinules : elles font suite aux capillaires et sont chargées du retour du flux sanguin en direction du cœur.
- ❖ Les veines : elles ferment le circuit sanguin et ont pour fonction de ramener le sang à l'oreillette droite du cœur.

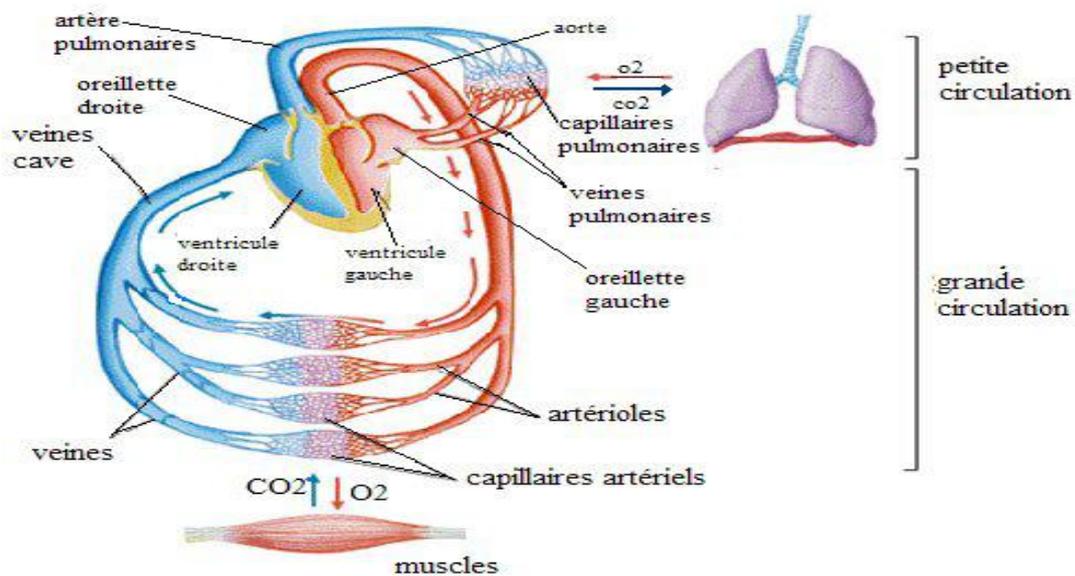


Figure 3 : circulation sanguine.

1.5. Pression Artérielle (PA)

La pression artérielle (ou la Tension Artérielle TA) se définit comme une force latérale exercée par le sang par unité de surface pariétale (Figure 4). Elle est essentielle pour l'approvisionnement en oxygène et nutriments des organes du corps, son maintien et son contrôle sont à la base des transferts liquidiens dans les tissus et de l'épuration rénale des déchets.

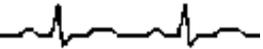


Figure 4 : La pression artérielle (PA) [8]

La pression artérielle se mesure en mm ou cm de Mercure (mm Hg ou cm Hg), elle varie en fonction de cycle cardiaque, c'est à dire en fonction de la systole et de la diastole, selon une courbe nommée sphygmogramme (Figure 5). Ce tracé obtenu à l'aide du sphygmographe.

La PA atteint son point le plus élevé dans l'aorte et les grosses artères lors de la systole (contraction ventriculaire) et chute à son point le plus bas lors de la diastole (relaxation ventriculaire). C'est au niveau des petites artères que le sang perd beaucoup de pression, en raison de la résistance opposée à l'écoulement sanguin.

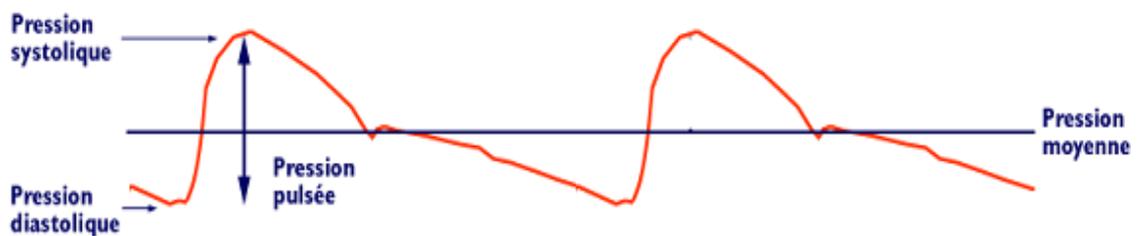
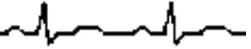


Figure 5 : Sphygmogramme [8]

Cette courbe nous permet de définir quatre notions importantes

1.5.1. Pression Artérielle Systolique (PAS)

Le maximum correspond à la pression artérielle systolique (PAS). , c'est-à-dire lors de la contraction ventriculaire gauche ou le sang est expulsé en dehors du cœur. la pression artérielle systolique PAS dépend de débit d'éjection ventriculaire gauche, des résistances vasculaire, est essentiellement de l'état des parois des gros troncs (rigidité artérielle) [7].



La valeur de pression systolique est toujours indiquée en premier, suivie de la valeur de pression diastolique. Exemple : 120/80 mm Hg signifie que la pression artérielle systolique est de 120 mm Hg et que la pression artérielle diastolique est de 80 mm Hg. La valeur d'1 mm Hg correspond à la pression exercée par un millimètre (mm) de mercure (Hg).

Conversion : 1 mm Hg = 0,00133 bar.

1.5.2. Pression Artérielle Diastolique (PAD)

La diastole est la période au cours de laquelle le cœur se relâche après s'être contracté. On parle de diastole ventriculaire quand les ventricules se relâchent, et de diastole auriculaire lorsque les oreillettes se relâchent. Au cours de la diastole ventriculaire, la pression dans les ventricules (gauche et droit) s'abaisse par rapport au pic qu'elle avait atteint au cours de la systole. Lorsque la tension du ventricule gauche s'abaisse en dessous de celle de l'oreillette gauche, la valvule mitrale s'ouvre, et le ventricule gauche se remplit du sang qui s'était accumulé dans l'oreillette gauche. [9]

1.5.3. Pression Artérielle Différentielle (ou Pulsée PP)

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

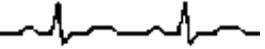
1.5.4. Pression Artérielle Moyenne (PAM)

Enfin la pression artérielle moyenne (PAM), n'est pas la moyenne arithmétique des PAS et PAD car physiologiquement la systole dure moins longtemps que la diastole. [10]

$$PAM = (PAS + 2 \times PAD) / 3 \quad (1)$$

La PAM correspond au produit du débit cardiaque (DC) par les résistances vasculaires périphériques (RVP) [10].

$$PAM = DC \times RVP \quad (2)$$



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

1.6. Débit cardiaque (DC)

Le débit cardiaque est la quantité de sang propulsée par le ventricule gauche en une minute (5,5L en moyenne). Il est équivalent au volume systolique (VS), qui est la quantité de sang expulsée par la contraction du ventricule gauche à chaque systole (70-80 mL), multiplié par la fréquence cardiaque (FC), c'est-à-dire le nombre de battements cardiaques par minutes [10].

$$DC \text{ (mL/min)} = VS \text{ (mL/battement)} \times FC \text{ (battements/min)} \quad (3)$$

Lorsque le cœur "pompe" de façon plus énergique, le débit cardiaque s'élève faisant ainsi augmenter la pression artérielle.

1.6.1. la Résistance Vasculaire périphérique

La résistance périphérique est, quant à elle, la résistance que les vaisseaux sanguins opposent à l'écoulement du sang. Les plus petits vaisseaux tels que les artérioles sont ceux qui offrent le plus de résistance. En changeant de diamètre, ils jouent un rôle important dans la régulation de la résistance périphérique, de la pression artérielle et du débit sanguin tissulaire.

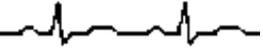
La résistance du vaisseau s'élève à l'occasion d'une augmentation de sa tonicité par des nerfs ou d'une augmentation de l'épaisseur des parois de l'artère induit par l'âge.

1.7. Plages de pression au niveau du cœur

Le tableau 1 montre les différentes plages de pression au niveau du cœur.

Zone	Pression (mm Hg)		
	Systolique	Diastolique	Moyenne
Aorte	90 – 150	60 – 80	
Artère pulmonaire	20 – 30	8-12	
Oreillette gauche		6-12	6-12
Ventricule gauche	90 – 150	2-6	
Ventricule droit	20 – 30		
Oreillette droite			2-6

Tableau 1 : Pression des différentes zones cardiaques [10]



Comme nous l'avons déjà mentionné, la pression dans l'aorte (dite systolique) définit le premier nombre de la tension artérielle, et la pression dans l' aorte (diastolique) définit le second nombre, par exemple une PA de 13/8 (PAS=13 cm Hg et PAD=8 cm Hg).

1.8. Hypertension Artérielle

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

1.8.1. Définition

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

- la pression artérielle systolique ou PAS
- la pression artérielle diastolique ou PAD
- une pression artérielle moyenne PAM qui se calcule à partir des deux premiers.

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.

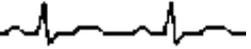
Cette définition de l'hypertension artérielle repose en fait sur "l'acceptabilité" d'un risque plutôt que sur la "normalité" d'une valeur. L'hypertension artérielle n'est donc pas une maladie mais représente un facteur de risque qui, s'il est traité, permet d'éviter, dans une certaine mesure, des complications. 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 millimètre de mercure (Hg)
- et si la pression artérielle diastolique est inférieure à 90 mm Hg

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

Tableau2 : Chiffres limites des différents niveaux d'hypertension [11]



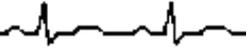
1.8.2. Causes de l'HTA

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 : affections rénales, la coarctation aortique ...

1.8.3. 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 tensoriel 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 tensoriel. 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 tensoriels à l'effort est tout à fait normale. La pression artérielle semble par contre plus basse chez le sujet sportif par rapport au sujet sédentaire.

1.8.4. Les Complications

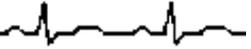
Si l'HTA n'est pas maîtrisée par un traitement, des complications peuvent survenir. Il est important de préciser que l'hypertension elle-même n'est pas une maladie : elle n'est qu'un facteur favorisant. En d'autres termes, son existence n'est ni nécessaire ni suffisante pour voir les maladies se développer 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.

1.9. Hypotension Artérielle

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



1.9.1. Symptômes

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

1.9.2. Étiologies

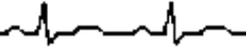
L'hypotension peut révéler une hypovolémie absolue (baisse du volume sanguin), consécutive, par exemple à une hémorragie, ou relative, par baisse des résistances périphériques. L'hypotension peut être due à une diminution du taux de potassium dans le sang.

1.10. Conclusion

Dans ce chapitre, on a expliqué en détail la pression artérielle et ses différentes composantes (pressions artérielles systolique et diastolique, pression différentielle ou pulsée), et les paramètres modulant la pression artérielle (débit cardiaque, résistances périphériques totales...) qui expliquent la grande variabilité des chiffres tensoriels d'une minute à l'autre chez le même individu. En résumé, l'effort et le stress font augmenter la pression artérielle, le repos le fait diminuer. La prise de tension est donc sujette à de nombreux artefacts. Elle doit donc être idéalement prise en position allongée, le patient étant au repos.

References de chapitre I:

- [1]-G.D. Clifford, F. Azuaje, P.E. McSharry, ADVANCED METHODS AND TOOLS FOR ECG DATA ANALYSIS, Artechouse, 2006.
- [2]- U.R. Acharya, S.J. Suri, A.E.J. Spaan, S.M. Krishnan, ADVANCES IN CARDIAC SIGNAL PROCESSING, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2007.
- [3]- E. Marieb, ANATOMIE ET PHYSIOLOGIE HUMAINES, DeBoeck
- [4]- M. Blondeau, M. Hiltgen, ELECTROCARDIOGRAPHIE CLINIQUE, Masson, 1980.
- [5]- Etienne-Paul D'Alché, COMPRENDRE LA PHYSIOLOGIE CARDIOVASCULAIRE, Flammarion Médecine-Sciences, 2003.
- [6]- S. Silbernagl etA. Despopoulos :Atlasdepochedephysiologie. Flammarion Médecine-Sciences,2001.
- [7]- thèse de doctorat en mécanique et physique des fluides « création d'une chaîne de référence pour la mesure de la pression artérielle » univ marseille 9
- [8]- Dr Jean-Yves Hindlet, « Mesure de la pression artérielle », in MediPedia, http://fr.medipedia.be/hypertension/diagnostic/articles_mesure-pression-arterielle_539, page consultée le 19 Mars 2013. 10
- [9]- projet fin d'étude « tensiomètre électronique» univ islamique de liban faculté de génie département biomédical 12
- [10]- Charles Richard, « Conception et Intégration d'un Système de Monitoring de la Pression Artérielle », Mémoire présenté à l'école de Technologie Supérieure, Université de Québec, Montréal, 22 Mai 2007. 13
- [11]- Xavier Jeunemaitre, Jacques Julien, Jean-Baptiste Michel, « Hypertension », in Universalis, <http://www.universalis.fr/encyclopedie/hypertension/>, page consultée le 19 Mars 2013.



Mesure de la pression artérielle

2.1. Introduction

Le marché des appareils de mesure de la tension 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 et non invasive, ainsi que les limites qui y sont attachées.

2.2. Les Méthodes de mesure de la PA

Ces méthodes sont divisées en deux parties :

2.2.1. Les Méthodes non-invasives (Indirectes)

La grande majorité des techniques de mesure indirecte utilise le principe du brassard occlusif de Riva-Rocci et une méthode technique pour détecter le signal correspondant à la PA (palpation, auscultation, oscillation, Doppler ...). Du fait du principe même 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 pression est mesurée.

2.2.1.1 La Méthode Auscultatoire

L'auscultation des bruits artériels a été décrite en 1905 par Korotkoff. L'apparition du premier son marque la pression systolique et sa disparition marque la pression diastolique. La mesure s'effectue avec un sphygmomanomètre (sphygmos : pouls ; manomètre : mesure de pression) et un stéthoscope (*Figure 2.1*). Le sphygmomanomètre est constitué d'un brassard gonflable relié à une poire et à un manomètre gradué en millimètre de mercure qui mesure la pression dans le brassard. La poire de gonflage est munie d'une valve permettant à l'air du brassard de s'évacuer. Le stéthoscope sert à détecter le pouls artériel [1].

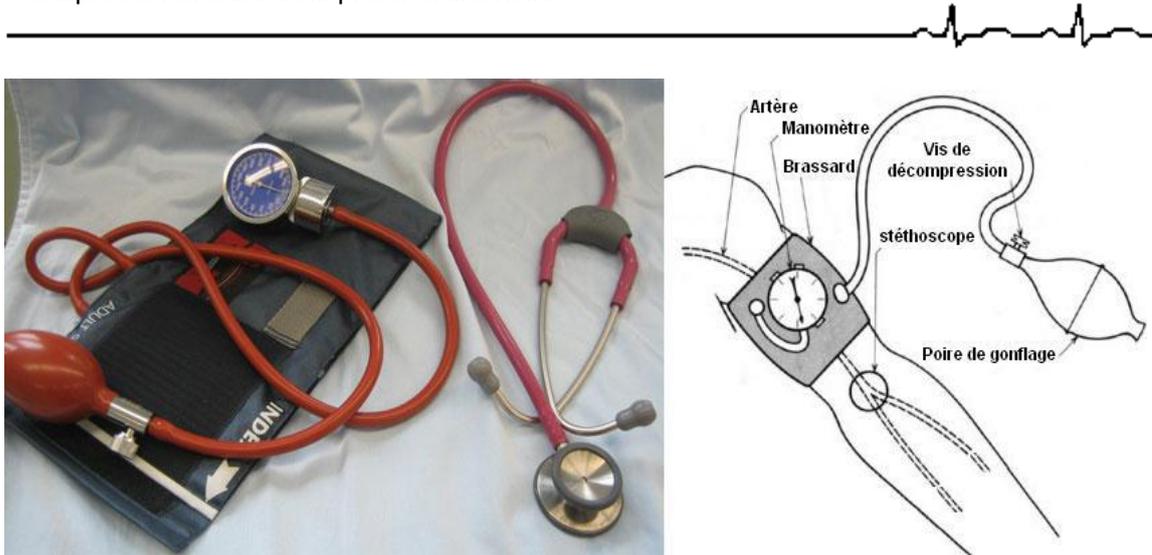


Figure2. 1 : Sphygmomanomètre et stéthoscope pour la mesure de la PA [1]

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 2.2) montre la relation entre pression artérielle, pression dans le brassard et bruits de l'artère.

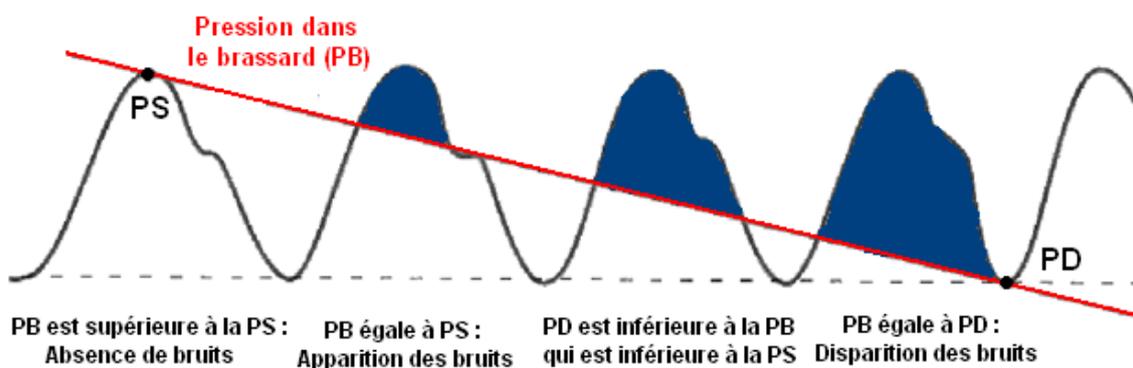


Figure2. 2 : La relation entre pression artérielle, pression brassard et bruits de Korotkoff [1]

Les bruits de Korotkoff sont en rapport avec des oscillations de la paroi artérielle et possiblement avec des turbulences au sein de l'artère partiellement occluse par le brassard. On a cinq types de bruits qui apparaissent successivement, phases de Korotkoff de I à V (Figure 2.3), La PA systolique (PAS) est déterminée par la phase I de ces bruits et la

diastolique (PAD) par la phase V, sauf dans quelques cas (hypertonie, enfant, femme enceinte) où les bruits peuvent ne pas disparaître jusqu'à une pression très faible. Dans ces cas, c'est la phase IV qui détermine la PAD. Les phases II et III n'ont pas de signification physiologique connue, en particulier, elles ne permettent pas de déterminer la PAM.

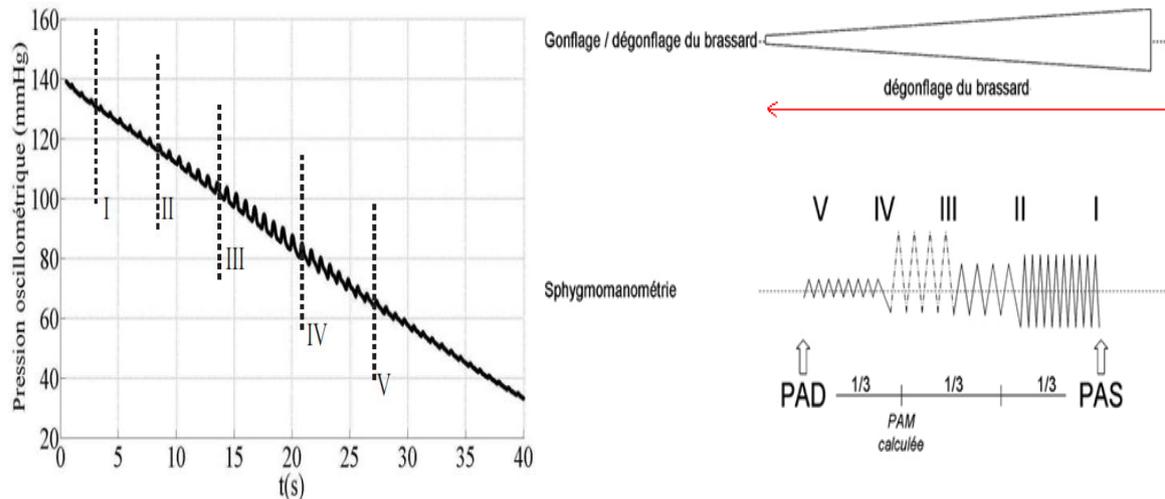


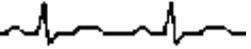
Figure 2.3 : Les phases de korotkoff (phase de dégonflage)

- ❶ Phase I : apparition de petits coups secs, d'intensité croissante (occlusion de l'artère : blocage de la circulation sanguine)
- ❷ Phase II : les bruits deviennent prolongés et intenses, soufflants
- ❸ Phase III : les bruits deviennent encore plus intenses et vibrants
- ❹ Phase IV : les bruits deviennent brusquement plus faibles et assourdis
- ❺ Phase V : les bruits disparaissent (circulation sanguine normale) [2]

Cette méthode est utile et pratique, en particulier dans le cas d'un médecin qui se déplace en visite. Toutefois ; malgré le savoir faire de 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.

2.2.1.2. La Méthode Oscillométrique

Les difficultés techniques liées à la méthode auscultatoire ont conduit au développement de la méthode oscillométrique par l'utilisation des tensiomètres semi-



automatiques ou automatiques qui diminuent les risques d'erreurs liés à la personne qui effectue la mesure.

Avec ces appareils, le gonflage et le dégonflage du brassard sont automatiques et la PA est déterminé à partir de l'enregistrement des oscillations de pressions liées aux mouvements des parois artérielles comprimées par une chambre pneumatique (le brassard) lors de son dégonflage.

Les oscillations débutent avant la réelle valeur de la pression systolique et se poursuivent au-delà de la réelle valeur de la pression diastolique (*Figure 2.4*). L'amplitude maximale des oscillations correspond à la PA moyenne qui peut ainsi être directement mesurée par cette méthode. Le graphe des oscillations du brassard montré sur la *Figure 2.4* est obtenu avec une décompression continue du brassard.

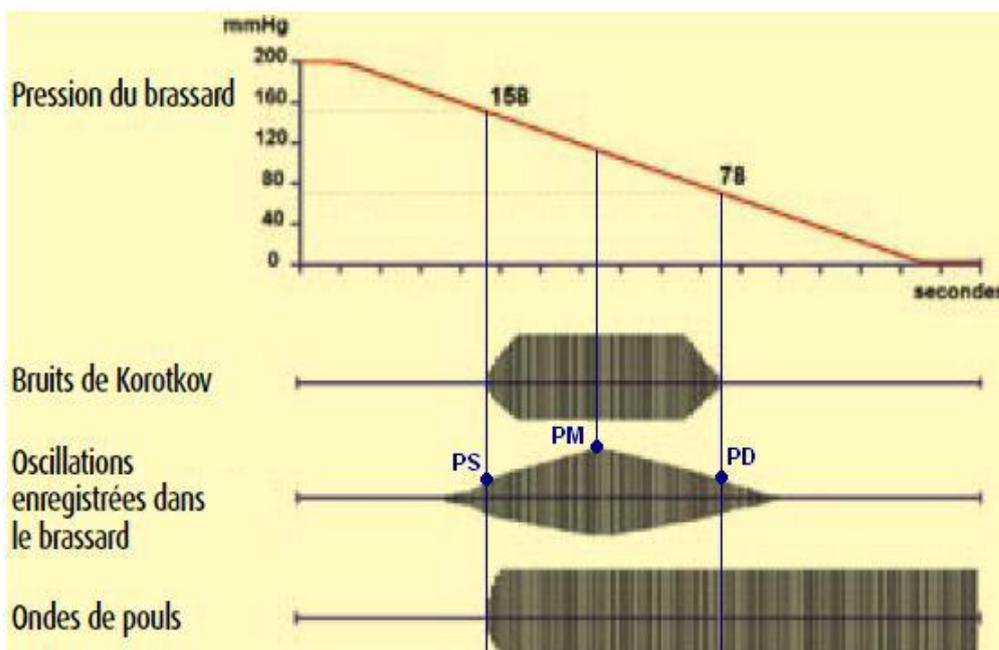
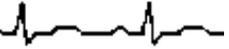


Figure 2.4 : Les oscillations enregistrées dans le brassard [1]

Comme la PA moyenne n'est pas un paramètre utilisé en pratique clinique, il est nécessaire d'estimer la valeur de la PA systolique et de la PA diastolique en utilisant des méthodes de calcul automatisées à partir de la valeur de cette pression moyenne. La fiabilité des appareils automatiques qui utilisent la méthode oscillométrique dépend de l'algorithme employé pour l'estimation des pressions systoliques et diastoliques. Celui-ci varie selon l'appareil et le fabricant.



Le tracé des courbes de variation de la pression au cours du temps avec une décompression par paliers (*Figure 2.5*) réalisé par le Pr. *Jean-François Madre* de l'Académie d'Amiens France, permet de mieux expliquer la méthode de mesure oscillométrique.

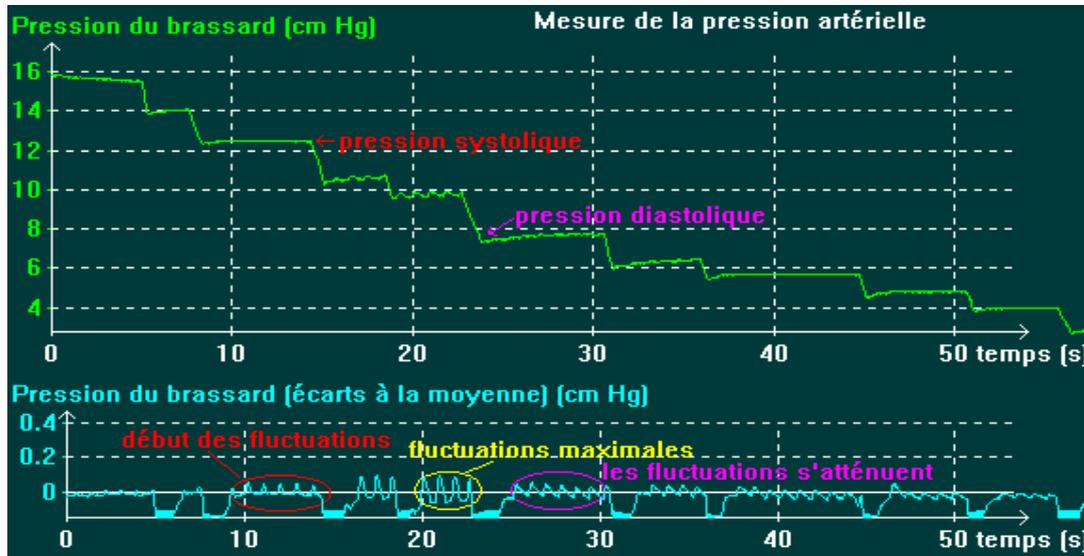


Figure 2.5 : Les oscillations enregistrées dans le brassard (décompression par paliers)

Dans la *Figure 2.5*, les premières fluctuations notables apparaissent pour une pression voisine de 12,5 cm de mercure (valeur 12,5 de tension maximale). Ces fluctuations se présentent sous la forme de pics orientés vers le haut. (*Figure 2.6*)

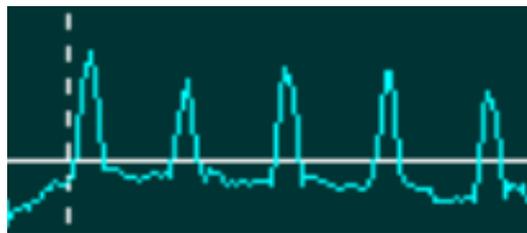
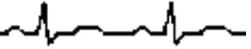


Figure 2.6 : Les fluctuations de pressions dans le brassard

Chaque fois que la pression sanguine dépasse la pression du brassard (ce qui ne dure pas très longtemps), une petite quantité de sang passe dans l'artère en comprimant un peu le brassard. Ce sont ces petits flux sanguins que l'on entend passer avec le stéthoscope (premier bruit). Lorsque la pression est plus basse dans le brassard, le sang passe plus longtemps, l'amplitude des oscillations augmente et la forme des oscillations se modifie (les fluctuations maximales dans la *Figure 2.6*).



Lorsque la pression du brassard est devenue plus faible que la pression artérielle diastolique, le sang artériel passe tout le temps, il n'y a plus que de faibles oscillations de pression dans le brassard.

Dans certains cas d'arythmies, comme la fibrillation auriculaire, peuvent causer des fluctuations de pression qui altéreront les résultats. De même que dans les cas d'athérosclérose périphérique grave, la calcification des artères atténue la transmission des oscillations et rend la mesure moins précise. Il n'est donc pas rare de constater des écarts de plusieurs millimètres de mercure entre les mesures auscultatoires et oscillométriques. En tout cas La mesure oscillométrique présente sur l'auscultatoire certains avantages :

- Pas besoin de stéthoscope ni de microphone.
- Mesure possible dans le bruit.
- Mesure possible même si bruits de Korotkoff faibles (p.ex. chez les obèses) ou absents (trou auscultatoire).

Les points critiques de la mesure oscillométrique :

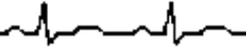
- Les appareils oscillométriques doivent être validés contre la méthode auscultatoire.
- Aucun algorithme unanimement reconnu: selon l'algorithme, valeurs systoliques et diastoliques différentes d'un appareil à l'autre.
- Non indiqués chez les patients arythmiques.

2.2.1.3. 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 (*Figure 2.4*). Cette méthode est particulièrement utile lorsque l'environnement est bruyant (avion, ambulance ...).

2.2.1.4. 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.



2.2.1.5. 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.

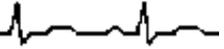


Figure 2.7 : Doppler bidirectionnel de poche

2.2.2. Les méthodes invasives (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.

Les mesures directes de PA ou mesures invasives sont des mesures réalisées directement dans l'artère (aorte, radiale, humérale, fémorale...etc) suite à l'introduction d'un cathéter [Gardner M et al. 1981 ; Reanim A et al. ,1995 ; Mark JB et al . , 2000 ; Schnidler E et al . ,2005] relié à un capteur de pression . Ainsi le signal de pression est enregistré sous forme d'onde de pression. Le site de perfusion du cathéter joue un rôle important pour la mesure des pressions artérielles puisque la forme du signal de la PA



varie d'un site de perfusion à un autre (voir la figure 2.8) [O'Brien E et al. 1993 ; Mark JB et al. 2000].

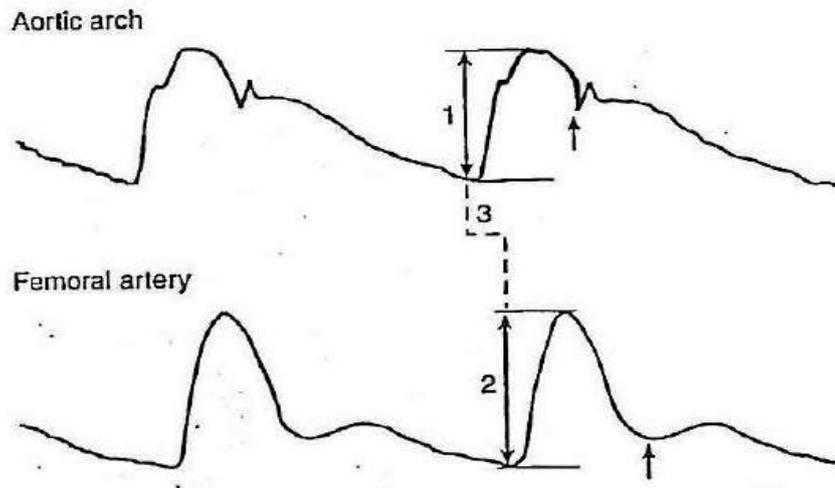


Figure 2.8 : différences entre les oscillations de la PA suivant le site de perfusion [Mark JB et al. 2000].

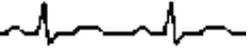
2.3. Tensiomètre

2.3.1 Historique

En 1828, dans sa thèse de doctorat (« *Recherches sur la force du cœur aortique* »), Poiseuille montre le premier comment mesurer la pression sanguine (à l'aide d'un manomètre à mercure qu'il appelait « hémodynamomètre ») et grâce à cet instrument démontre que la tension augmente à l'expiration et diminue lorsque l'on inspire.

Le premier appareil de type tensiomètre a été inventé par le médecin italien Scipione Riva-Rocci, en 1896.

En 1905, Nikolai Korotkoff est le premier à permettre une mesure assez précise pour qu'on puisse diagnostiquer l'hypertension. Il reprend le sphygmomanomètre de Riva Rocci auquel il ajoute l'utilisation d'un stéthoscope sur l'artère brachiale qui permet d'entendre des bruits beaucoup plus précis. Le premier bruit entendu correspond à la mesure de la pression systolique, le plus gros des deux chiffres de la mesure de la pression artérielle. Plusieurs bruits sont entendus jusqu'à la disparition. Le dernier bruit entendu correspond à la pression diastolique qui est le bruit de la pression au moment où le cœur est au repos, le plus petit chiffre. Grâce à Korotkoff, on réussit à avoir une mesure précise



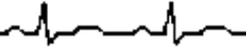
et les bruits qu'on entend lorsqu'on mesure la pression artérielle portent dorénavant le nom de « bruits de Korotkoff ».

En 1909, Victor Pachon y rajoute un oscillomètre, ce qui permet de mesurer la tension artérielle sans stéthoscope. Le « Pachon » comporte deux cadrans : un cadran gradué de 0 à 20 permettant de mesurer l'amplitude des oscillations de la paroi artérielle et un manomètre gradué de 0 à 30 cm de mercure, relié par un tuyau de caoutchouc à un brassard. Cependant cette technique laisse une grande part de subjectivité puisque la personne qui prend la tension doit apprécier les oscillations. Cet appareil simple a cependant été très utilisé pendant la Première Guerre mondiale [3].

2.3.2. Définition

Un tensiomètre est un appareil qui permet de mesurer la pression artérielle. Habituellement utilisés par le médecin lors d'une visite médicale avec un stéthoscope, les tensiomètres se sont aujourd'hui démocratisés de sorte qu'il est possible d'en avoir un chez soi. Le calcul est effectué au niveau du bras ou du poignet, le brassard se gonflant et se dégonflant automatiquement. Un certain nombre de tensiomètres sont homologués et répondent à des normes qui assurent de leur fiabilité (liste consultable sur le site de l'AFSSAPS) [4].

Un tensiomètre, ou sphygmomanomètre est utilisé pour mesurer la pression artérielle. Le terme dérive du grec *sphygmus* (pouls) associé à manomètre. Cet appareil a été inventé par le médecin italien Scipione Riva Rocci, en 1896. En 1905, Korotkoff est le premier à permettre une mesure assez précise pour qu'on puisse diagnostiquer l'hypertension. Il reprend le sphygmomanomètre de Riva Rocci auquel il ajoute l'utilisation d'un stéthoscope sur l'artère brachiale qui permet d'entendre des bruits beaucoup plus précis. Le premier bruit entendu correspond à la mesure de la pression systolique, le plus gros des deux chiffres de la mesure de la pression artérielle. Plusieurs bruits sont entendus jusqu'à la disparition. Le dernier bruit entendu correspond à la pression diastolique qui est le bruit de la pression au moment où le cœur est au repos, le plus petit chiffre. Donc avec Korotkoff on réussit vraiment à avoir une mesure précise et on lui a donné le nom donc les bruits qu'on entend lorsqu'on mesure la pression artérielle portent dorénavant le nom des bruits de Korotkoff.



Le sphygmomanomètre manuel est composé d'un brassard gonflable, d'un système de mesure (manomètre), d'un tube qui les relie, et d'une poire servante à augmenter la pression dans le manchon, également reliée à ce dernier par un tube. La poire est équipée d'une soupape permettant de contrôler la pression et de la faire diminuer progressivement pour effectuer la mesure. Le tensiomètre manuel est utilisé conjointement avec un stéthoscope, qui permet à l'examineur de déceler la reprise des battements cardiaques dans l'artère du bras (pression systolique). En lisant à cet instant la valeur indiquée par le manomètre, on obtient la mesure de la pression artérielle maximale.

Lorsque la pression du brassard devient inférieure à la pression diastolique, les battements deviennent inaudibles dans le stéthoscope, et la valeur fournie par la manomètre correspond à la pression artérielle minimale. On utilise maintenant souvent des appareils automatiques, dont le brassard se gonfle automatiquement, et qui ne nécessitent plus de stéthoscope, grâce à l'utilisation de capteurs intégrés. (voir la figure 2.) [5].



Figure 2.9 : Tensiomètre numérique

2.4. 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.

Référence de chapitre II :

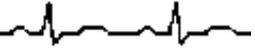
[1]-Roland Asmar, *Méthodes de Mesure de la Pression Artérielle*, Hôpital Broussais, Paris 2010.

[2]- thèse de doctorat en mécanique et physique des fluides « création d'une chaîne de référence pour la mesure de la pression artérielle » univ Marseille

[3]- wikipédia

[4]- Sante-Médecine (sante-medecine.commentcamarche.net)

[5]- projet fin d'étude « tensiomètre électronique » univ islamique de Liban faculté de génie département biomédical



Les Composants et Procédures de Tests

3.1. 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 microcontrôleur (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.

3.2. Bloc diagramme :

Le schéma bloc de la figure 3.1 permet de mesurer la pression artérielle, il comporte :

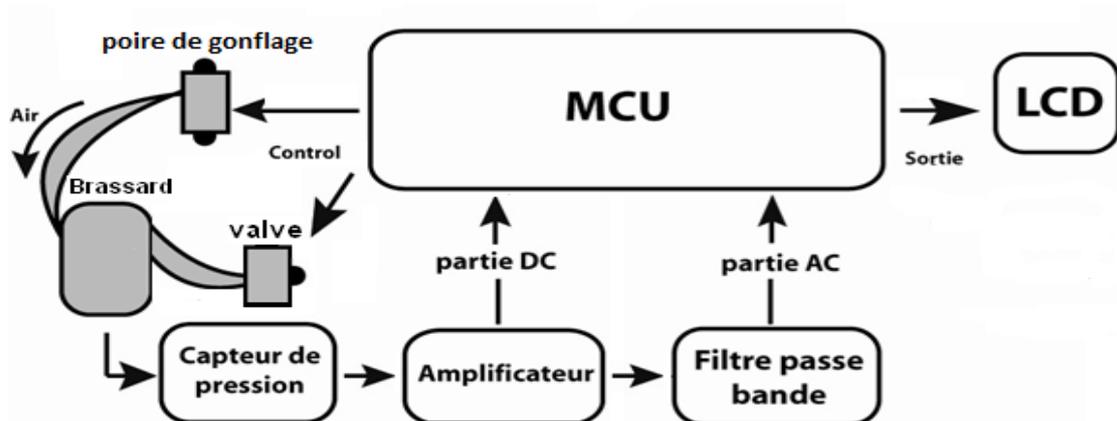
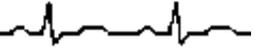


Figure 3.1 : Schéma bloc de mesurer la PA



- ✓ Poire sphygmométrique (poire de gonflage)
- ✓ Brassard
- ✓ Capteur de pression
- ✓ Amplificateur
- ✓ Filtre passe bande
- ✓ Microcontrôleur (MCU)
- ✓ Afficheur (LCD)

3.2.1. Poire sphygmométrique :

Un tensiomètre se compose d'un brassard gonflable, placé autour du bras du patient, d'une poire en caoutchouc, utilisée pour insuffler de l'air dans le brassard, et d'un système de mesure qui peut être, selon le cas, une jauge à ressort ou, plus récemment, un écran à affichage digital.



Figure3.2 :Poire sphygmométrique

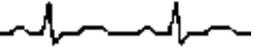
3.2.2. Brassard :

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. [1]



Figure3.3 : Le 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.

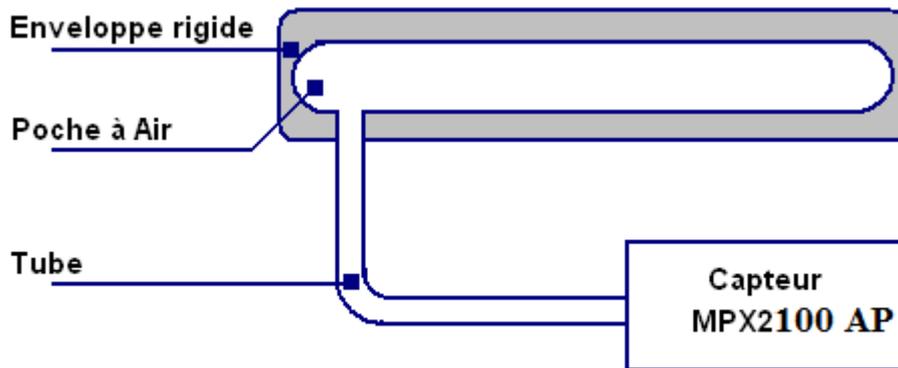


Figure3.4 : Schéma d'un brassard

3.2.3. Capteur de pression :

Nous avons utilisé 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.

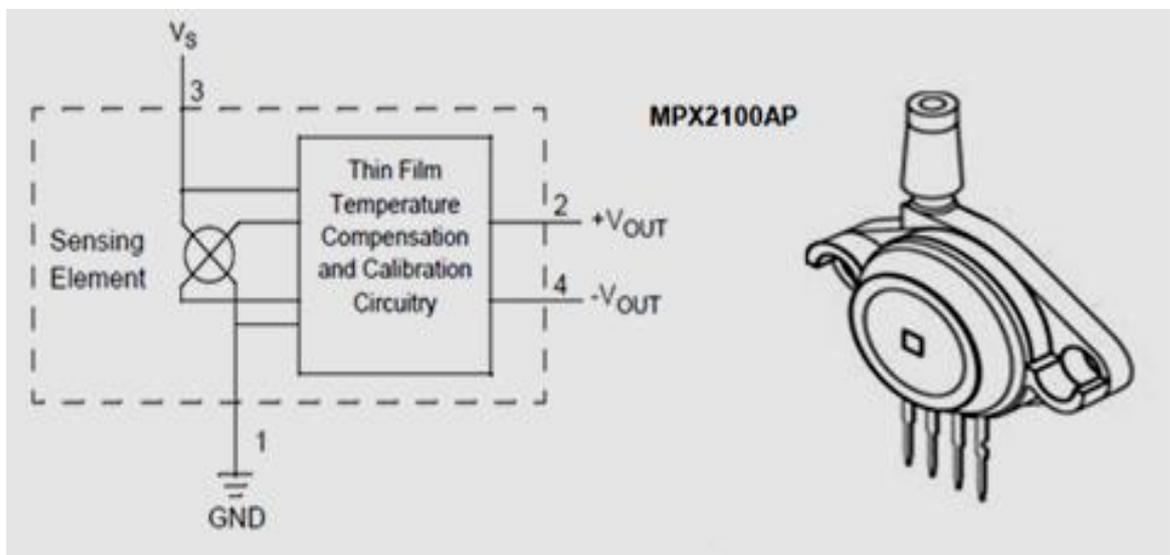
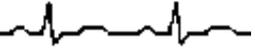


Figure 3.5 : capteur de pression MPX2100AP[2]



3.2.3.1 Caractéristiques d'opération :

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	$\Delta v/\Delta p = 0.4\text{mv/KPa}$

Tableau3.1 : caractéristiques techniques de MPX2100AP [2]

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.

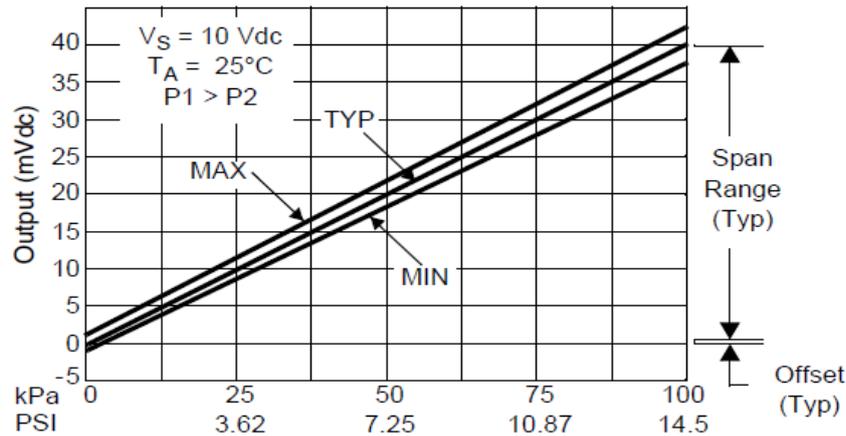


Figure3.6 : La réponse linéaire de capteur (V_{out} en fonction de la Pression) [2]

3.2.3.2. Test du Capteur

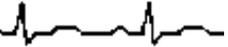
Pour tester le bon fonctionnement du capteur, il suffit de mettre un voltmètre entre les deux bornes deux et quatre pour mesurer la tension différentielle de sortie (V_{out}). En même temps, en fait augmenter la pression positive appliquée à l'entrée. La tension V_{out} du capteur est directement proportionnelle à la pression appliquée, alors la tension de sortie du capteur augmente (Figure3.7).



Figure 3.7 : Test de capteur MPX2100AP

3.2.4. 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[3] :



$$RG = 49.4 \text{ k}\Omega / G - 1 \quad (1)$$

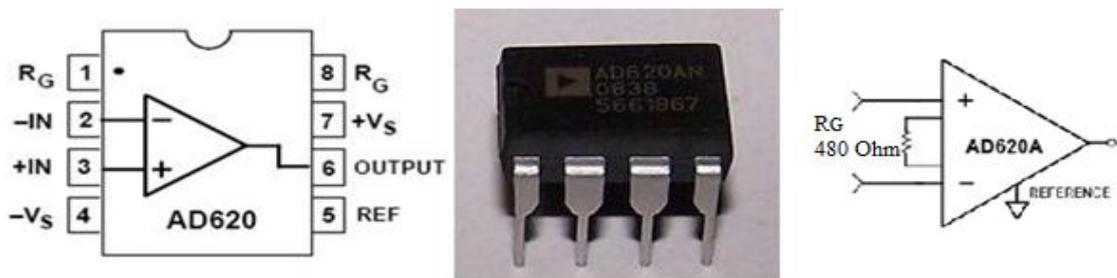


Figure 3.8 : l'Amplificateur d'instrumentation AD620AN

Comme on a besoin d'un gain environ 100 fois, on choisit une résistance de 480 ohms.

$$G=103 \text{ pratiquement}$$

3.2.4.1. Caractéristiques :

- 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 ampli-op.
- Haute performance
- Performance DC excellent
- Bruit léger
- Spécifications AC excellentes(figure 3.9)[3]

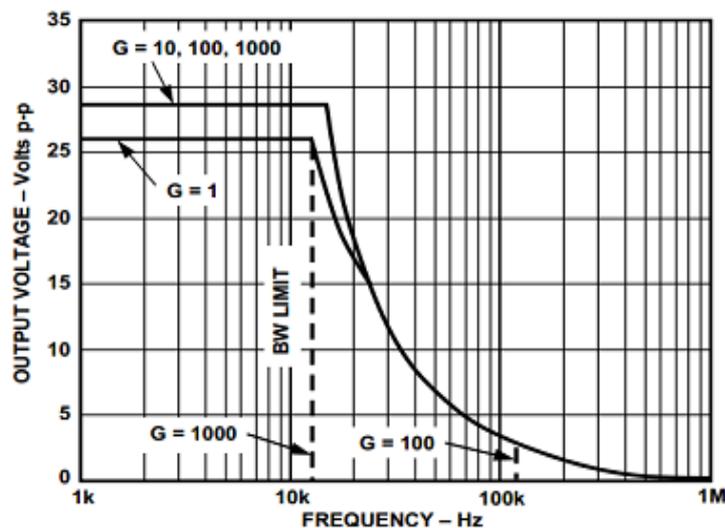
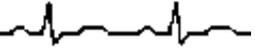


Figure 3.9 : La réponse en fréquence de l'amplificateur AD620



3.2.4.2. Applications :

- Echelle de pesage
- ECG et instrumentations médicales
- Systèmes d'acquisition des informations
- Equipements portables qui fonctionnent sur des batteries [3]

3.2.5. Le Microcontrôleur 16F877A [MCU] :

Le numéro **16** signifie qu'il fait partie de la famille "MID-RANGE" .C'est la famille PIC qui travaille sur des mots de 14 bits.

La lettre **F** indique que la mémoire programme de ce PIC est de type "Flash". Les deux derniers chiffres permettent d'identifier précisément le PIC, ici c'est un PIC de type 87.

La référence 16F87 peut avoir un suffixe du type "-XX" dans lequel XX

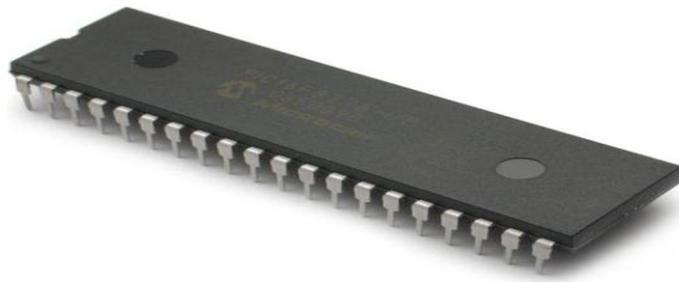


Figure 3.10 : PIC 16F877A (Annexe 03)

Nous avons utilisé le microcontrôleur PIC16f877A fabriqué par Micro chip(Figure 3.10).

Ce MCU possède :

- un CPU RISC à haute performance.
- Seulement 35 mots d'instruction à apprendre.
- Des instructions d'un seul cycle, sauf les branches du programme qui sont de deux cycles.
- Une vitesse d'opération de DC – 20MHz vitesse d'horloge ; DC – 200 ns cycle d'instruction.
- 8k x 14 words de mémoire programme du type Flash
368 x 8 bytes de RAM
256 x 8 bytes d'EEPROM
- 14 sources d'Interrupt

- 10 convertisseurs analogues/digitaux
- Trois compteurs
- Deux capture, compare et module PWM.
- USART récepteur et transmetteur.[4]

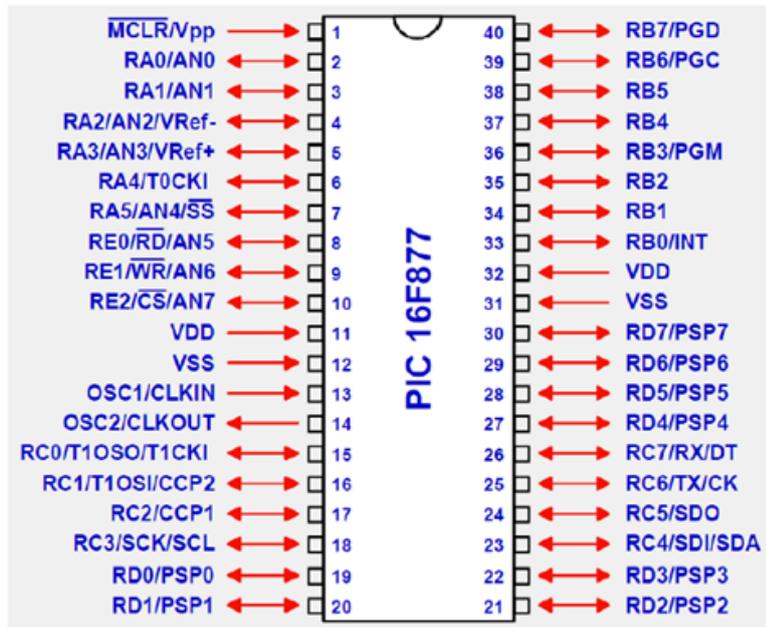


Figure3.11 : brochage du pic 16F877A

Pour un fonctionnement normal, le PIC réclame une configuration hardware minimale composée d'un oscillateur et d'un circuit reset (Figure 3.12).

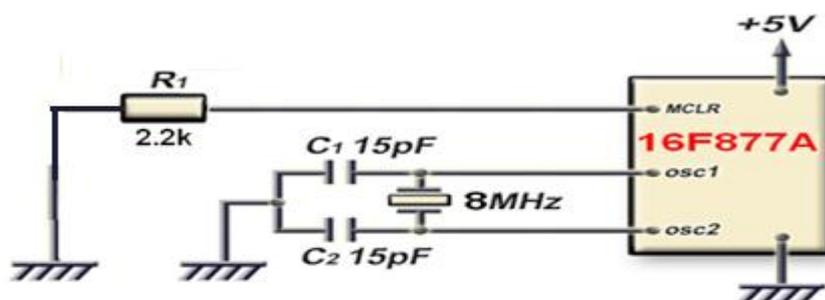
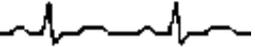


Figure 3.12 : Configuration hardware minimale d'un PIC



3.2. 5.1. Le Convertisseur du PIC

Le CAN 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 VSS d'alimentation, tandis que la valeur maximale correspond à la tension positive d'alimentation VDD.

3.2.5.2. 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.

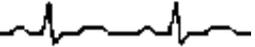
3.2.5.3. Master Clear (MCLR)

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

3.2.6. L'afficheur LCD

Les afficheurs à cristaux liquides, autrement appelés afficheurs LCD (Liquid Crystal Display), sont des modules compacts intelligents et nécessitent peu de composants externes pour un bon fonctionnement. Ils consomment relativement peu (de 1 à 5 mA), sont relativement bons marchés et s'utilisent avec beaucoup de facilité.

Plusieurs afficheurs sont disponibles sur le marché et diffèrent les uns des autres, non seulement par leurs dimensions, (de 1 à 4 lignes de 6 à 80 caractères), mais aussi par leurs caractéristiques techniques et leur tension de service. Certains sont dotés d'un rétro-éclairage de l'affichage comme le modèle LCD JHD 162A (Figure3.14). Cette fonction fait appel à des LED montées derrière l'écran du module, cependant, cet éclairage est gourmand en intensité (de 80 à 250 mA). 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[5].



3.2.6.1. Schéma fonctionnel

Comme la montre le schéma fonctionnel de la Figure3.13, 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.

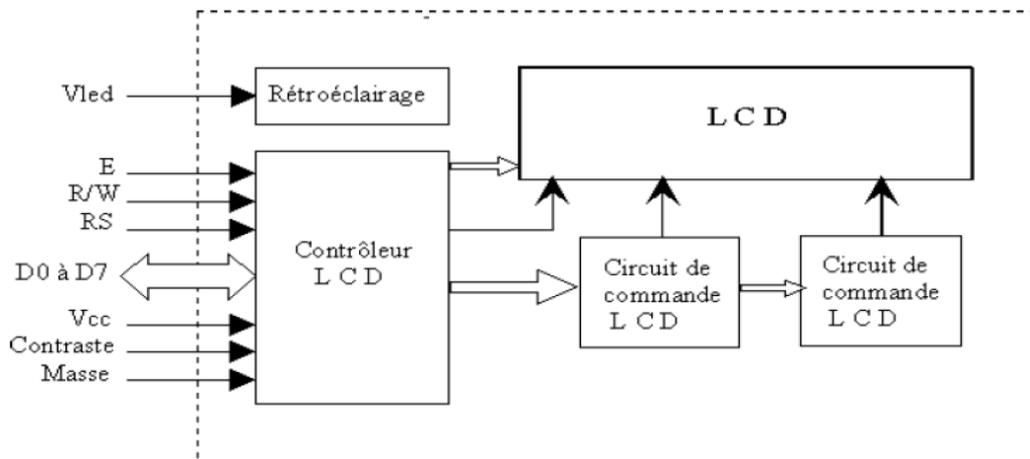


Figure3.13:schéma fonctionnel de JHD162A [6]

3.2.6.2. Brochage d'un LCD

Affichage LCD avec 2 lignes x 16 caractères (Figure 3.14) :

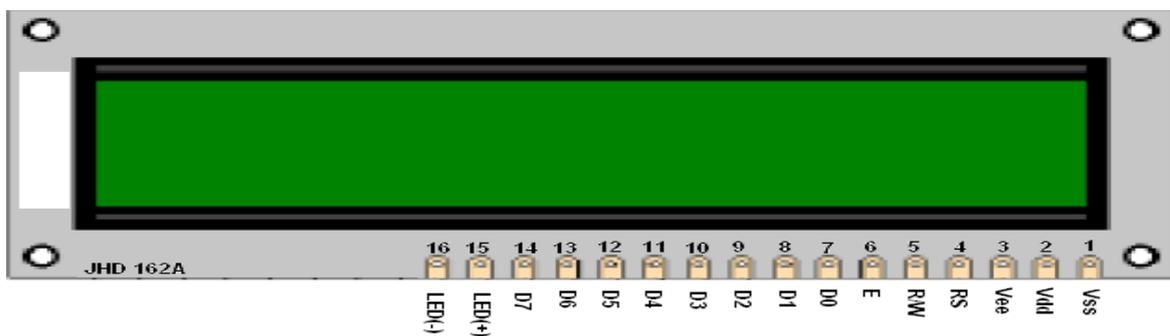
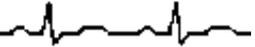


Figure3.14: Brochage d'un LCD JHD162A [6]



Pin N°	Nom	Fonction	Description
1	Vss	Power	GND
2	Vdd	Power	+ 5V
3	Vee	Contrast Adj	0 jusqu'à +5 V
4	RS	Command	Register 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 CATHOD	LED Backlight

Tableau 3. 2: Brochage d'un LCD JHD162A [6]

3.2.6.3 .Test de l'Afficheur LCD

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 (Figure3.15).

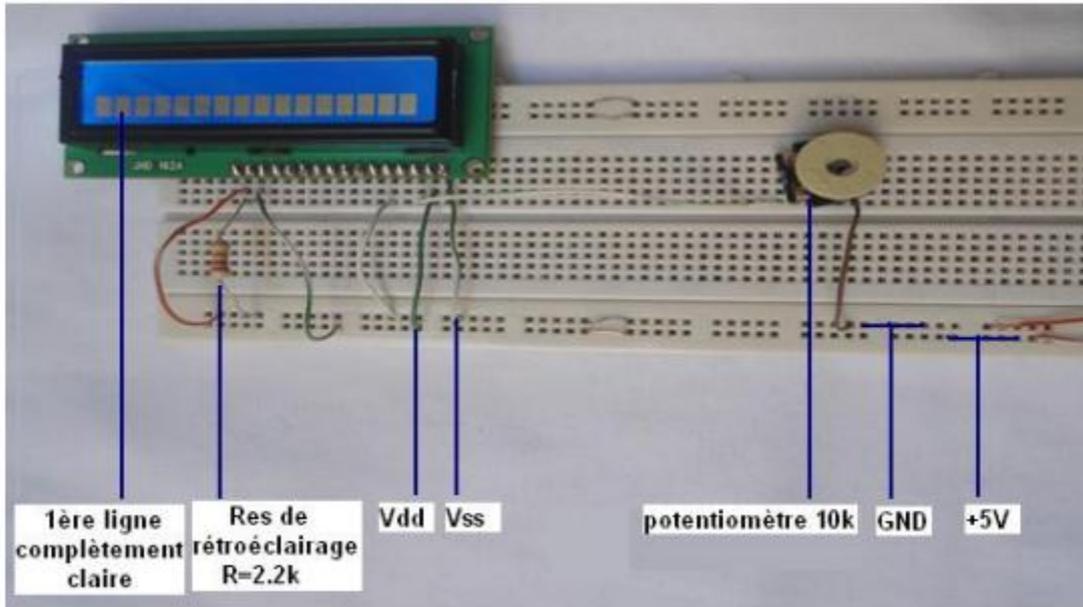


Figure 3.15 : Test de l'afficheur JHD162A

À 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.

3.2.7. 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 OPA TL082CN(Figure 3.16)

. Nom de produit TL082CN Amplificateur opérationnel J-FET boîtier Dip8

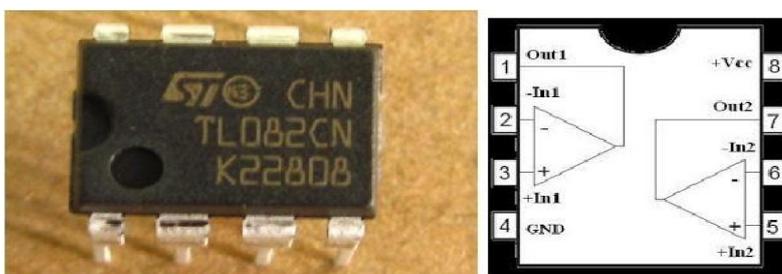
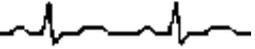


Figure 3.16 : L'amplificateur opérationnel TL082CN



3.2.7.1. Caractéristique de l' TL082CN

L'amplificateur TL082CN porte plusieurs caractéristiques :

- Bande passante 3MHz
- Tension d'alimentation V_{cc+} (5V jusqu'à 15V) et V_{cc-} (-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 [7]

3.2.8. 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)
-

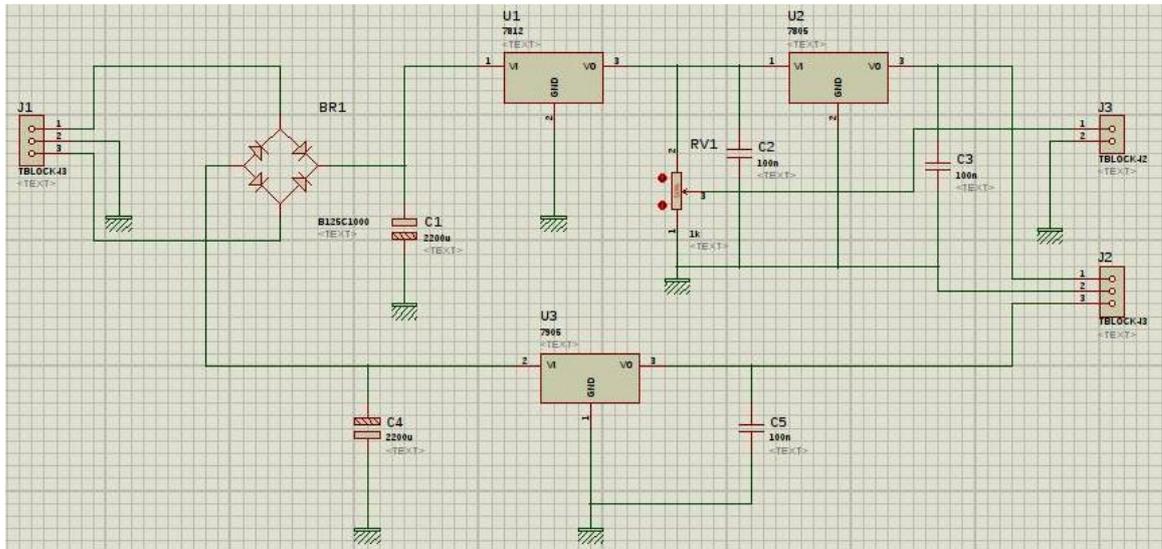


Figure3.17 : schéma électrique d'une alimentation

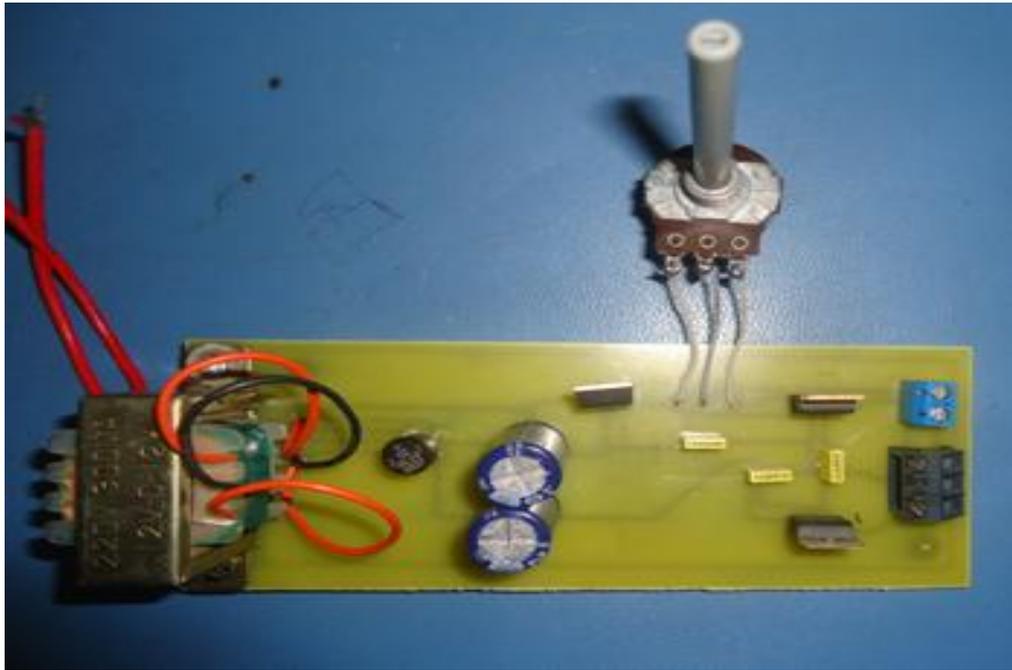


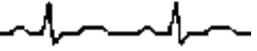
Figure 3.18 : circuit d'alimentation

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 garder que la partie positive de la sinusoïde d'entrée.
- Etage de filtrage** : formé de C1 et C2 ($C1=C2=2200\mu\text{F}$) 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.

3.3. Conclusion

Dans ce chapitre, on a présenté les différents composants constituant notre 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.



Références chapitre III

[1]-Wikipedia

[2]- Datasheet MPX2100 Silicon Pressure Sensors.

[3]- Datasheet AD620

[4]- PIC16F877A de Micro chip.

[5]- les afficheurs à cristaux liquides

[6]- Datasheet afficheur LCD JHD 162A

[7]- Datasheet OPA TL082CN

Conception d'un Tensiomètre Electronique

1. Introduction

Ce chapitre porte deux parties fondamentales: La réalisation matérielle des circuits électroniques et l'implémentation logicielle (la programmation du PIC).

4.2. La Réalisation Matérielle

4.2.1. Le Circuit Analogique

Le circuit analogique amplifie les composantes 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 une tension proportionnelle à la pression de l'entrée.

La tension de sortie du capteur de pression est de 38.5mV à 41.5mV. Dans notre application, on veut gonfler le brassard jusqu'à 180 mm Hg (approximativement 23kPa), ce qui correspond à une tension de sortie de 40.4 mV. Pour cela, on choisit d'amplifier la tension DC de 0 à 4.04V. On a alors besoin d'un gain approximativement égal à 100 fois.

Le signal issue de l'amplificateur DC va par la suite passer dans un filtre passe bande. L'amplificateur DC amplifie les deux composantes DC et AC et le filtre est construit pour avoir un large gain autour 1-4Hz et atténuer tout signal de fréquence différente. La composante alternative 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 un circuit offset actif qui contient un amplificateur 741 et des résistances identiques pour produire un penchant (biais)

approximativement égal à 2.5V. Et pour le couplage AC du signal pour fournir un penchant continu indépendant. (Figure 4.1)

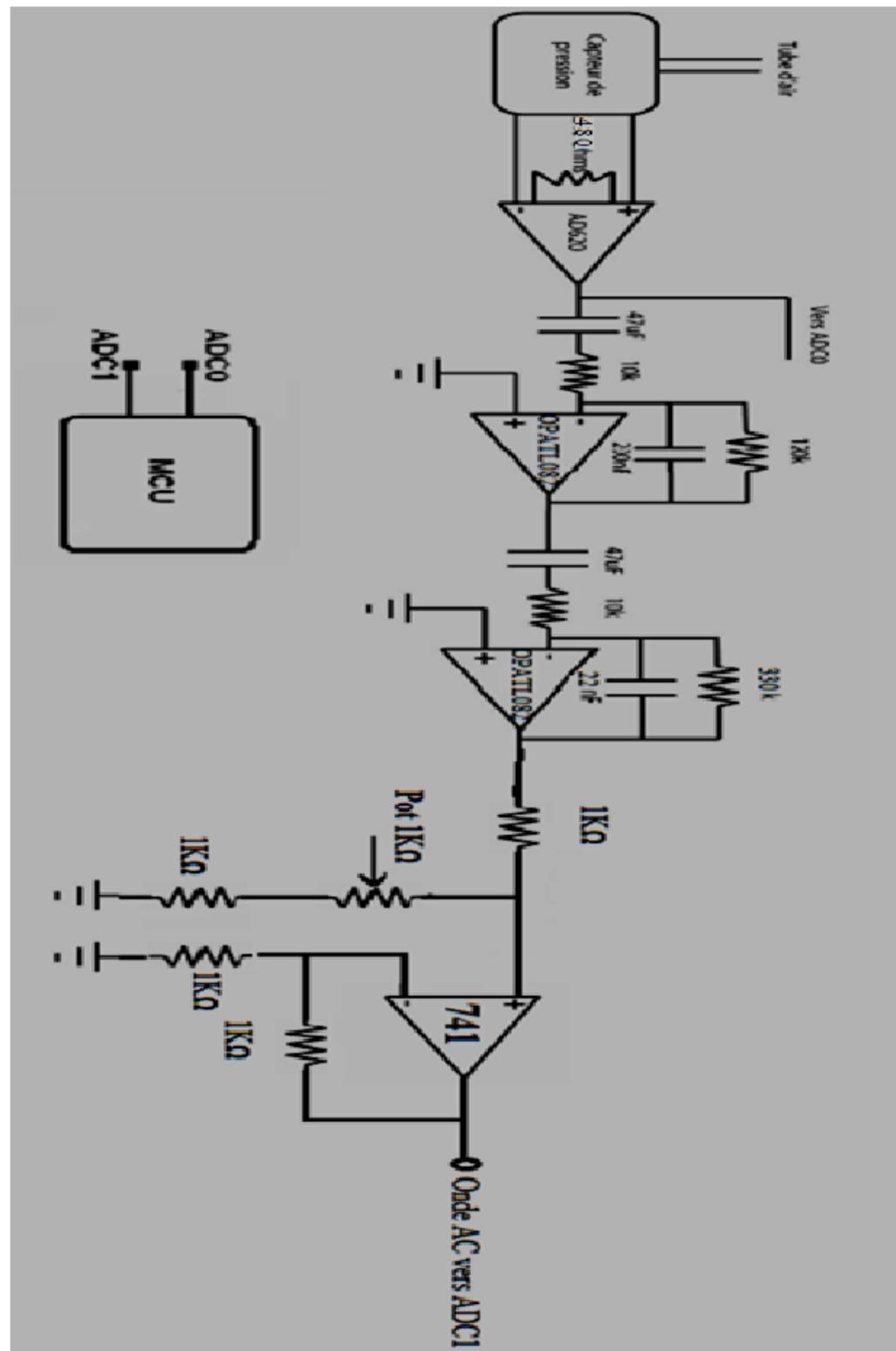


Figure 4.1 : le circuit analogique

La Figure 4.1 montre le circuit analogique composé de l'AD620 et l'OPA TL082CN. 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.

4.2.1.2. 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.

La fonction du transfert du filtre :

$$T = - \frac{1}{2 + j \cdot \left(\frac{\omega}{\omega_0} - \frac{\omega_0}{\omega} \right)} \quad (1)$$

Avec : $\omega_0 = \frac{1}{RC}$

Ainsi, la réponse fréquentiel du filtre passe bande est :

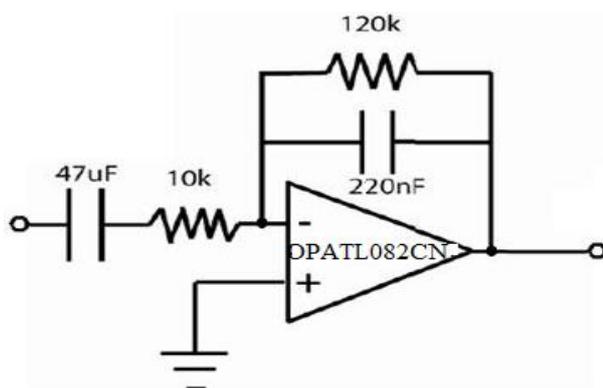
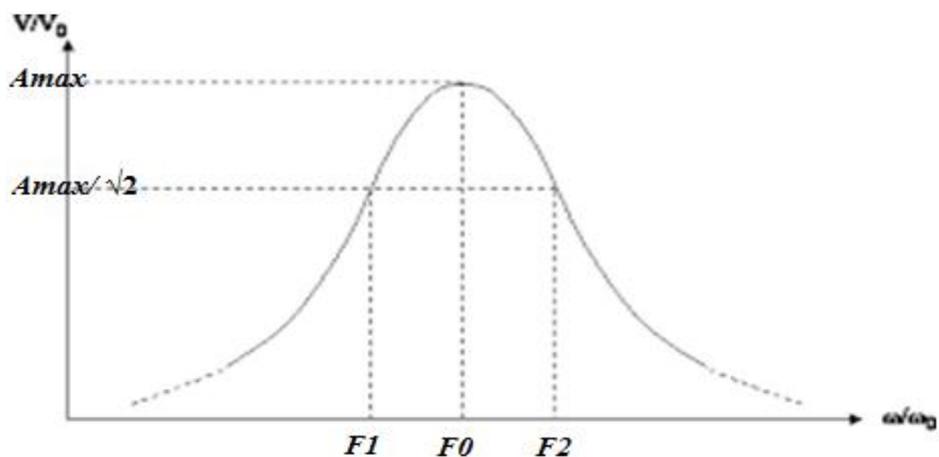


Figure 4.2 : la réponse fréquentielle du 1^{er} filtre passe bande.

- La basse fréquence de coupure est $f_{basse} = 1/2\pi.(47\mu F).(10k) = 0.338Hz$
- La haute fréquence de coupure est $f_{haute} = 1/2\pi.(220nF).(120k) = 6.028Hz$
- La mi-bande gain du premier filtre est $A1 = - 120k/10k = - 12$

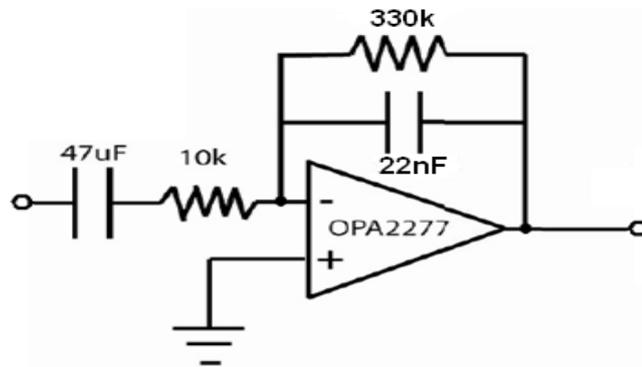


Figure 4.3 : la réponse fréquentielle du 2^{ème} filtre passe bande.

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

- La haute fréquence de coupure est $f_{haute} = 1/2\pi.(22nF).(330k) = 21.92Hz$
- La mi-bande gain du deuxième filtre est $A2 = - 330k/10k = - 33$

Donc, pour le stade du filtre passe bande, le gain total est de :

$$A1 \times A2 = (-12) \times (-33) = 396$$

En ajoutant ce gain à celui de l'amplificateur DC, le gain AC total pour le circuit est de 4.07×10^4 . Le choix de haute et de basse fréquence de coupure est adéquat pour donner une onde AC très nette.

4.2.1.3. Stade de couplage AC (Figure 4.4)

Le stade du couplage alternatif permet de procurer le niveau du penchant continu. 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.

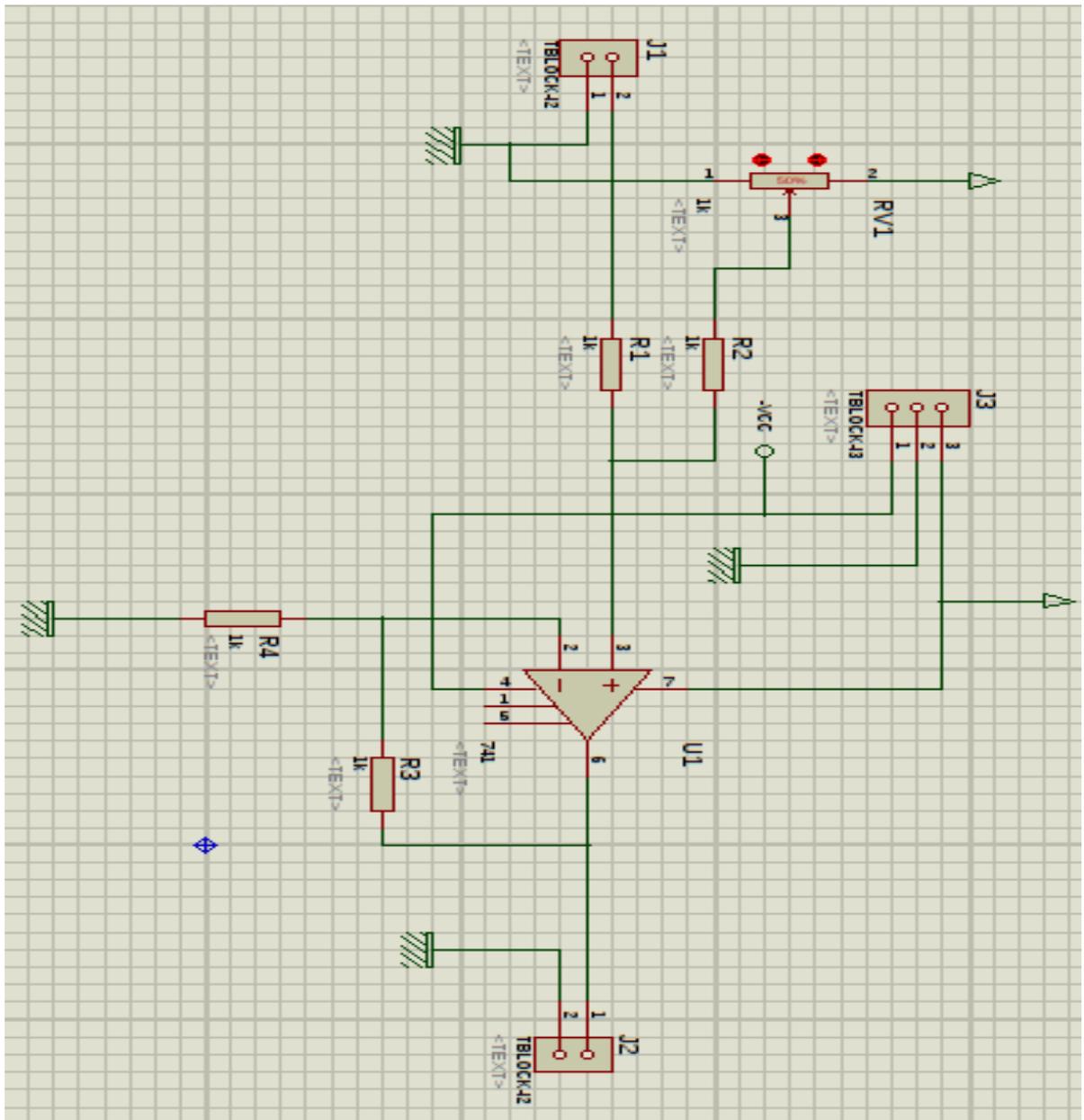


Figure 4.4 : Le stade de couplage AC (offset actif)

4.3. Connexion de l'Afficheur LCD avec le MCU

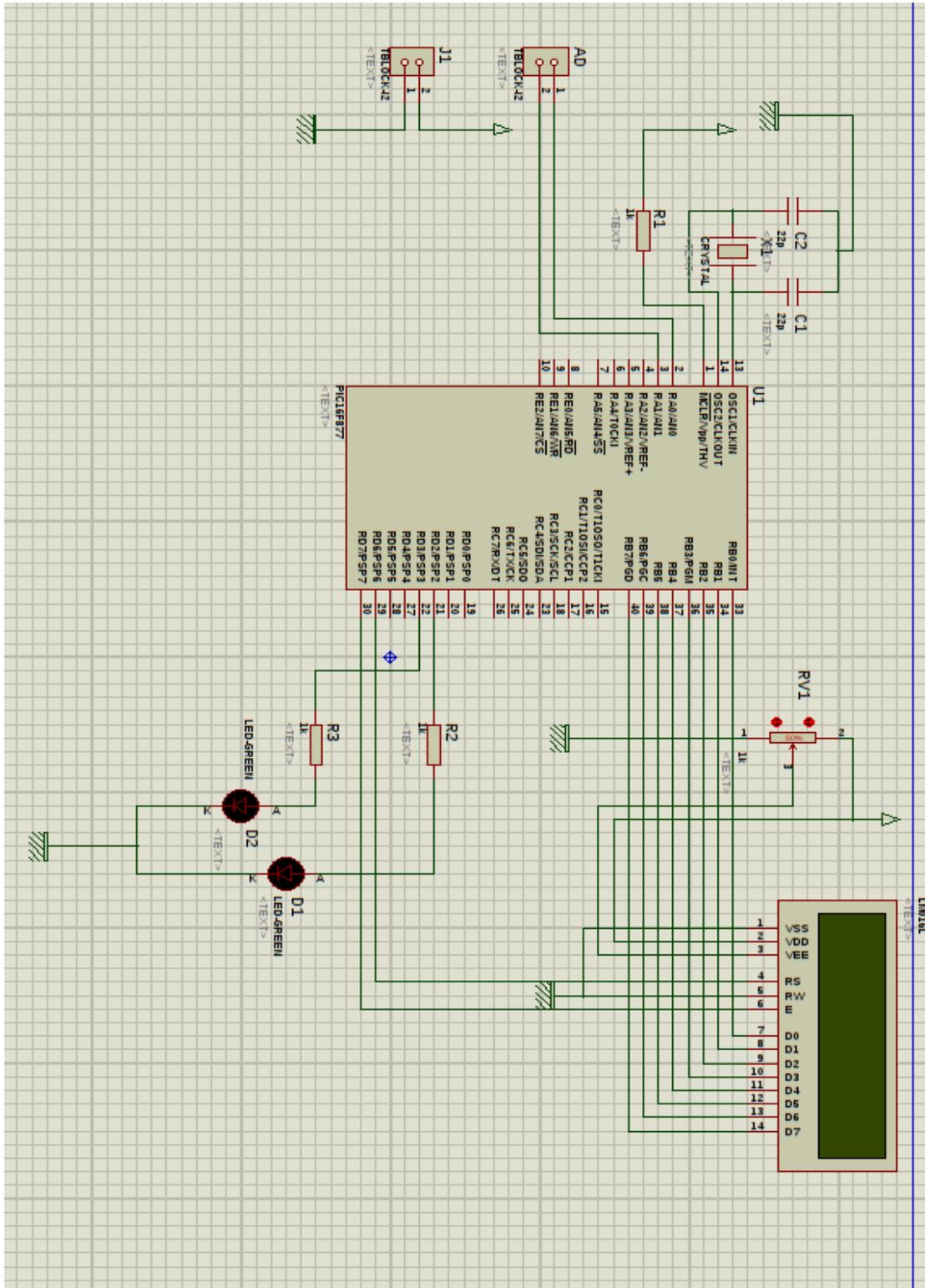


Figure 4.5 : Schéma d'implantation de l'afficheur LCD

4.4. 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 4.6 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.

4.4.1. L'organigramme du logiciel

L'organigramme du notre programme écrit en langage 'C' est représenté dans la Figure 4.6

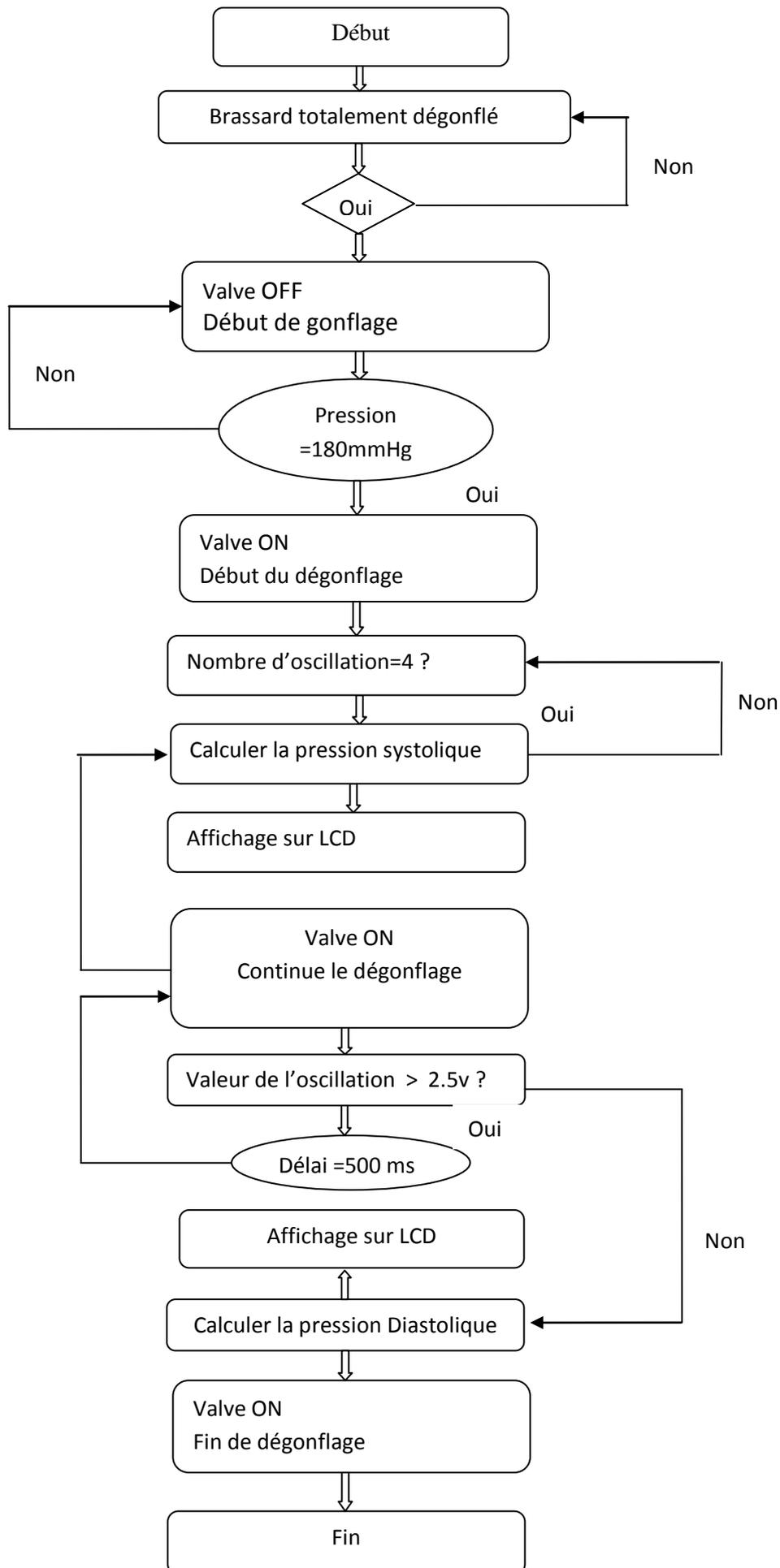


Figure 4.6 : l'organigramme du programme

Le programme vérifie que le brassard est complètement dégonflé. Si le brassard effectivement dégonflé la valve fermée (valve ON), et en va gonfler en utilisant une poire sphygmomanométrique. Si la pression désirée atteinte (180-200mmHg) en arrête le gonflage et en ouvre la valve lentement c'est –à-dire la phase de dégonflage. On note dans l'épingle ADC0 un signal DC une fois la valeur de systole atteinte on note des oscillations à l'épingle ADC1 alors le calcul de la systole effectué, le résultat est affiché sur l'écran LCD. En continue le dégonflage jusqu'à l'atténuation des oscillations dans ce cas on calcule la pression diastolique et les résultats sont affichés sur l'écran LCD. On continue l'opération jusqu'à ce que le brassard est totalement vidé.

4.4.2. Mesure de la pression systolique

Après que la pression dans le brassard élève 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 tension de 4.04V pour l'onde AC. Au début, il n'y a pas de pulsations et la tension à l'épingle de l'ADC1 figure 4.8 est constante à approximativement 2.5V. 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 de tension 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 la tension DC de l'épingle ADC0 qui présentée dans la (figure 4.7). Ensuite, il convertit cette valeur de tension DC en la pression dans le brassard pour déterminer la pression systolique d'utilisateur.

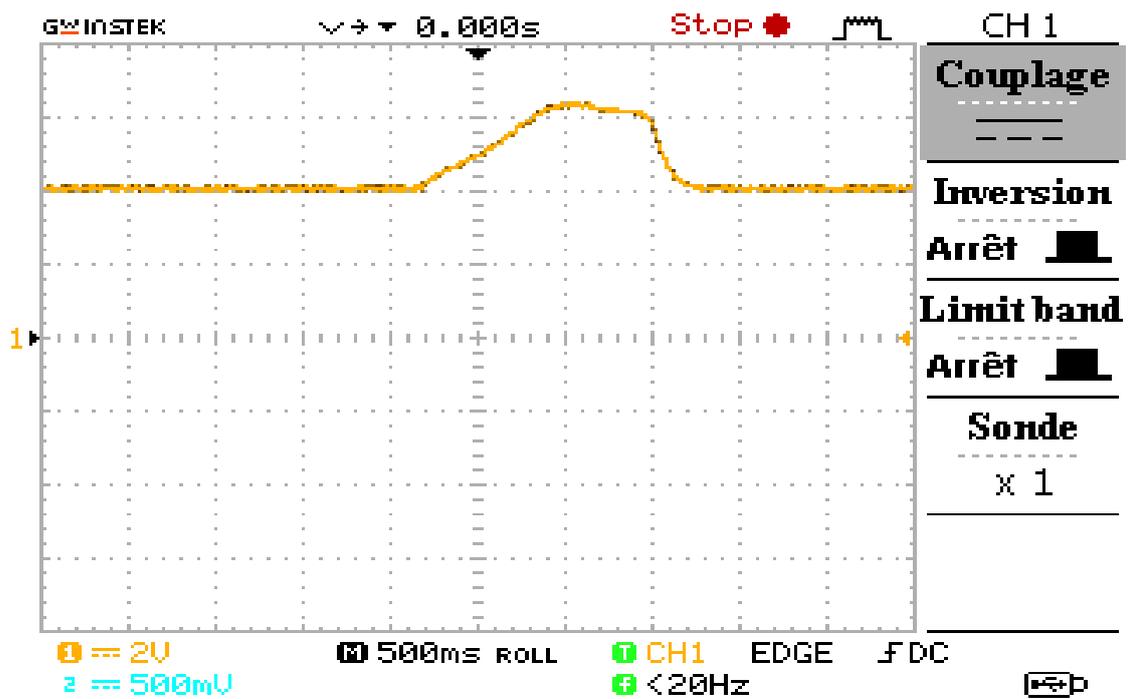


Figure 4.7: signale DC gonflage dégonflage ADC0

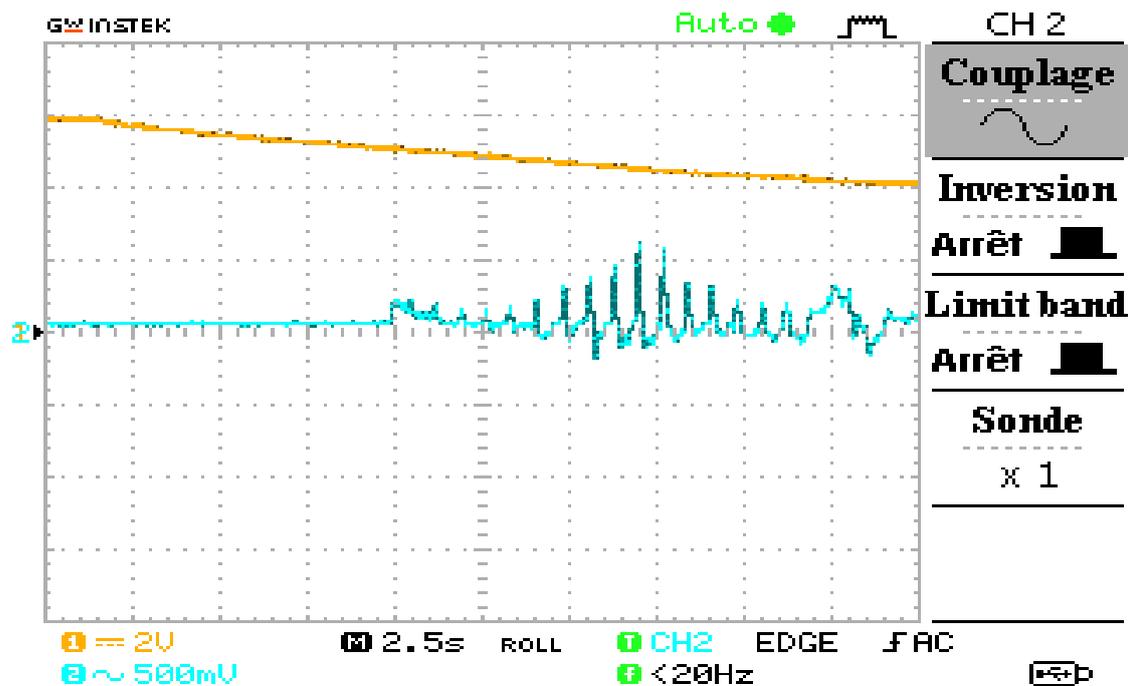


Figure 4.8 : signal AC ADC1

A partir des caractéristiques de transfert du capteur de pression et du gain mesuré de l'amplificateur DC, nous pouvons déterminer la pression systolique on observant la

tension 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 :

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

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 (Annexe 02) :

$$\text{Pente} = 40\text{mV}/100\text{kPa} = 4 \times 10^{-4} \text{ V/kPa} \quad (2)$$

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

$$\text{Pression_kPa} = \text{Tension capteur} / \text{pente} \quad (3)$$

nous pouvons alors convertir la pression à l'unité mm Hg en multipliant par 760 mmHg / 101.325 kPa. Donc la pression en unité mm Hg est exprimée ainsi :

$$\text{pression_mmHg} = \text{pression_kPa} \times 760\text{mmHg}/101.325\text{kPa} \quad (4)$$

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

$$\text{pression_mmHg} = (\text{Tension DC} / \text{Gain Tension}) \times 9375 \quad (5)$$

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

4.4.3. Mesure de la pression diastolique

Pour la mesure de la pression diastolique, on observe la valeur des oscillations à l'entrée de l'épingle d'ADC1. Si la valeur est supérieure à 2.5V on entre dans un délai de temps équivalent à 500ms, quand la valeur est égale à 2.5V alors on calcul la pression diastolique de la manière suivante :

$$\text{pression_mmHg} = (\text{Tension DC} / \text{Gain Tension}) \times 9375$$

4.4.4. Configuration du PIC et formatage des données

4.4.4.1. Initialisation des ports

Dans cette partie, tous les registres nécessaires à la configuration des ports sont initialisés avec les valeurs qui leur ont été assignées au début du programme. Ainsi les

entrées et sorties de chaque port sont définies (registres « TRISA », « TRISB » et « TRISC »). Les sorties sont mises à „0“ pour éviter les valeurs aléatoires.

4.4.4.2. Commande et l'initialisation de l'afficheur LCD

Deux modes de fonctionnement de l'afficheur sont disponibles, le mode 4 bits et le mode 8 bits, ils sont les modes que l'on choisira à l'initialisation de l'afficheur, pour nôtre application, Nous avons optés pour le mode 8bits, et nous avons utilisé un schéma classique pour l'implantation. (Figure 4.5)

➤ Mode 8 bits

Dans ce mode 8 bits, les données sont envoyées à l'afficheur sur les broches D0 à D7. On place la ligne RS à 0 ou à 1 selon que l'on désire transmettre une commande ou une donnée. Il faut aussi placer la ligne R/W à 0 pour indiquer à l'afficheur que l'on désire effectuer une écriture. Il reste à envoyer une impulsion d'au moins 450 ns sur l'entrée E, pour indiquer que des données valides sont présentes sur les broches D0 à D7. L'afficheur lira la donnée sur le front descendant de cette entrée. Si on désire au contraire effectuer une lecture, la procédure est identique, mais on place cette fois la ligne R/W à 1 pour demander une lecture. Les données seront valides sur les lignes D0 à D7 lors de l'état haut de la ligne E.

4.4.4.1. Configuration du Convertisseur A/N

Le registre « ADCON1 » permet de choisir le nombre d'entrées analogiques ainsi que le type de justification, nous avons besoin de deux entrées A/N. Le convertisseur intégré dans le PIC effectue une conversion sur 10 bits. Le résultat est stocké sur 2 octets : « ADRESH » (octet de poids fort) et « ADRESL » (octet de poids faible). Le processeur ayant une architecture RISC 8 bits, il serait inutile, et assez complexe, de conserver et d'exploiter ce résultat sur 10 bits. Nous faisons donc abstraction des deux bits les moins significatifs. Il suffit de choisir une justification à gauche (ADFM = 0), ainsi les 8 bits de poids forts de la conversion sont stockés dans le registre « ADRESH ». Il ne reste plus qu'à le lire.

4.4.5. Programme en PIC C

```

/*****Les Directives*****/
/***** inclure toutes les directives nécessaires*****/
#include<16f877a.h>
#fuses hs,nowdt, noprotect, nolvp
    
```

```

#include <math.h>
#include <string.h>
#define lcd_e1 pin_d7
#define lcd_rs1 pin_d6
#define lcd_port output_b //b=sortie
#define lcd_direction set_tris_b
#OPT 0
void init_lcd();
void putdata_lcd(int valued);
void erase_lcd();
void putcmd_lcd(int valuec);
void goto_lcd(int x, int y);
void put_string_lcd(char v[16]);
/*****init_lcd*****/
*/
/*****initialisation de l'afficheur
*****/
void init_lcd()
{putcmd_lcd(0x38);
delay_ms(6);
putcmd_lcd(0x38);
delay_ms(6);
putcmd_lcd(0x38);
delay_ms(6);
putcmd_lcd(0x01); //reset
delay_ms(6);
putcmd_lcd(0x06); //increment
delay_ms(6);
putcmd_lcd(0x0c);
delay_ms(6);}
void putdata_lcd(int valued) //envoyer des données à l'écran LCD
{lcd_port(valued);

```

```
output_high(lcd_rs1); //mode de données
output_high(lcd_e1);
delay_ms(1);
output_low(lcd_e1);
delay_ms(6);
output_low(lcd_rs1); //mode de commandes
}
void erase_lcd() // effacer l'écran
{putcmd_lcd(0x01);}
void putcmd_lcd(int valuec) //envoyer des commandes à l'écran LCD
{lcd_port(valuec);
output_low(lcd_rs1);
output_high(lcd_e1);
delay_ms(1);
output_low(lcd_e1);
delay_ms(6);}
void goto_lcd(int x, int y) // sélection (colonne, ligne)
{ if (y==1)
{putcmd_lcd(0x80 + x);}
if (y==2)
{putcmd_lcd(0xc0 + x);} }
void put_string_lcd(char v[16]) // écrire 16 caractères à l'écran
{long i;
for(i=0;i<=strlen(v);i++)
putdata_lcd(v[i]);}
void print() // afficher les messages Working ! et Please Wait !
{char v[20];
init_lcd();
goto_lcd(4,1);
sprintf(v,"Working!");
put_string_lcd(v);
goto_lcd(2,2);
sprintf(v,"Please Wait!");
```

```

put_string_lcd(v);}
void delay() // délai de 500ms
{delay_ms(500);}
/*****La Fonction principale
MAIN*****/
void main()
{long sy;
float s,f,p,n,m;
char v[16];
sy=0;
lcd_direction(0x00);
set_tris_d(0x00);
setup_adc_ports( all_analog );
setup_adc(ADC_CLOCK_DIV_32);
// dégonflement du brassard
start:
set_adc_channel(0);
delay_us(20);
s=read_adc();
//s=30;

// 25 numérique correspond à une valeur de pression approximativement égale à
22.22mmHg
if (s>25){
output_low(pin_d3); // la valve ouverte
output_low(pin_d2); // brassard vide
goto start;}
output_high(pin_d3); // la valve fermée
delay_ms(100);
print();
delay_ms(3000);
// l'état de gonflement du brassard
init_lcd();

```

```
goto_lcd(4,1);
sprintf(v,"pression");
put_string_lcd(v);
inflate:
set_adc_channel(0);
delay_us(20);
f=read_adc();
n=(f*5)/256;
p=(n*9375)/206; // calcul de pression
goto_lcd(3,2);
sprintf(v,"%fmmHg",p);
put_string_lcd(v);
// 200 correspond à une valeur de pression approximativement égale à 180mmHG
if (f<200){
output_high(pin_d2);
goto inflate;}
output_low(pin_d2);
// l'état de dégonflement du brassard
deflate:
set_adc_channel(1);
delay_us(20);
s=read_adc();
output_low(pin_d3);
delay_ms(100);
output_high(pin_d3);
delay_ms(100);
if (s>205){
sy++;}
if (sy<4){
goto deflate;}
set_adc_channel(0);
delay_us(20);
f=read_adc();
```

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

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

4.5. Montage Final

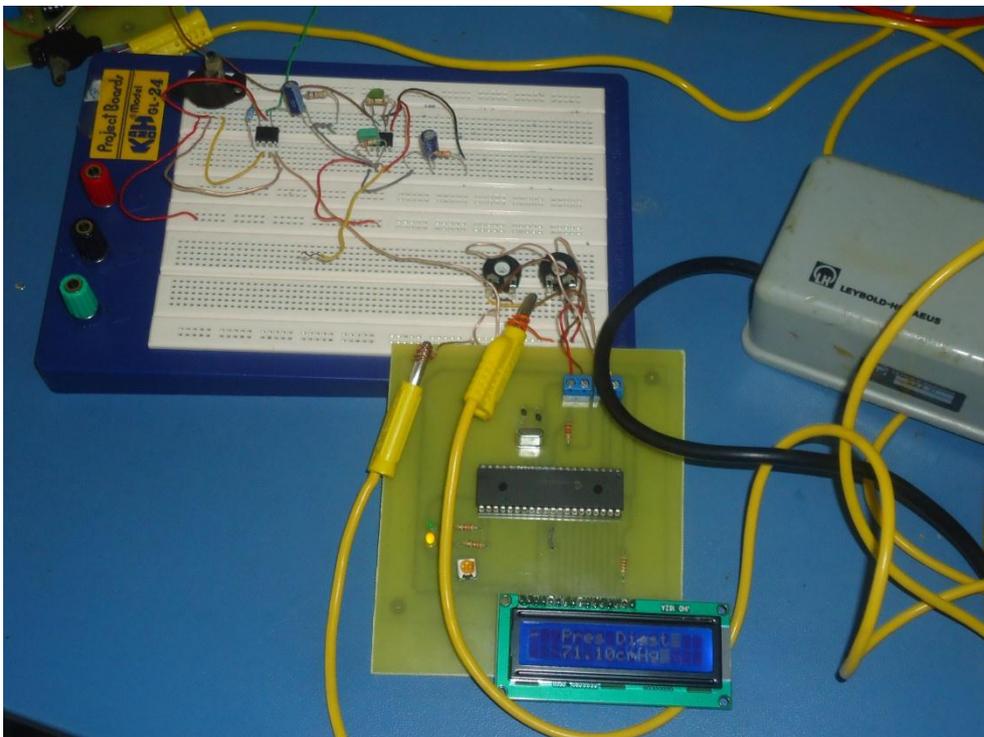


Figure 4.9: circuit analogique

4.6. Test du l'Appareil

Le test a été réalisé sur un sujet féminin sain, son âge, sa taille et son poids étaient respectivement : 23ans, 160cm, et 50kg. Les résultats du test (pression systolique et diastolique) ont été comparés à ceux obtenus par la méthode Auscultatoire. (Figure 4.15)

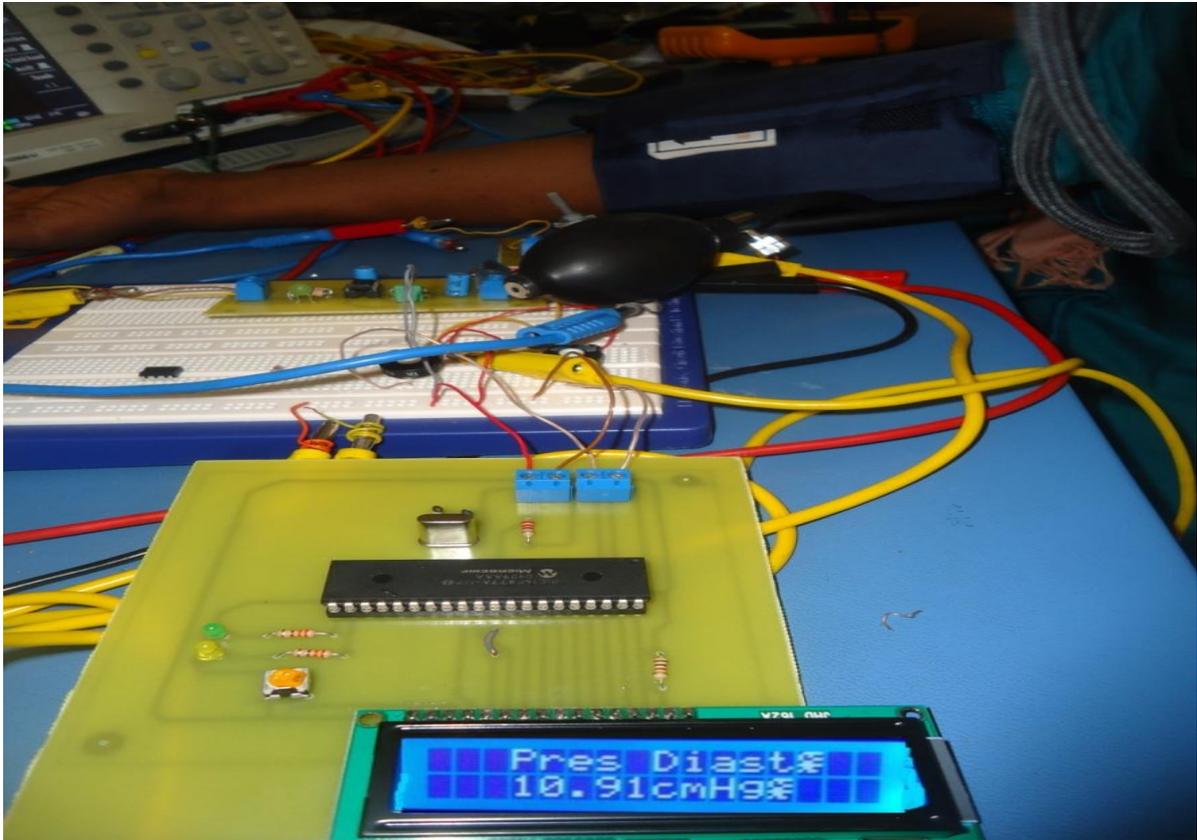


Figure 4.10 : Test de circuit



Figure 4.11 : Résultats finales

Les résultats de la méthode Auscultatoire :

- Pression Systolique : 11 cmHg.
- Pression Diastolique : 8 cmHg.

4.7. Conclusion

Dans ce chapitre, on a présenté la conception et la réalisation de l'ensemble de circuits électroniques constituant notre projet, tels que le circuit analogique pour le conditionnement de signal issu du capteur, schéma d'implantation de l'afficheur LCD, 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.

Conclusion générale

L'objectif de notre étude est le développement et la réalisation d'un tensiomètre électronique. Nous avons exposé l'anatomie du cœur et ses pressions pour avoir une idée générale sur les pressions sanguines dans le but d'expliquer le fonctionnement de la machine.

Il a été nécessaire de faire une recherche bibliographique approfondie avant de passer à l'étape de conception et réalisation des circuits électroniques et la programmation du PIC16F877A qui est le composant essentiel l'appareil de mesure de la PA.

On a décrit d'une manière détaillée le fonctionnement de chaque étage 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 a observé des échecs au test de démarrage, mais par la suite, les mesures de la PA d'un sujet sont crédibles. Par conséquent nous suggérons d'utiliser d'autres algorithmes plus performants pour le calcul de la PA.

Cette réalisation nous a permis d'élargir nos connaissances dans ce domaine d'application.

Améliorations et Perspectives Futures

Ce projet achevé laisse évidemment place à l'idée d'ajouter plusieurs améliorations car le temps alloué au développement du projet est limité. On peut suggérer quelques unes pour l'amélioration de la réalisation :

- 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
- Permettre à l'Appareil de communiquer en temps réel avec un PC via interface série (RS232) ou USB.

- L'ajout d'une unité de transmission sans fil de données pour faciliter la prise de mesures ambulatoires.
- L'ajout d'un circuit d'alimentation par batterie pour une portabilité optimale, et pour fournir l'alimentation en cas : de coupure de courant, ou d'une zone dépourvue du réseau électrique.

Annex

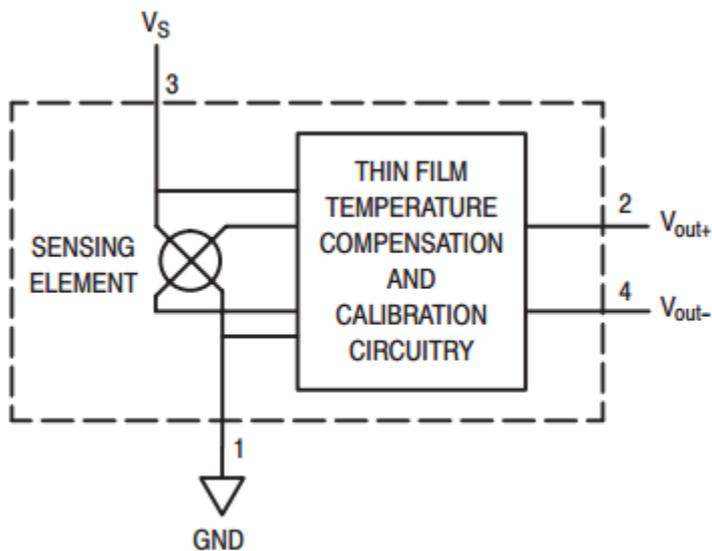
Annex 01.

Nomenclature : la liste des composants électroniques nécessaires à la réalisation du projet

Référence	Désignation
PIC16F877A	Microcontrôleur RISC 8bits
MPX2100 AP	Capteur de pression absolue
AD620AN	Amplificateur d'instrumentation
OPATL082CN	AOP de précision
U 741	Amplificateur
JHD162A	LCD 16X2
7905	Reg linéaire +05V, -05V
7912	Reg linéaire 12V
15pF	Condensateur
220nF	Condensateur
22nF	Condensateur
47nF	Condensateur
100nF	Condensateur
2200uF	Condensateur
10k	Résistance
120k	Résistance
330k	Résistance
2.2k	Résistance
480 Ω	Résistance
330 Ω	Résistance
1K	Résistance

Annex 02.

Le capteur de pression MPX2100AP



Maximum Ratings

Rating	Symbol	Value	Unit
Maximum Pressure ($P_1 > P_2$)	P_{max}	400	kPa
Storage Temperature	T_{stg}	-40 to +125	°C
Operating Temperature	T_A	-40 to +125	°C

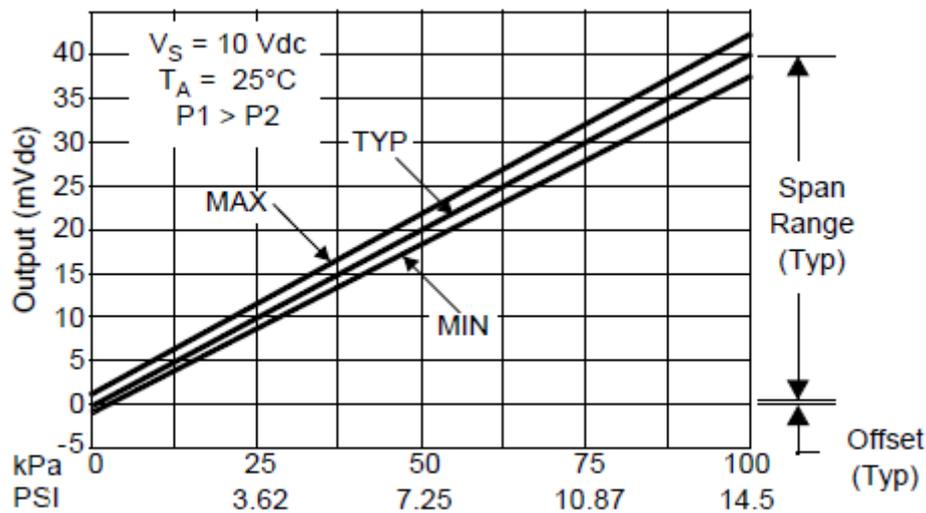
1. Exposure beyond the specified limits may cause permanent damage or degradation to the device.

Operating Characteristics ($V_S = 10$ Vdc, $T_A = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted, $P_1 > P_2$)

Annex

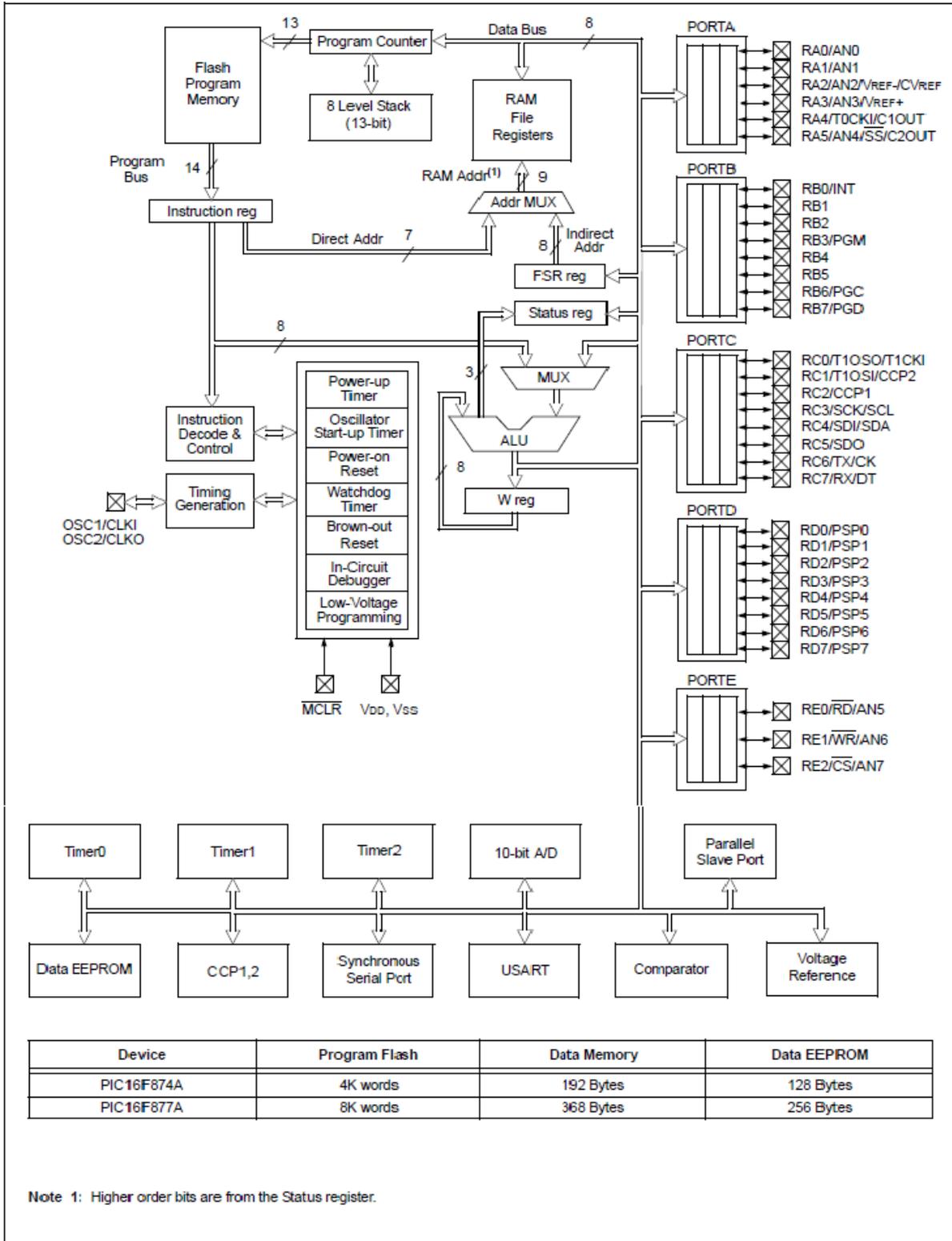
Characteristics	Symbol	Min	Typ	Max	Unit	
Pressure Range ⁽¹⁾	P_{OP}	0	—	100	kPa	
Supply Voltage ⁽²⁾	V_S	—	10	16	Vdc	
Supply Current	I_o	—	6.0	—	mAdc	
Full Scale Span ⁽³⁾	V_{FSS}	38.5	40	41.5	mV	
Offset ⁽⁴⁾	V_{off}	-1.0	—	1.0	mV	
		-2.0	—	2.0		
Sensitivity	$\Delta V/\Delta P$	—	0.4	—	mV/kPa	
Linearity ⁽⁵⁾	MPX2100D Series MPX2100A Series	—	-0.25	—	0.25	%V _{FSS}
		—	-1.0	—	1.0	
Pressure Hysteresis ⁽⁵⁾ (0 to 100 kPa)	—	—	±0.1	—	%V _{FSS}	
Temperature Hysteresis ⁽⁵⁾ (-40°C to +125°C)	—	—	±0.5	—	%V _{FSS}	
Temperature Effect on Full Scale Span ⁽⁵⁾	TCV_{FSS}	-1.0	—	1.0	%V _{FSS}	
Temperature Effect on Offset ⁽⁵⁾	TCV_{off}	-1.0	—	1.0	mV	
Input Impedance	Z_{in}	1000	—	2500	Ω	
Output Impedance	Z_{out}	1400	—	3000	Ω	
Response Time ⁽⁶⁾ (10% to 90%)	t_R	—	1.0	—	ms	
Warm-Up	—	—	20	—	ms	
Offset Stability ⁽⁷⁾	—	—	±0.5	—	%V _{FSS}	

Output versus Pressure Differential



Annex 03.

PIC 16F877A BLOCK DIAGRAM



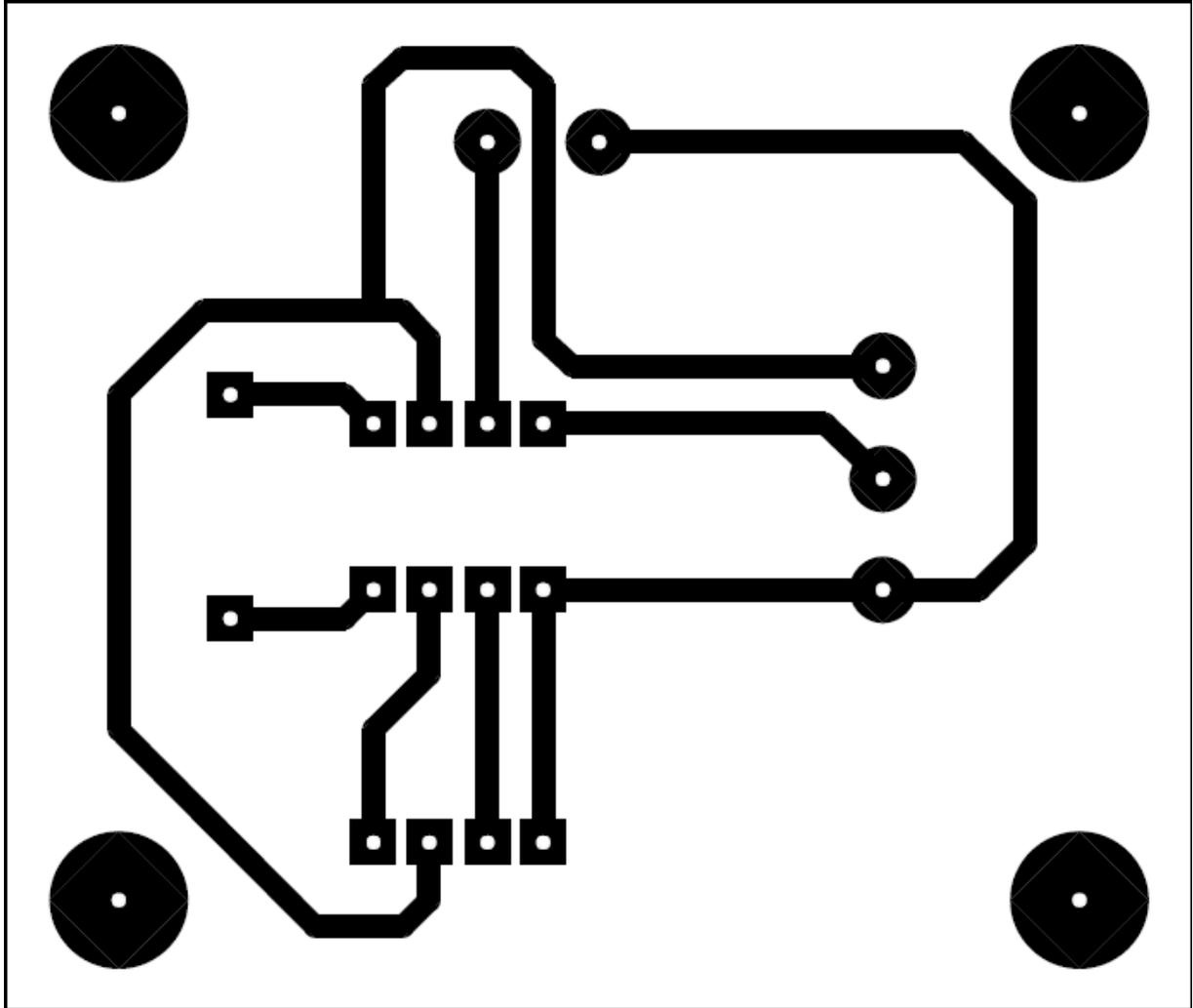
Annex 04.

Brochage d'un LCDJHD162A

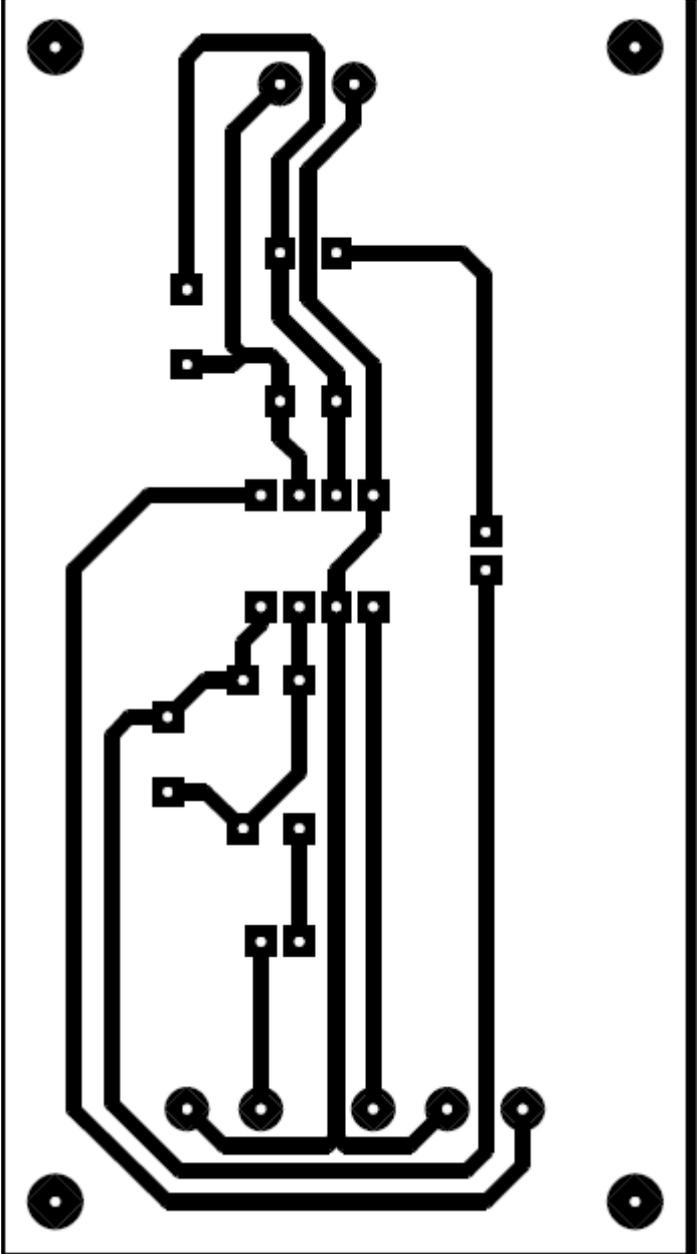
Pin No	Nom	Function	Description
1	Vss	Power	GND
2	Vdd	Power	+5V
3	Vee	Contrast Adj	(-2) 0 -5V
4	Rs	Command	Register select
5	R/W	Command	Read/Write
6	E	Command	Enable(Strobe)
7	D0	I/O	Data LSB
8	D1	I/O	Data
9	D2	I/O	Data
10	D3	I/O	Data
11	D4	I/O	Data
12	D5	I/O	Data
13	D6	I/O	Data
14	D7	I/O	Data MSB
15	LED +	LED anode	
16	LED -	LED cathode	

Annex 05.

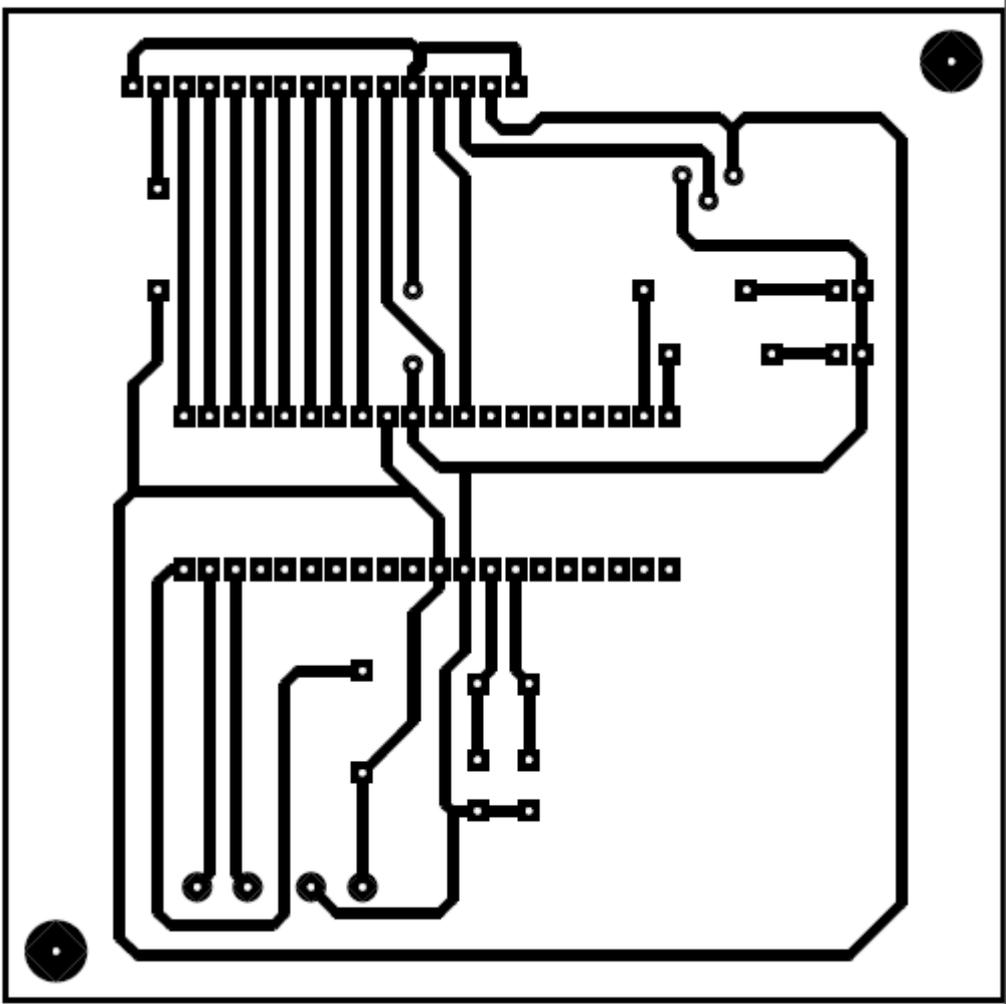
Circuit imprimé



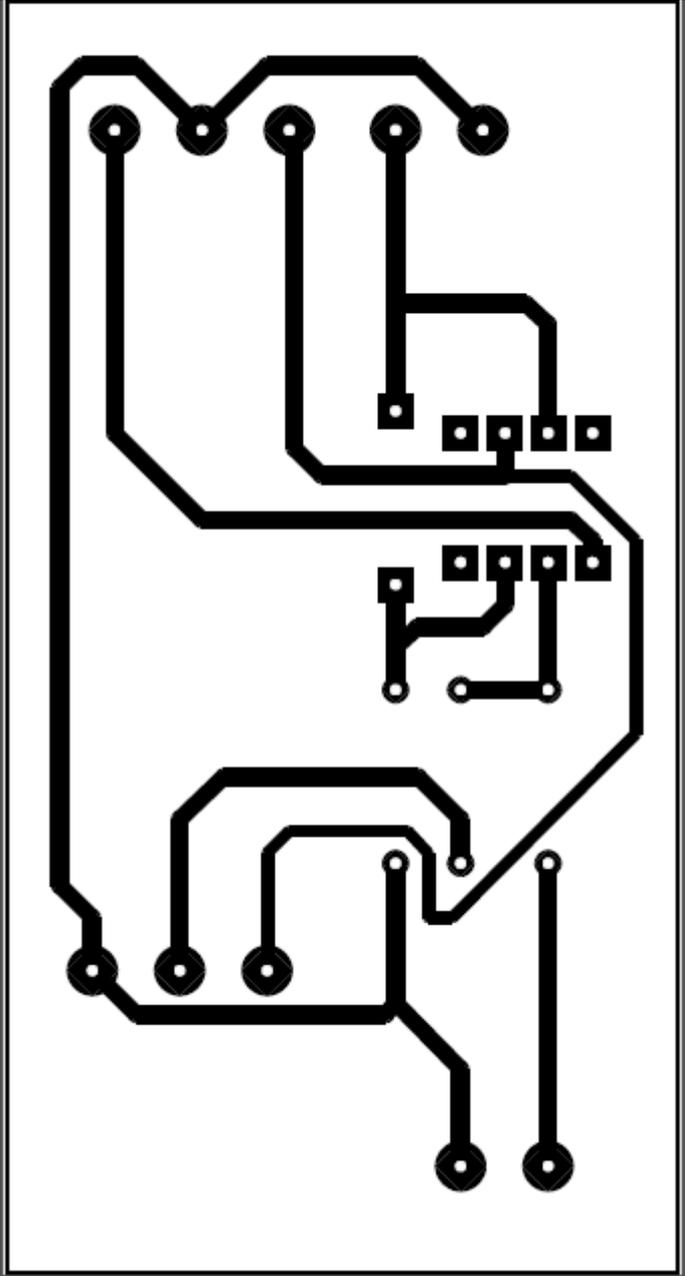
Connexion le capteur MPX2100 ,AD620



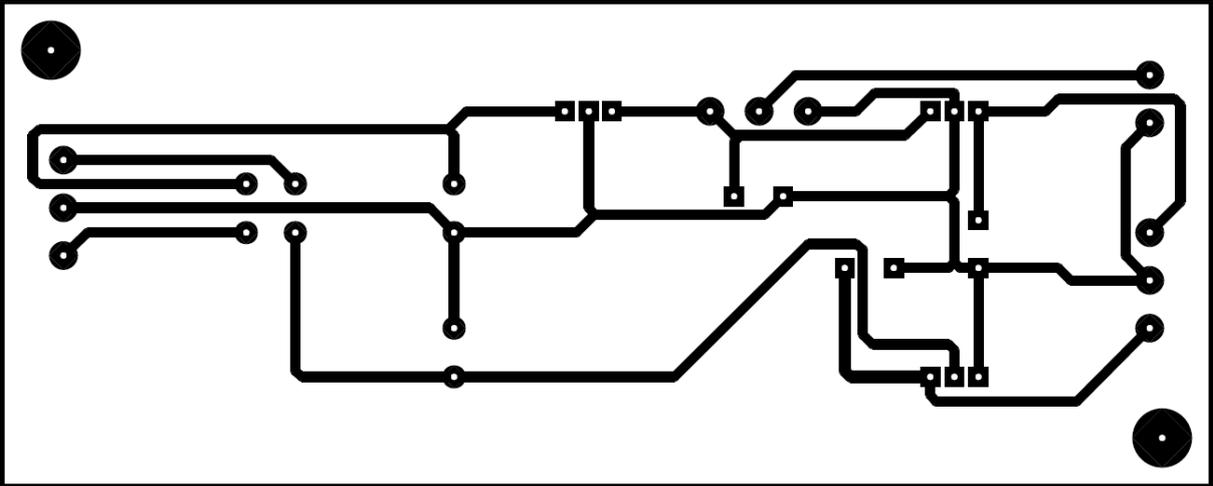
Les Filtres



Connexion PIC Afficheur



Offset



Alimentation