

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou



Faculté de Génie Electrique et d'Informatique
Département d'électronique

Mémoire de fin d'études

En vue de l'obtention du diplôme de Master Académique en électronique

Option : Electronique biomédicale

Thème

**Etude et simulation d'un pousse seringue
électrique**

Dirigé par:

M^{elle}: SIDI SAID.A

Réalisé par :

MEDJMALI Nabil

Promotion 2017/2018

Remerciements

Louange à Dieu, le Tout Puissant, sans qui rien de tout cela n'aurait été accompli.

Je tiens à remercier vivement mes chers parents et ma famille respectueuse pour son soutien, conseil et encouragement, qui m'ont toujours réconfortés jusqu'à l'aboutissement de ce travail.

J'adresse mes vifs remerciements accompagnés de toute ma gratitude à ma promotrice **Me.Sidi Said** de m'avoir consacré un temps précieux et de m'avoir accompagné avec un sérieux exemplaire tout au long de la réalisation de ce mémoire. Je la remercie également pour ses bons conseils et orientations, sa disponibilité et son aide indéfectibles qui ont enrichi ma modeste expérience et m'a permis de mener à bien ce projet.

Je remercie très respectueusement les membres du jury.

Je tiens à remercier vivement **Mr.OUALOUCHE** pour son aide.

Je n'oublierais pas aussi de remercier mes amis et collègues avec qui j'ai partagé des moments inoubliables pendant mon cursus universitaire et pour lesquels je garde de merveilleux souvenirs gravés à tout jamais dans ma mémoire.

MEDJMALI Nabil

A decorative border of repeating black floral motifs surrounds the text on a light pink background.

Dédicaces

Je dédie Ce mémoire

*A ma chère mère **Malika***

Et a ma chère famille.

Pour leur patience, leur amour leur soutien et leur encouragements.

*J'adresse mes sincères remerciements à mon professeur **KHATI SAMIR** qui
nous a facilité notre travail.*

*A mes chers amis **Ali, Lydia et Azzedine.***

A ma promotion d'électronique bio médicales 2017.

*Sans oublier tout les professeurs que ce soit du primaire, du moyen, du
secondaire ou de l'enseignement supérieur.*

*A toute personne qui aime **Nabil.***

NABIL

SOMMAIRE

CHAPITRE I : GÉNÉRALITÉS SUR L'ANATOMIE DU CORPS HUMAIN ET LE POUSSE SERINGUE

I.1- Introduction.....	4
I.2- Le grand flux de la vie	4
I.2.1-Le cœur humain	5
I.2.2-Le circuit sanguin	6
I.3-Les différents modes d'injection de médicament.....	7
I.3.1-Expression du besoin.....	7
I.3.2-Les dispositifs d'administration de médicaments	8
I.3.3-Les différents types de seringues	9
I.4-Analyse fonctionnel du système	10
I.4.1-Présentation	10
I.4.2-Expression du besoin	10
I.5-Diagramme sagittal du système	11
I.5.1-Approche du milieu technique	12
I.6-Fonction Globale du système.....	12
I.6.1- Fonction d'usage et schéma fonctionnel associé.....	12
I.7-Conclusion.....	14

CHAPITRE II : ÉTUDE D'UN POUSSE SERINGUE ÉLECTRIQUE

II.1. Introduction.....	16
II.2. Alimentation du circuit.....	17
II.3- Données de l'infirmière	17
II.4-Données des capteurs	17
II.4.1-Différents types de capteurs	18
II.5-Le moteur pas a pas	20
II.5.1-Définition	20
II.5.2-Les différents types de moteur pas a pas.....	21
II.5.4-Avantage du moteur pas a pas	22
II.6-Système sonores	22
II.6.1-Les buzzers.....	22
II.7-Acquisition des données	24
II.7.1-Généralité sur le microcontrôleur 16877a	25

a-Description et brochages.....	25
b-Conversion analogique/numérique.....	27
b-1- Définition.....	27
b-2-Constitution et fonctionnement des registres CAN.....	27
b-3-Différents étapes pour programmé CAN.....	30
II.8-l'affichage	30
II.8.2-Afficheur LCD	31
Schéma fonctionnel d'un PSE « PROGRAM1 »	33
2-Explication des fonctions du schéma fonctionnel de PSE « PROGRAM1» ..	33
a- Alimentation des déférentes fonctions du système (FA1)	33
b- Acquisition des données extérieures (FP1)	35
c- Contrôle d'avance mécanique (FP2).....	36
d- Commande du moteur pas à pas (FP3).....	38
e-Traitement les données (FP4).....	39
f- Transmission des données à l'infirmière (FP5)	42
III.2-conclusion.....	43
<u>CHAPITRE III : SIMULATION D'UN POUSSE SERINGUE</u>	
<u>ÉLECTRIQUE</u>	
III.1.Introduction.....	45
III.2 : La simulation d'une pousse seringue électrique.....	46
IV.1 La programmation.....	46
IV.1.1-Logiciel utilisé	46
IV.1.2-Organigramme.....	46
IV.2-Organigramme principal.....	47
IV.2.1-La fonction « commande ».....	49
IV.2.2-la fonction « Sound ».....	49
V. Le PROTEUS.....	50
1-Test et mise en marche.....	51

a-Circuit général.....	51
2-Description des composants utilisés.....	51
a-Microcontrôleur 16f877a.....	51
b-Afficheur LCD.....	51
c-Clavier.....	54
d-Moteur pas à pas.....	54
f-Darlington ULN2003a.....	56
3-Test et mise en marche.....	57
VI-Conclusion.....	60
Conclusion générale.....	61

Listes des figures

I.1 : L'aorte et ses principales ramifications.....	4
I.2. Anatomie du cœur humain.....	5
I.3. Les différents sphincters.....	6
I.4. Le circuit sanguin a l'intérieur de l'artère.....	7
I.5. Utilisation du pousse seringue	8
I.6. Sites d'Injections intramusculaires	9
I.7. Seringue à 2 pièces	9
I.8. Seringue à 3 pièces	10
I.9. Diagramme Sagittal	11
I.10. Schéma Fonctionnel du PSE	11
I.11. Schéma de bloc du PSE	12
I.12. Schéma de bloc du PSE.....	13
I.13. La fonction de service	13
II.1. Le schéma bloc du circuit de PSE.....	16
II.2. Système barrage.....	19
II.3. Système reflex	19
II.4 Système de proximité (réflexion directe)	19
II.5 Codeur rotatif incrémental.....	20
II.6 moteur pas a pas.....	21
II.7 Un buzzer piézo-électrique	24
II.8 Un buzzer piézo-électrique avec oscillateur intégré	24
II.9. Les broche du pic 16f877a.....	26
II.10 Brochage et architecture interne du PIC16F877A.....	27
II.11 Synoptique simplifié du pic 16f877A.....	27
II.12 Un afficheur LCD.....	31
II.13. Schéma fonctionnel du PSE « programm1 ».....	32

II.14. Schéma fonctionnel 2 nd degré de FA1.....	33
II.15. Schéma structurel de FA1.....	34
II.16. Schéma fonctionnel 2 nd degré de FP1.....	35
II.17. Schéma structurel de FP1.....	35
II.18. Schéma fonctionnel 2 nd degré de FP2.....	36
II.19. Schéma structurel de FP2.....	37
II.20. Schéma fonctionnel 2 nd degré de FP3.....	38
II.21. Schéma structurel de FP3.....	39
II.22. Schéma fonctionnel 2 nd degré de FP4.....	40
II.23. Schéma structurel de FP4.....	41
II.24. Schéma structurel de FP5.....	43
III.1. Pousse seringue électrique « PROGRAM 1».....	45
III.2. Organigramme principal.....	48
III.3. Configuration du programmeur géré par PICkit 2 v2.61.....	49
III.4. Schéma de la carte de pousse seringue électrique a simulé.....	51
III.5. Schéma fonctionnel d'un LCD.....	52
III.6. La connexion entre le PIC et LCD	53
III.7. Le clavier à utilisé dans la simulation	54
III.8. Moteur pas à pas bipolaire	55
III.9. Moteur pas à pas disponible sur proteus.....	55
III.10. Les séquences et la polarité d'alimentation à appliquer sur les bobines.....	56
III.11. Darlington ULN2003a	56
III.12. Le transistor Darlington NPN	57
III.13. Circuit général du pousse seringue électrique	57
III.14. Test du pousse seringue électrique a l'état fonctionne.....	58
III.15. Test du pousse seringue électrique a l'état erreur.....	59

III.16. Test du pousse seringue électrique a l'état fin d'injection.....	59
--	----

Liste des tableaux

II.1. Le registre ADCON0	28
II .2. Le registre ADCON1	29
II .3. Le registre PIR1	30
II.4. Rôle et nom de chaque broche de LCD	37

Introduction générale

Introduction générale :

Un pousse-seringue est une petite pompe à perfusion, utilisée pour administrer de faibles quantités de fluide (avec ou sans médicament). On le retrouve également en chimie ou en recherche biomédicale.

L'utilité des poussettes-seringues est d'administrer des médicaments en continu, avec un débit stable permettant l'obtention d'une concentration stable sur la durée d'administration. Cela permet d'éviter des périodes pendant lesquelles le taux de médicaments dans le sang est trop élevé ou trop faible. Ils sont largement utilisés pour l'administration d'antibiotiques et d'antalgiques dans de nombreuses spécialités médicales : anesthésie-réanimation, chirurgie, infectiologie, soins palliatifs...

Il existe des Poussettes-seringue programmables, avec un débitmètre de précision.

Les pousse-seringues sont en outre utilisés en micro-fluidique. En chimie on l'utilise pour incorporer lentement un certain volume de fluide dans une solution. En cinétique enzymatique, les pousse-seringues peuvent être utilisés pour observer des phénomènes rapides dans le cadre d'un appareil de stopped-flow¹. Ils peuvent être utilisés comme distributeurs de liquides dans les laboratoires.

De plus, Les pousse-seringues sont historiquement des équipements onéreux compte tenu de leur utilité dans le domaine de l'injection et de leur grande précision.

Le but de ce travail est d'étudier et simulé un pousse seringue électrique de moindre coût et qui a une meilleure utilité dans le domaine d'injection des médicaments, et facile à utiliser.

Le manuscrit de ce mémoire de projet de fin d'études est composé de trois chapitres, dans le premier nous présentons un aperçu sur l'anatomie tel que l'appareil circulatoire en décrivant l'hémodynamique cardiaque, comme nous présentons des généralités sur la pousse seringue électrique. Dans le deuxième chapitre nous illustrons les différentes parties utiles pour la conception de pousse seringue électrique. Dans le troisième chapitre nous présentons l'étude détaillée sur un pousse seringue professionnel « PROGRAM1 » comme nous résumons le circuit final de notre pousse

Introduction générale

seringue électrique avec l'organigramme de notre programme et les logiciels que nous avons utilisés et qui permettent l'acquisition, et la simulation du notre PSE acquises à travers notre circuit.

Chapitre I

**Généralités sur l'anatomie du corps
humain et le pousse seringue**

I.1-Introduction :

Dans ce chapitre nous parlerons des généralités de l'anatomie du corps humain et ses vaisseaux sanguins où circulent les médicaments injectés directement dans les veines ou les muscles et le pousse seringue électrique qui est un bon moyen pour ce qui est précision et efficacité du traitement injecté.

I.2- Le grand flux de la vie :

La circulation sanguine apporte à toutes les cellules de l'organisme la chaleur, l'oxygène et les nutriments dont elles ont besoin. Elle permet également d'éliminer les déchets qu'elles produisent. Les artères partent de la pompe centrale, le cœur, alors que les veines y reviennent. Le cœur alimente ainsi une petite circulation entre lui et les poumons, et une grande circulation entre lui et le reste du corps.

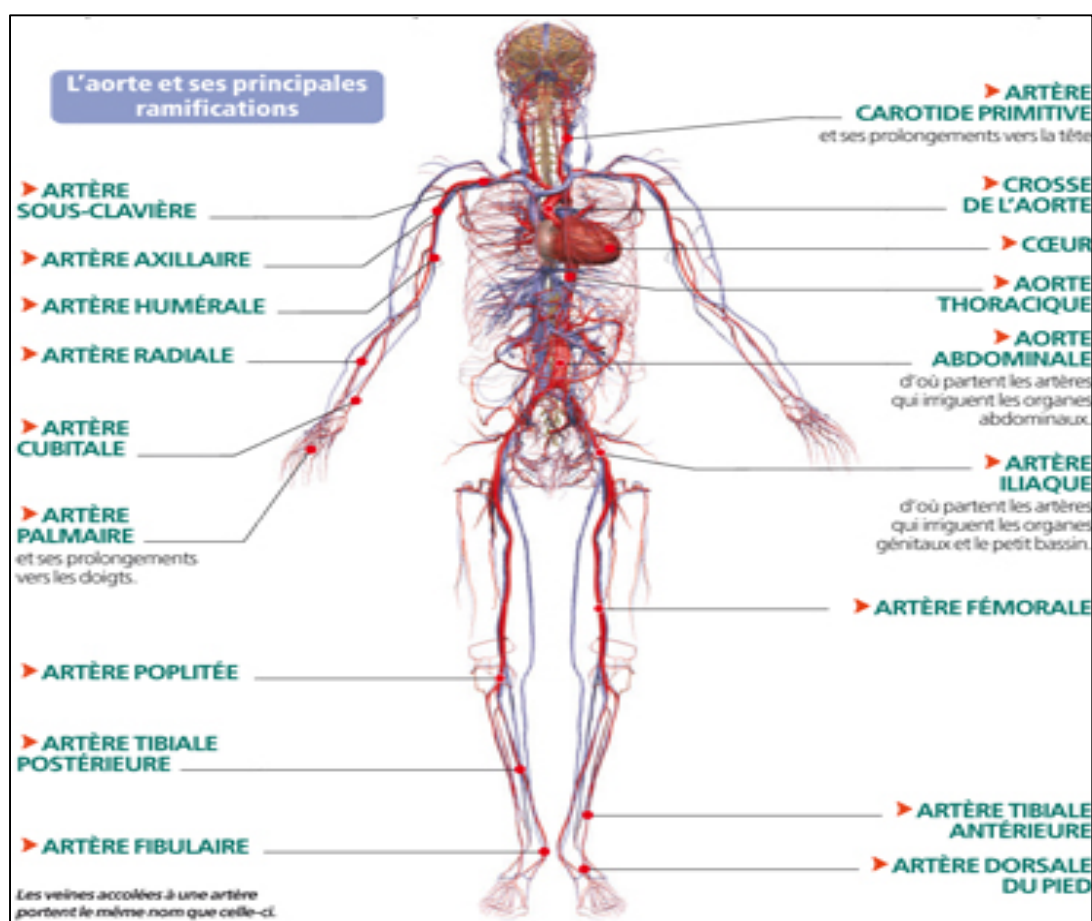


Figure I-1 : l'aorte et ses principales ramifications [1]

I.2.1-le cœur humain :

Le cœur est une pompe qui se contracte (systole) en permanence pour chasser le sang de ses ventricules vers les artères de la petite et de la grande circulation. Puis le muscle cardiaque se détend et le cœur se remplit (diastole). Chaque contraction cardiaque est perceptible au niveau du pouls.

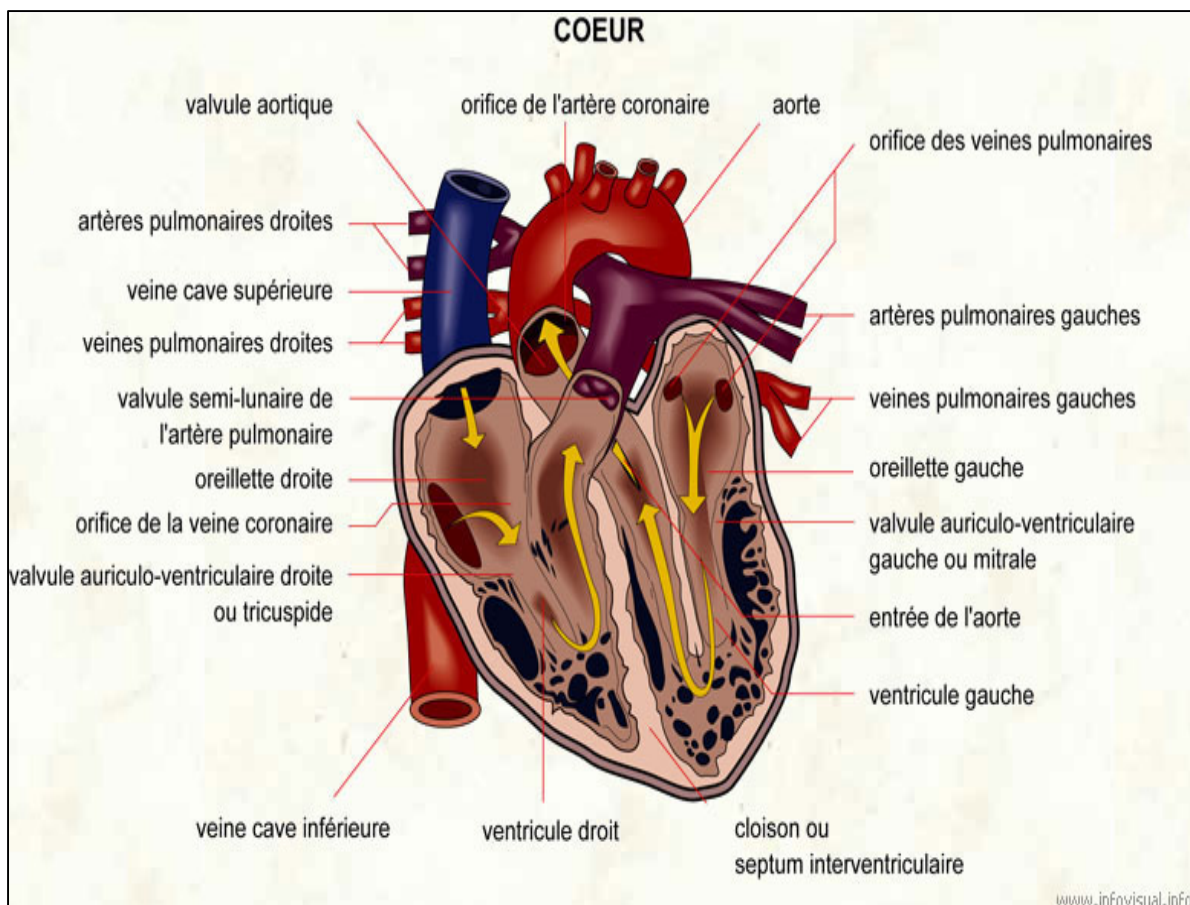


Figure I-2: Anatomie du cœur humain [1]

- **Le débit cardiaque:**

Deux facteurs permettent de faire varier le débit cardiaque : la fréquence des battements ou pulsations et le volume de sang éjecté à chaque contraction du cœur.

- **Au repos :**

Le cœur propulse chaque minute 5 à 6 litres de sang dans l'aorte, un flux qui se répartit ensuite entre les différentes artères.

- **À l'effort :**

Ce débit peut atteindre 20 l/mn chez l'adulte peu entraîné et jusqu'à 35 l/mn chez le sportif de haut niveau. On peut observer qu'à l'effort, le débit sanguin du cerveau est préservé alors que les reins et les organes abdominaux perdent une partie de leur irrigation au bénéfice des muscles.

- **La régulation du débit :**

La fréquence des battements cardiaques est contrôlée par le système nerveux végétatif, renseigné par de nombreux capteurs répartis dans les artères et les différents organes. Une baisse du niveau sanguin d'oxygène et une augmentation du taux de gaz carbonique (liés ou non à l'effort), une émotion accélèrent le rythme cardiaque et orientent le flux sanguin vers les organes prioritaires. Seul le cerveau reçoit un débit sanguin constant : la moindre baisse provoque un malaise ou une perte de conscience.

Le débit sanguin dans un organe peut varier selon l'activité de l'organe. Le contrôle se fait au niveau des lits capillaires.

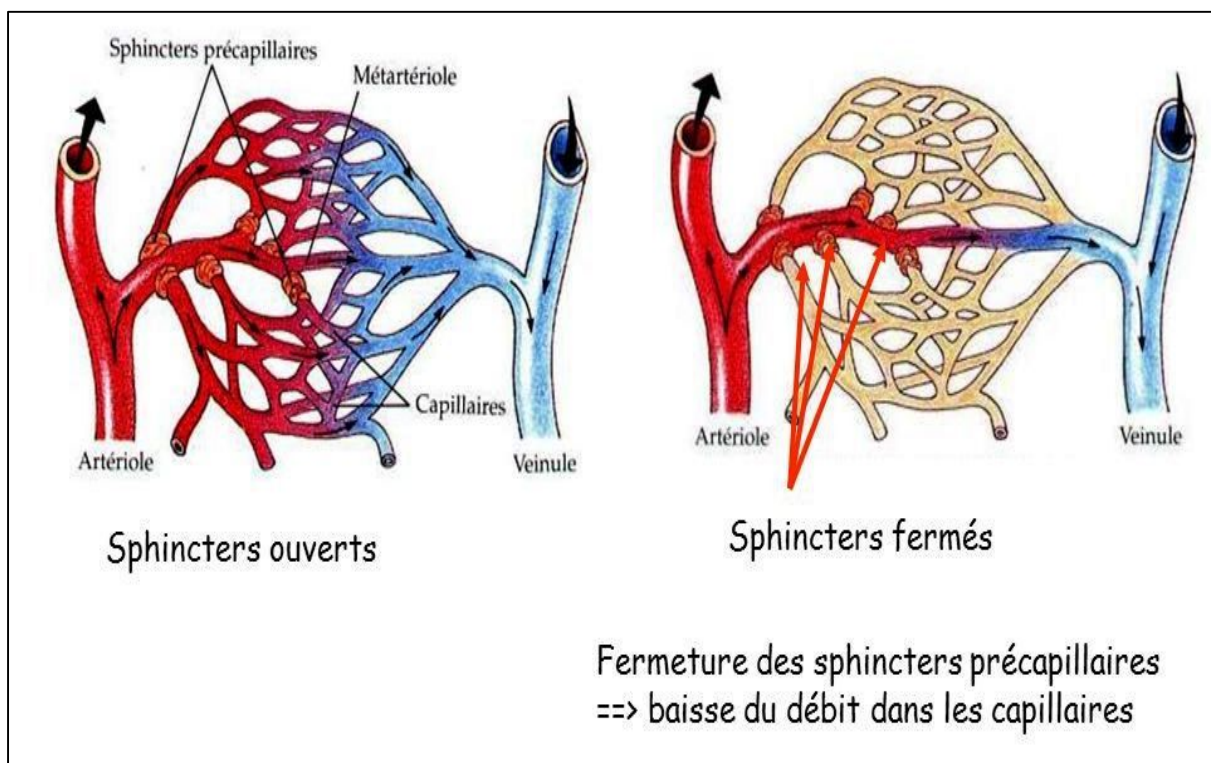


Figure I-3 : les différents sphincters [1]

I.2.2-Le circuit sanguin :

Les artères sont de plus en plus fines en s'éloignant du cœur. Au niveau terminal, dans les différents organes, elles perdent leur élasticité naturelle et deviennent des capillaires sanguins, d'un diamètre de quelques microns seulement. Les capillaires se regroupent en veinules, puis en veines de plus en plus grosses qui remontent le sang jusqu'au cœur. Les veines des membres inférieurs sont équipées de valves anti-retour qui empêchent le sang de retomber vers les pieds en position debout.

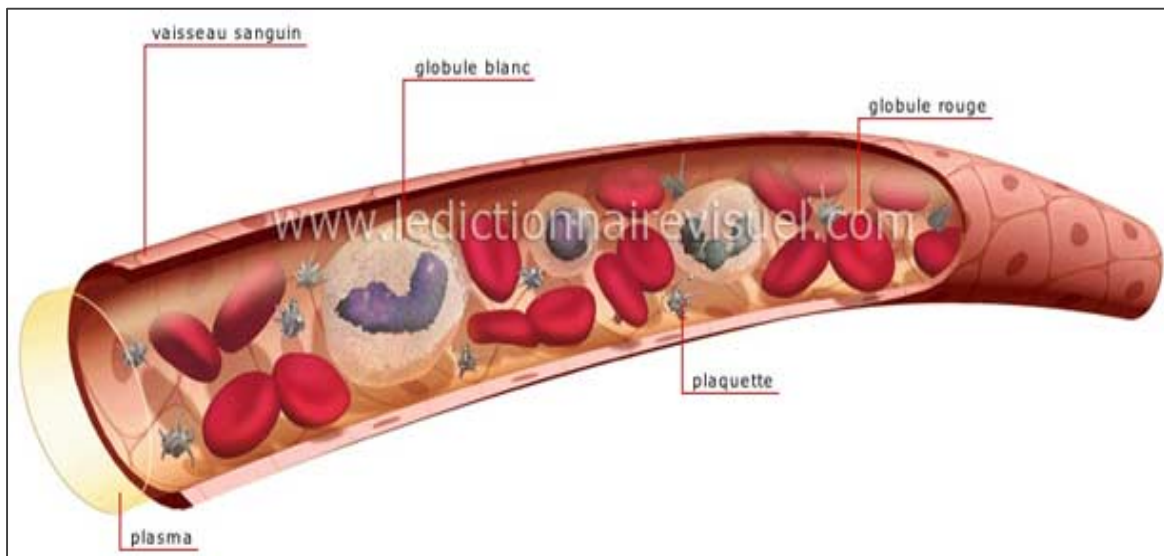


Figure I-4 : le circuit sanguin a l'intérieur de l'artère [1]

I.3-Les différents modes d'injection de médicament :

L'efficacité de l'administration d'un médicament n'est pas seulement fonction de la quantité injectée mais aussi du mode d'injection. En effet, la répartition du produit perfusé dans l'organisme va se faire de façon totalement différente suivant que l'on effectue :

- ◆ une injection unique.
- ◆ des injections répétées extemporanées (destinées à être administrées immédiatement).
- ◆ une perfusion continue.

I.3.1-Expression du besoin:

Dans certain cas, la quantité de produit administré par injection à un patient doit être fractionnée dans le temps. La prise en une seule injection du médicament ne permet pas de maintenir un effet optimum et constant de l'action thérapeutique. Au cours des premières minutes qui suivent une injection unique la concentration peut atteindre une valeur élevée, pouvant provoquer dans certains cas des incidents graves.

C'est pourquoi on lui préfère la méthode des injections multiples à doses réduites, administrées en continu ou à intervalles de temps régulièrement espacés. Cependant l'injection à intervalles de temps régulièrement espacés présente les inconvénients suivants :

- ◆ Accroissement du nombre de manipulations et des risques d'erreurs.
- ◆ Interventions plus fréquentes du personnel infirmier.
- ◆ Augmentation des risques septiques.
- ◆ Contrainte pour le patient.

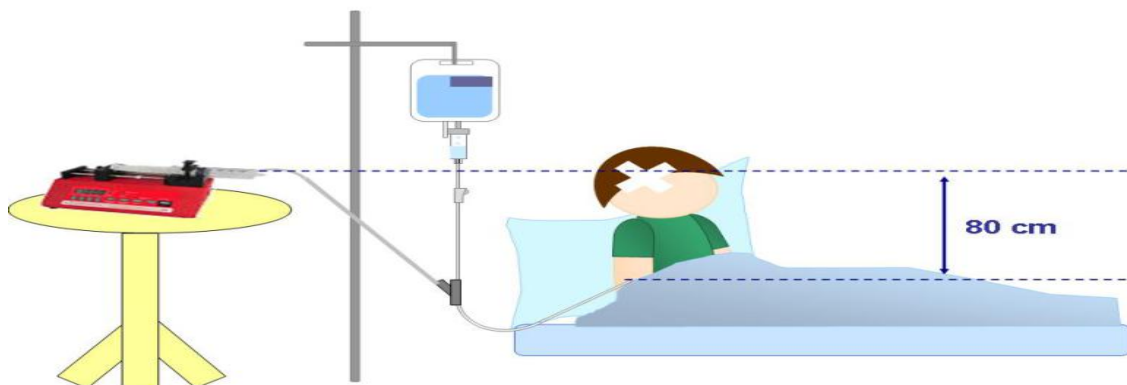


Figure I-5:utilisation de la pousse seringue.[8]

I.3.2-Les dispositifs d'administration de médicaments :

Les dispositifs médicaux utilisés pour effectuer l'administration de médicaments par voie parentérale sont très nombreux. On y retrouve notamment des seringues, des aiguilles, des cathéters, des sites d'injection implantables, des perfuseurs, des transfuseurs, des pompes et des pousse-seringues.



Figure I-6 : Sites d'Injections intramusculaires.[9]

I.3.3-Les différents types de seringues :

- **Seringues « 2 pièces »:** Leur volume varie entre 2 et 20 ml.



Figure I-7 : seringue à 2 pièces[10]

- **Seringues « 3 pièces »** : Leur volume varie de 1 à 60 ml.



Figure I-8 : seringue à 3 pièces.[11]

I.4-Analyse fonctionnel du système :

I.4.1-Présentation :

Le système étudié permet de réaliser une perfusion : c'est un système de perfusion.

Exemple : Suite à un infarctus, il faut administrer au patient de l'Heparin (Anticoagulant) en intraveineuse afin de liquéfier son sang.

I.4.2-Expression du besoin :

Après l'administration du produit perfusé, celui-ci va réagir et aura un effet maximum au bout de quatre heures dans notre exemple, après cela l'effet diminue, on peut donc observer le graphique suivant:

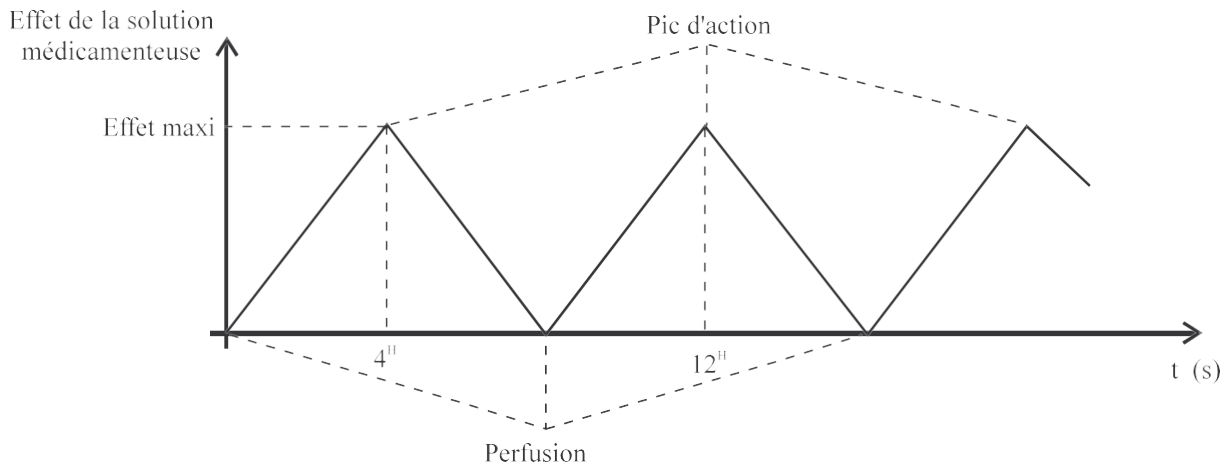


Figure I-9 : graphe de développement du médicament.

Une autre méthode permet de supprimer les variations importantes en doses administrées de façon constante, on utilise alors un système à Seringue Auto Pulsé (appelé dans le milieu hospitalier S.A.P.). Leur grande fiabilité d'utilisation et leur système de sécurité leur permettent de s'adapter à tous besoins. Certains permettent même de placer deux seringues afin de pouvoir réaliser un mélange de produits avant de les injecter.

I.5-Diagramme sagittal du système :

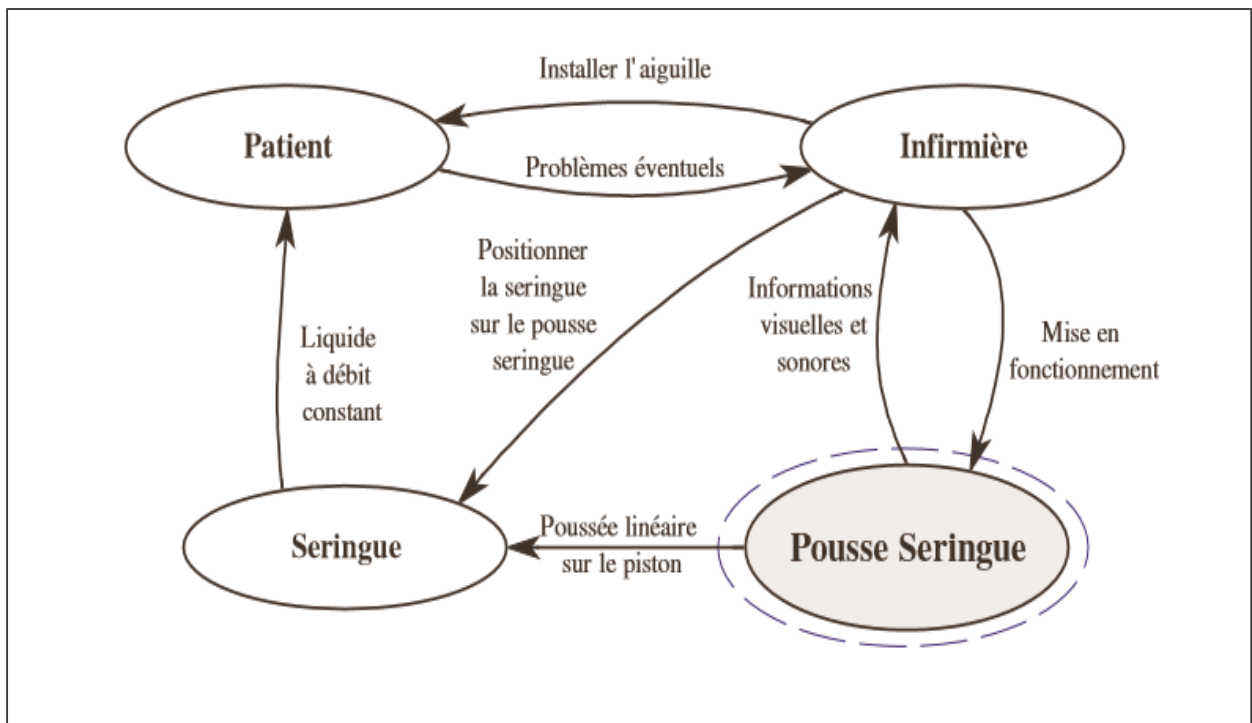


figure I-10 : Diagramme Sagittal.

I.5.1-Approche du milieu technique.

- Gamme de débit : de 0.1 à 99ml/H par incrément de 0.1 ml/H.
- Limite de temps : de 1 à 24 heures par incrément de 1 heure.
- Précision débit : 3% avec seringues sélectionnables suivant norme NF 90.251.

I.6-Fonction Globale du système.

I.6.1- Fonction d'usage du système

La fonction d'usage de l'objet technique est de pousser une seringue de façon continue selon un temps et une vitesse déterminés.

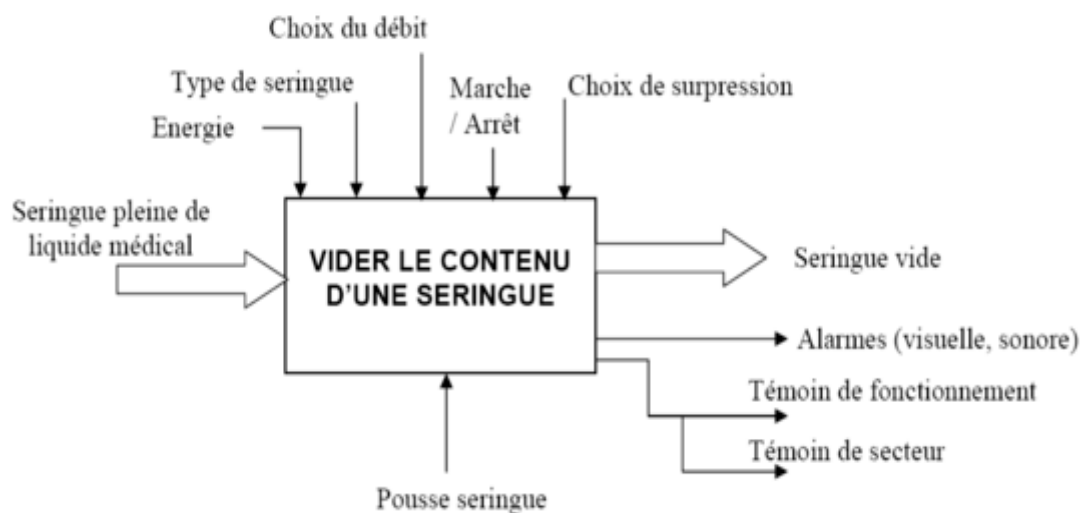


Figure I-11 : Schéma Fonctionnel du PSE[12]

- Fonction Globale du pousse seringue

Réaliser une poussée sur un piston de façon linéaire avec des instructions précises sur le temps et la vitesse.

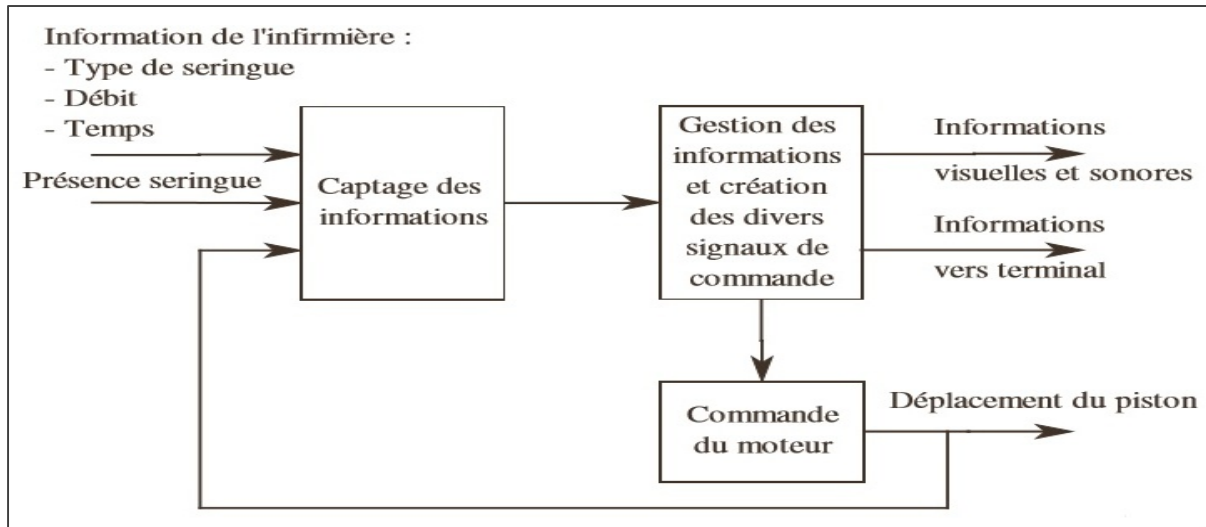


Figure I-12 : Schéma de bloc du PSE

- **Enoncés des fonctions de service :**

La figure suivant montre la fonction de service :

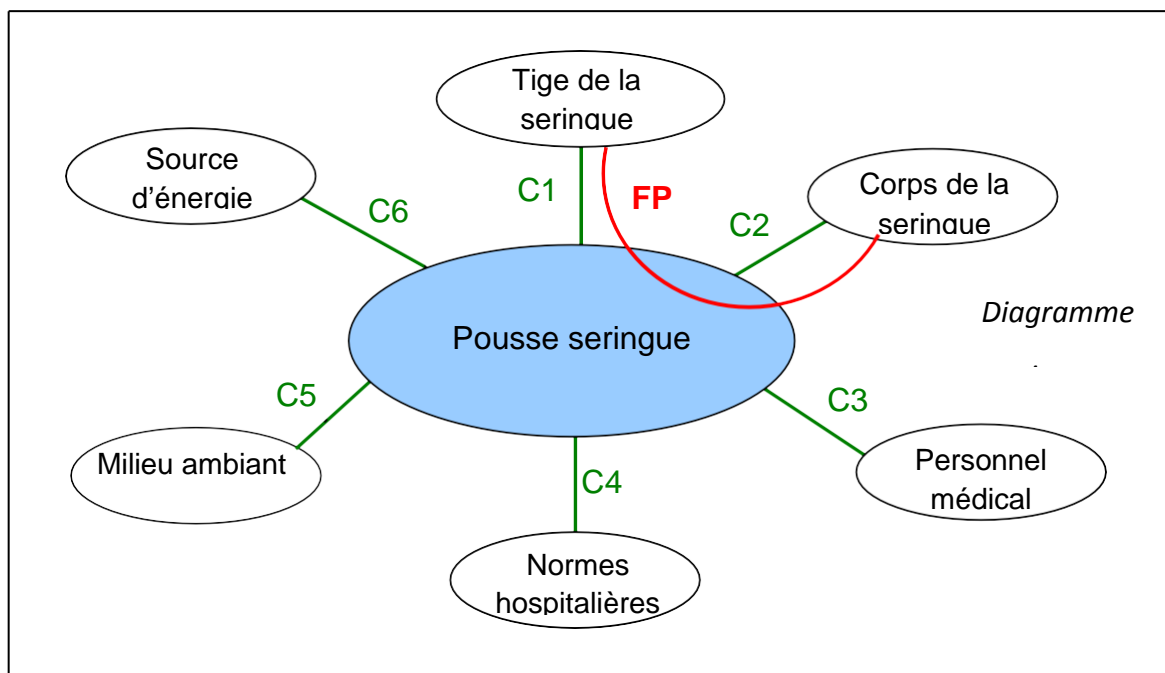


Figure I-13 : La fonction de service.

FP : déplacer la tige de la seringue par rapport au corps de la seringue

C1 :s'adapter à la tige de la seringue.

C2 :s'adapter au corps de la seringue.

C3 :s'adapter au personnel médical.

C4 : s'adapter aux normes hospitalières.

C5 : s'adapter au milieu ambiant.

C6 : s'adapter a la source d'énergie.

I.8-Conclusion :

À travers ces généralités, nous sommes parvenu à définir le domaine d'utilisation d'un pousse seringue électrique et ces différents types. En effet il existe plusieurs méthodes d'injection, mais celle avec un pousse seringue électrique reste la plus répondu vue son efficacité et la précision dans les dosages.

Chapitre II

Étude d'un pousse seringue électrique

II.1-Introduction :

Ce chapitre est consacré à l'étude des différents blocs de pousse seringue électrique (PSE).

Si nous regardons nos appareils électroniques avec une vision d'électronicien, nous trouvons que le microcontrôleur est l'élément le plus important dans ces dispositifs. Donc, nous allons donner l'idée générale sur microcontrôleur 16F877A par ce que ce composant est le cœur de ces appareils.

Le schéma bloc illustré dans la figure II.1 présente la plateforme à partir de circuit de pousse seringue électrique qui été réalisé. Il est constitué principalement d'un ensemble de Capteur (piézoélectrique optique...), acquisition du signal (microcontrôleur), un moteur pas a pas, un système d'affichage (GLCD, LCD, 7segment), des systèmes sonores (buzzer, haute parleur) ,.....etc.

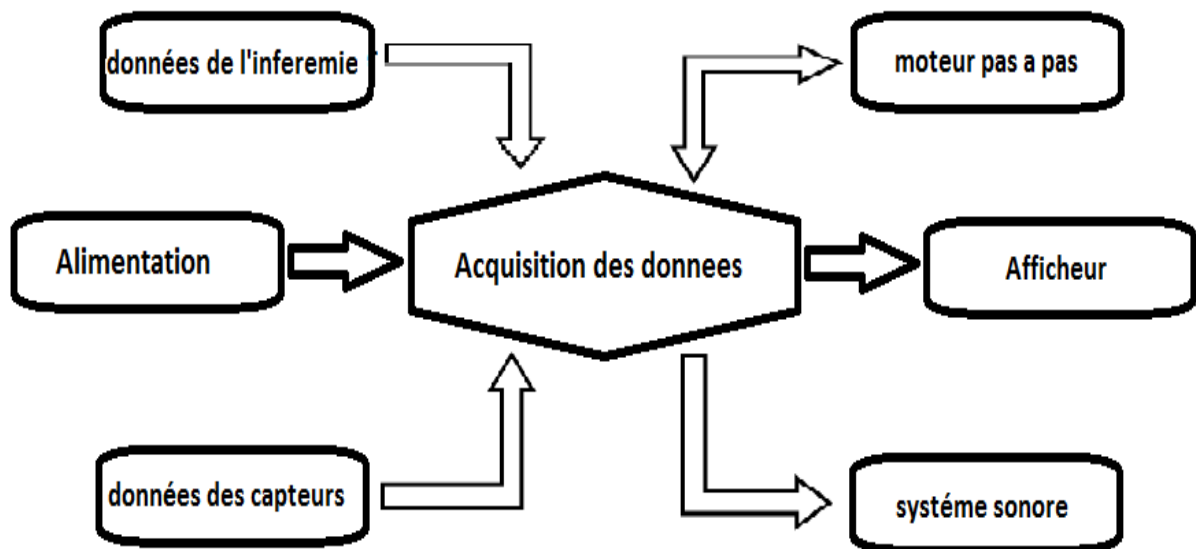


Figure II.1 : Le schéma bloc du circuit de PSE.

II.2- Alimentation du circuit :

L'appareil de pousse seringue électrique nécessite une alimentation d'une valeur de +5volts et +6.8 volts.

La tension secteur 220v AC est abaissé par un transformateur 220/2x12, le choix d'un transformateur permet d'obtenir une tension continue après redressement (pont de redressement) et filtrage. Un condensateur effectue un découplage de l'alimentation, les régulateur stabilise la tension de sortie tandis que des condensateurs découplent l'alimentation issue de ce régulateur.

Il existe aussi une batterie de 6.8v placé a l'entrée de régulateur par l'intermédiaire d'une diode, cette dernière laisse la batterie a fonctionné en absence de secteur 220v.

II.3- Données de l'infirmière :

Le pousse seringue permet de réaliser une perfusion à débit constant grâce à une seringue. Pour cela l'infirmière peut régler grâce à des touches sur la face avant du pousse seringue :

-le débit de 0,1ml/h à 99ml/h par incrément de 0,1ml/h,

-le type de seringue,

-la durée de la perfusion de 1h à 24h par incrément de 24h.

L'infirmière peut vérifier la prise en compte des réglages grâce à des afficheurs présents sur la face avant du pousse seringue.

Une fois les réglages réalisés le pousse seringue produit un signal de commande du moteur pas à pas correspondant au débit sélectionné.

II.4-Données des capteurs :

Les capteurs sont des composants de la chaîne d'acquisition dans une chaîne fonctionnelle. Les capteurs prélèvent une information sur le comportement de la partie opérative et la transforment en une information exploitable par la partie commande.

Une information est une grandeur abstraite qui précise un événement particulier parmi

un ensemble d'événements possibles. Pour pouvoir être traitée, cette information sera portée par un support physique (énergie) on parlera alors de signal. Les signaux sont généralement de nature électrique ou pneumatique.

Dans les systèmes automatisés séquentiels la partie commande traite des variables logiques ou numériques. L'information délivrée par un capteur pourra être logique (2 états), numérique (valeur discrète), analogique (dans ce cas il faudra adjoindre à la partie commande un module de conversion analogique numérique).

On peut caractériser les capteurs selon deux critères:

- en fonction de la grandeur mesurée; on parle alors de capteur de position, de température, de vitesse, de force, de pression, ...etc.

- en fonction du caractère de l'information délivrée; on parle alors de capteurs logiques appelés aussi capteurs tout ou rien (TOR), de capteurs analogiques ou numériques.

On peut alors classer les capteurs en deux catégories, les capteurs à contact qui nécessitent un contact direct avec l'objet à détecter et les capteurs de proximité. Chaque catégorie peut être subdivisée en trois catégories de capteurs : les capteurs mécaniques, électriques, pneumatiques.

II.4.1-Différents types de capteurs :

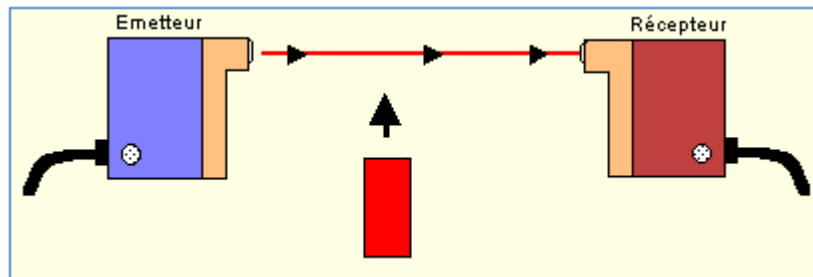
A-Capteur optique :

Un capteur photoélectrique est un capteur de proximité. Il se compose d'un émetteur de lumière associé à un récepteur. La détection d'un objet se fait par coupure ou variation d'un faisceau lumineux. Le signal est amplifié pour être exploité par la partie commande.

A.1-Les différents types de détection par les capteurs optique :

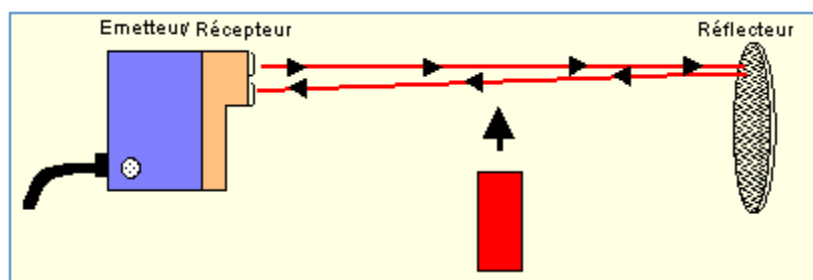
Il existe trois grands types de détection :

-la détection par barrage où l'objet à détecter coupe un faisceau lumineux situé entre l'émetteur et le récepteur.



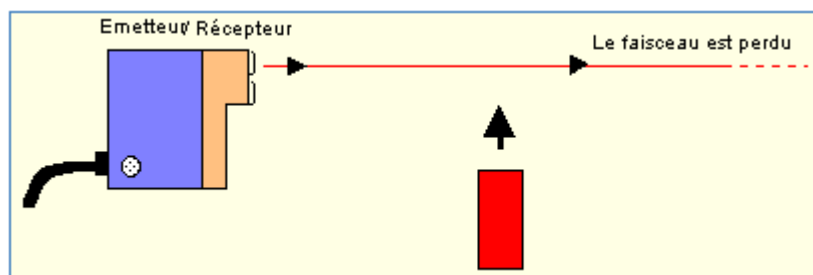
II.2-Système barrage [13]

-la détection par système réflex où un faisceau réfléchi est coupé par l'objet à détecter



II.3-Système reflex [14]

-le système de proximité où le faisceau émis par le récepteur est renvoyé par la pièce à détecter sur le récepteur situé sur le même capteur.



II.4-Système de proximité (réflexion directe)

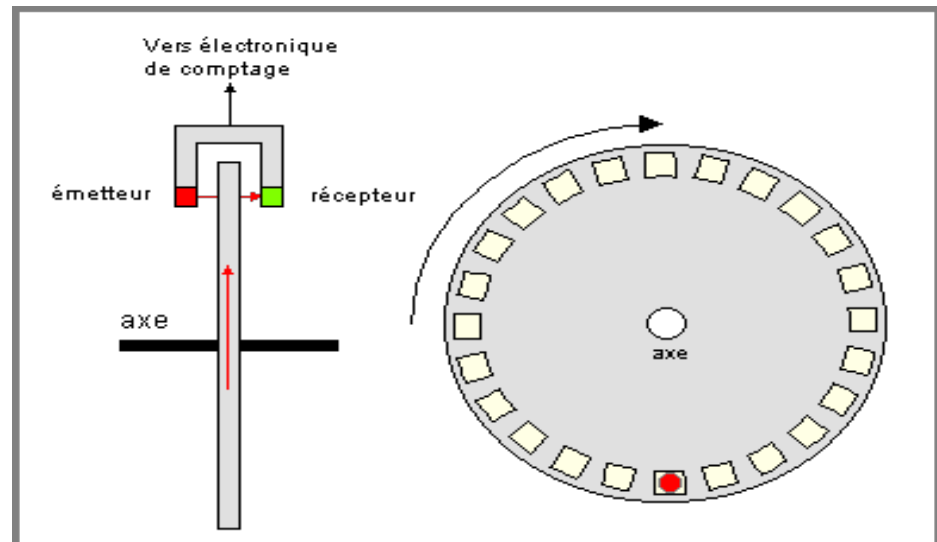
B-Codeurs rotatifs

Les codeurs rotatifs sont des capteurs de position angulaire. Le disque du codeur est solidaire de l'arbre tournant du système à contrôler. Il existe deux types de codeurs rotatifs :

- **Codeur rotatif incrémental**

La périphérie du disque du codeur est divisée en "x" fentes régulièrement réparties. Un faisceau lumineux se trouve derrière ces fentes dirigé vers une diode photosensible.

Chaque fois que le faisceau est coupé, le capteur envoie un signal qui permet de connaître la variation de position de l'arbre. Pour connaître le sens de rotation du codeur, on utilise un deuxième faisceau lumineux qui sera décalé par rapport au premier. Le premier faisceau qui enverra son signal indiquera aussi le sens de rotation du codeur.



II.5- Codeur rotatif incrémental[15]

- **Codeur rotatif absolu :**

Cette fois ci, le disque possède un grand nombre de pistes et chaque piste est munie d'une diode émettrice d'un faisceau lumineux et d'une diode photosensible. La piste centrale est la piste principale, elle détermine dans quel demi-tour la lecture est effectuée. La piste suivante détermine dans quel quart de tour on se situe, la suivante le huitième de tour etc. Plus il y aura de pistes plus la lecture angulaire sera précise. Il existe des codeurs absolus simples tour qui permettent de connaître une position sur un tour et les codeurs absolus multi tours qui permettent de connaître en plus le nombre de tours effectués

II.5-le moteur pas a pas :

II.5.1-définition :

Le moteur pas à pas (stepping motor en anglais) : est un convertisseur électromécanique qui assure la transformation d'un signal électrique impulsionnel en un déplacement mécanique (angulaire ou linéaire). Sa structure de base se présente sous la forme de deux pièces séparées mécaniquement, le Stator et le Rotor. L'interaction électromagnétique entre ces deux parties assure la rotation.



www.francerobotique.com

II.6-moteur pas a pas[16]

Ce type de dispositif électromagnétique dont la rotation peut être contrôlé de façon précise. Pour cela, plusieurs bobines sont organisées en "phases", et l'excitation séquentielle des phases entraîne une rotation. L'un des principaux avantages de ce type de moteur est qu'il permet de contrôler précisément sa vitesse et le positionnement, et c'est pourquoi il est utilisé dans les applications demandant une haute précision, telles que les pousse seringue électrique.

Un moteur pas-à-pas est un moteur à Courant continu qui avance d'un seul pas lorsque le sens du courant dans une des bobines change de sens. Les moteurs pas-à-pas sont des micromoteurs à réluctance (dits également à réluctance variable), qui fonctionne grâce à l'attraction d'une masse polaire (le rotor) par un champ magnétique. Chaque phase (1 - 2 - 3) du stator reçoit tour à tour une impulsion électrique conventionnellement positive ou négative selon le sens du courant dans la bobine. Les impulsions arrivent dans un ordre prédéterminé de distribution et suivant une fréquence déterminée et réglable.

Chacune de ces impulsions correspond à un déplacement angulaire appelé pas ou "step"

Un "pas" est une unité de décalage angulaire, en général : 1.8 degrés. (le moteur aura alors 200 pas.) $1,8 \times 200 = 360^\circ$.

II.5.2-Les différents types de moteur pas à pas:

Il existe deux types de moteur pas à pas, unipolaire et bipolaire. La principale différence entre les deux réside dans l'organisation de leurs bobinages, car cela a un impact sur leur mode de contrôle.

-Unipolaire : Ce type de moteur pas à pas consiste en un bobinage unique avec une prise médiane. Chaque section du bobinage est excitée en fonction de la direction du champ magnétique voulu, ce qui permet d'inverser les pôles sans inverser la direction du courant. La prise médiane est commune et bien qu'il y ait généralement 6 fils sur un moteur pas à pas unipolaire à deux phases (3 par phase), les deux communs peuvent être reliés à l'intérieur, ce qui laisse en réalité cinq fils.

-Bipolaire : Contrairement à un moteur pas à pas unipolaire, la version bipolaire n'a qu'un seul bobinage par phase et pas de prises médianes. Pour inverser le pôle magnétique, il faut également inverser la direction du courant, ce qui signifie que ce moteur est généralement plus compliqué à contrôler et nécessite une disposition à pont en H. Dans la mesure où il n'y a pas de prise médiane, il y a deux fils par phase et un moteur biphasé type comporte quatre fils. Si ces moteurs sont plus difficiles à contrôler, ils ont également leurs avantages, car ils utilisent mieux le bobinage et sont plus puissants que des moteurs unipolaires de la même taille. Cela est dû au fait qu'un moteur pas à pas unipolaire a une densité de fil deux fois supérieure, alors que seule la moitié de ces derniers est exploitable à un instant T et que par conséquent, ce type de moteur n'est efficace qu'à 50 %.

II.5.3-Avantage du moteur pas a pas :

- Rotation constante pour chaque commande (précision meilleure que 5% d'un pas).
- Existence de couple à l'arrêt.
- Contrôle de la position, de la vitesse et synchronisation de plusieurs moteurs (pas de besoin de contre-réaction).
- Moteur sans balais.

II.6-Système sonores :

Ce sont des systèmes à l'aide d'un buzzer, sont plus utilisées dans les pousse seringue électrique pour détecté les anomalies de fonctionnement, indique l'état de la batterie et indique la fin de l'injection, ...etc

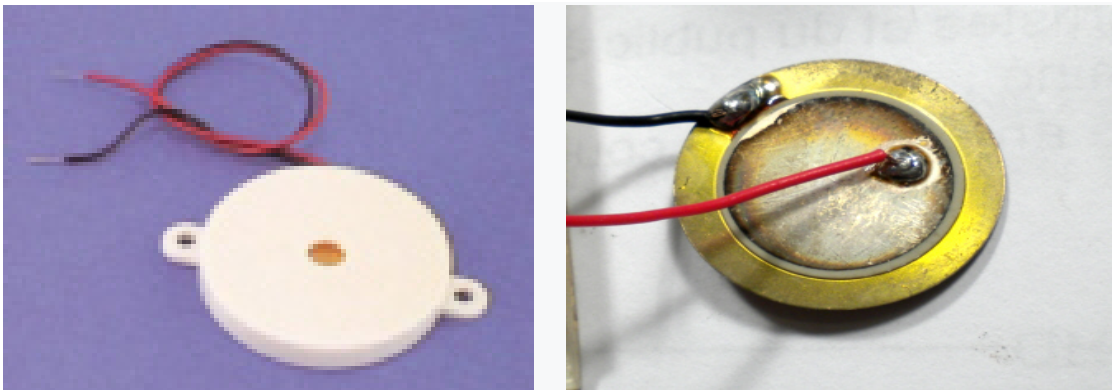
Ce système permet de détecter la décharge de la batterie en fournissant 2 signaux électriques d'alarme :

- Pré-alarme batterie : se déclenche 2 heures avant la décharge de la batterie.
- Alarme batterie : c'est la décharge complète de la batterie ce qui provoque l'arrêt de la perfusion.

II.6.1-Les buzzer : Est un élément électromécanique ou électronique qui produit un son quand on lui applique une tension. Certains nécessitent une tension continue (buzzers électromécaniques), d'autres nécessitent une tension alternative (transducteurs piézo-électrique).

- **Un buzzer piézo-électrique :**

Un buzzer (transducteur) piézo-électrique nécessite une tension alternative pour fonctionner, de quelques volts à quelques dizaines de volts (3V à 30V par exemple). Il présente une fréquence de résonance optimale de quelques kHz (entre 1 kHz et 5 kHz en général, par exemple 2 kHz, 2,8 kHz ou 3 kHz). C'est ce type de transducteur que l'on retrouve au dos des montres ayant une fonction alarme.



II.7- Un buzzer piézo-électrique [17]

- **Un buzzer piézo-électrique avec oscillateur intégré :**

Il s'agit simplement de l'assemblage dans un même boîtier, d'un transducteur piézo-électrique et d'une électronique de commande (générateur de signal rectangulaire). Le tout s'alimente alors avec une simple tension continue, généralement comprise entre 3V et 20V, et requiert un courant compris entre 10 mA et 30 mA (la consommation du buzzer dépend principalement de la tension utilisée). La mise en œuvre d'un tel buzzer devient donc aussi facile qu'avec un buzzer électromécanique.



II.8- Un buzzer piézo-électrique avec oscillateur intégré [17]

Certains buzzers "électroniques" avec oscillateur intégré, produisent un son continu, alors que d'autres produisent un son entrecoupé (haché).

II.7-Acquisition des données :

C'est le cœur de toutes appareil de pousse seringue électrique, leur rôle c'est la gestion complète du fonctionnement de l'appareil par carte à microcontrôleur, ainsi que :

- Contrôle des données extérieures.
- Contrôle de l'alimentation (vérification de la tension d'alimentation : important pour un fonctionnement sur batterie).
- Phases du moteur pas à pas pour vérifier la commande de celui-ci.
- Données à transmettre à l'infirmière.
- Fréquence moteur : commande de la vitesse du moteur pas à pas.
- Arrêt de l'appareil.
- La surveillance de la pression de perfusion.
- La surveillance du microcontrôleur.
- Commande de déplacement de la seringue.
- Analyse du système de débrayage.

Lorsque le microcontrôleur fonctionne normalement (exécute correctement son programme) il envoie régulièrement des informations sur ses bus de contrôle, d'adresses et de données. Par contre si le microcontrôleur se trouve bloqué dans une

boucle, l'activité sur les bus disparaît (les signaux ne changent plus d'état) et il est nécessaire d'avertir l'infirmière en déclenchant l'alarme. C'est le rôle du « chien de garde » de surveiller cette activité. Il contrôle également que l'horloge du microcontrôleur ne dérive pas.

II.7.1-Généralité sur le microcontrôleur 16f877a :

a-Description et brochages :

Le PIC 16F877A est un pic de la famille "MID-RANGE" et de type 877 il Compose d'un CPU qui exécute les instructions du programme (codées sur 14 bits), traite et produit des opérations sur des informations numériques, et d'une mémoire flash de 14 bits qui permet de stocker le programme. et d'une mémoire RAM de 368 octets qui est utilisée pour le stockage temporaire des données et résultats. Et compose aussi d'une mémoire EEPROM de 256 octets qui permet de conserver des données très utiles de manière semi-permanente.

Il s'agit a 5 ports d'E/S de 40 broches, il composé de 33 Ports E/S bidirectionnels (PORT A, PORTB, PORTC, PORTD et PORTE) permettent de communiquer avec l'extérieur ; les lignes de chaque port peuvent être configuré en entrée ou en sortie et pouvant produire 25 mA par sortie. PORTB et PORTD ont 8 broches pour recevoir / transmettre des données d'E/S 8 bits. Les ports restants ont différents nombres de broches pour les communications de données d'E / S. il compose aussi de 7 ports d'E/S Unidirectionnel (MCLR, alimentation, oscillateur,....), comme illustre la figure II.12 suivante :

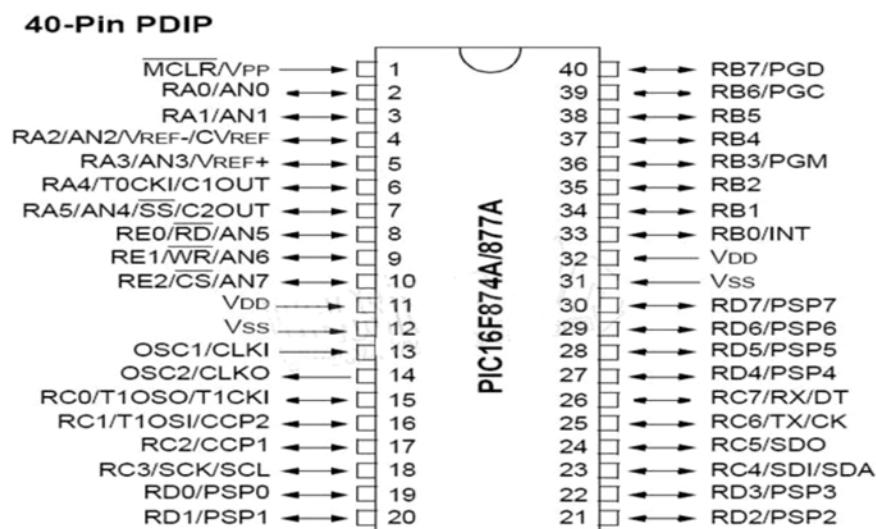


Figure II.9 : les broches du pic 16f877a. [7]

Ce PIC est caractérisé par :

- Tension d'alimentation 2,0-5,5 V,
- 3 timers, modules programmables dont les fonctions sont :
 - Astable (signaux périodiques)
 - Monostable (impulsion)
 - Compteur
 - Signaux PWM (commande de moteurs à courant continu)
- Un convertisseur analogique / numérique 10 bits – 8 entrées disponibles de 0 à 5V ; les résultats des conversions sont stockés dans des registres internes.
- Peut fonctionner sur différentes sources d'horloge interne et externe qui génère le signal qui cadence l'exécution des instructions. Il peut fonctionner sur une gamme variée de fréquence de 31 KHz à 48 MHz....etc. [b.7]

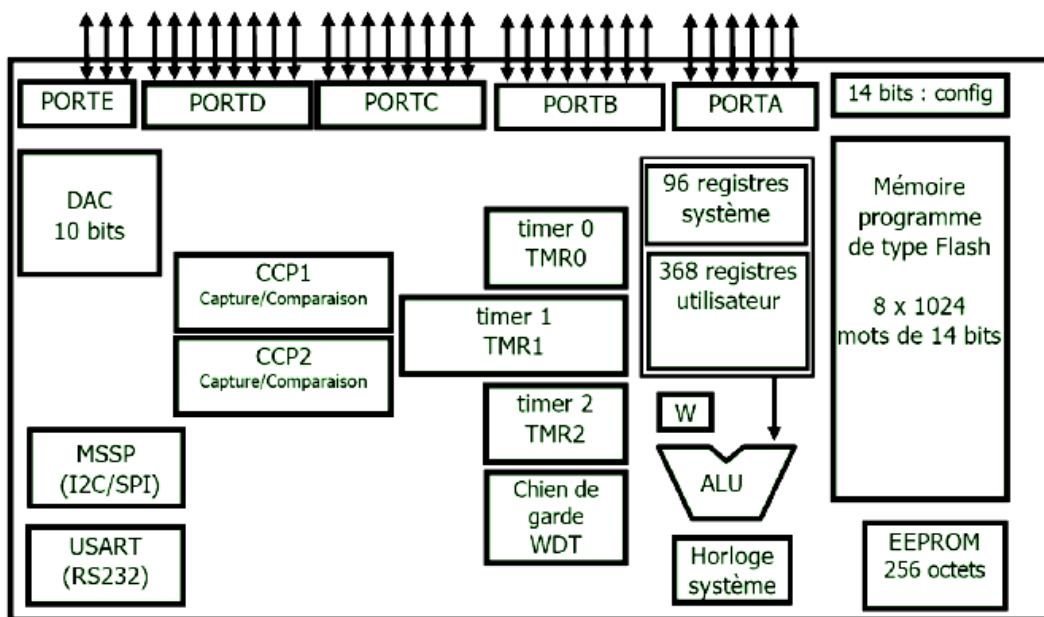


Figure II.10 : Brochage et architecture interne du PIC16F877A.[7]

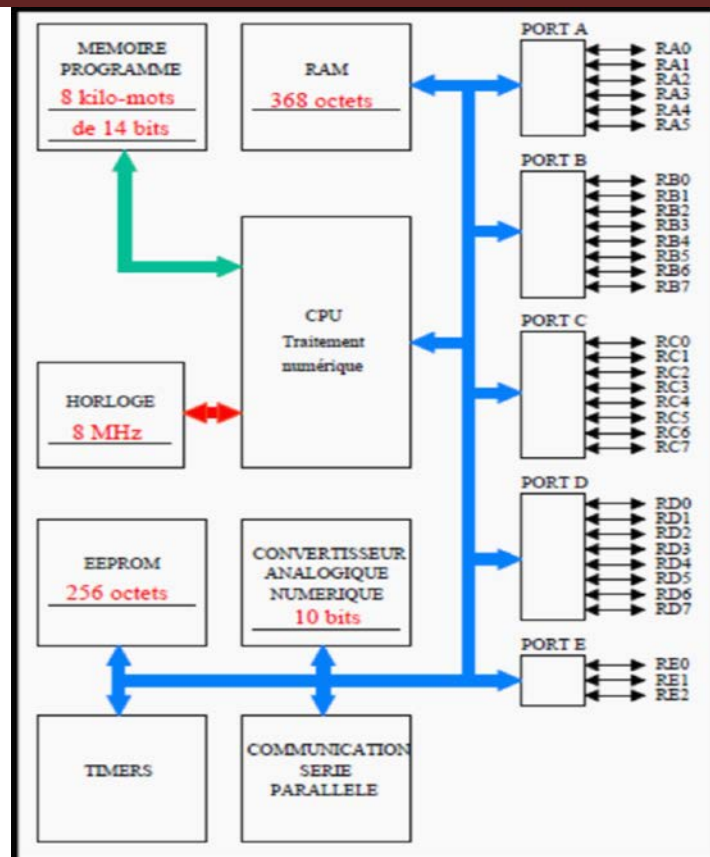


Figure II.11 : Synoptique simplifié du PIC 16F877A [7]

b-Conversion Analogique/Numérique :

b.1-Définition :

Un convertisseur analogique / numérique (CAN) est un dispositif électronique permettant la conversion d'un signal analogique en un signal numérique.

Dans notre cas, nous avons utilisé le convertisseur du PIC 16f877a pour convertir le signal analogique du capteur cardiaque en un signal numérique codé sur 10 bits.

Il y a 4 registres associés au module CAN du 16F877A :

- a) ADRESH : le registre de résultat "Haut".
- b) ADRESL : le registre de résultat "Bas".
- c) ADCON0 : premier registre de contrôle du module CAN.
- d) ADCON1 : seconde registre de contrôle du module CAN.

b.2-Constitution et fonctionnement des registres du CAN:

1) Le registre ADCON0 :

Ce registre est le dernier utilisé par le convertisseur analogique/numérique. Il contient les bits à manipuler lors de la conversion.

b7	b6	b5	b4	b3	b2	b1	b0
ADCS1	ADCS0	CHS2	CHS1	CHS0	GO/DONE	-	ADON

Tableau II.1 : Le registre ADCON0.

- **Bit (7-6): ADCS1:ADCS0:** (A/D Conversion Clock Select bits).

C'est 2 bits permettent de sélectionné la valeur d'horloge pour la conversion :

00 = FOOSC/2.

01 = FOOSC/8.

10 = FOOSC/32.

11 = FRC : Fréquence d'horloge en provenance de l'oscillateur RC du convertisseur analogique numérique.

- **Bit (5-3): CHS2:CHS0:** (Analog Channel Select bits), permet de Sélectionné l'un des canaux qui travail avec la CAN afin d'être convertie par ces bits.

000 = canal analogique 0, (RA0/AN0).

001 = canal analogique 1, (RA1/AN1).

010 = canal analogique 2, (RA2/AN2).

011 = canal analogique 3, (RA3/AN3).

100 = canal analogique 4, (RA5/AN4).

101 = canal analogique 5, (RE0/AN5).

110 = canal analogique 6, (RE1/AN6).

111 = canal analogique 7, (RE2/AN7).

- **Bit 2:GO/DONE** : Ce bit indique la fin de la conversion analogique et permet de lancer la conversion :

1 : lorsque l'on met au niveau logique 1 ce bit alors la conversion est lancée.

0 : lorsque ce bit passe à 0 alors le convertisseur analogique numérique a finit la conversion.

- **Bit 1** : Inutilisés, lu comme « 0 ».
- **Bit 0 : ADON** : (A/D On bit) Ce bit permet de « mettre en route » le convertisseur analogique numérique :

1 = Le module convertisseur A/N est active.

0 = Le module convertisseur A/N non active, les broches d'entrées ne consomment pas de courant.

2) Le registre ADCON1 :

Ce registre est constitue des bits suivants :

b7	b6	b5	b4	b3	b2	b1	b0
ADFM	-	-	-	PDFG3	PCFG2	PCFG1	PCFG0

Tableau II.2 : Le registre ADCON1.

- **Bit ADFM** : Ce bit permet de sélectionner les registres dans lesquels sera stocké le résultat de la conversion :
ADFM=1 : Le décalage ce fait a droit, les 6 bits restant lue comme des 0 sont dans le registre ADRESH.
ADFM=0 : Le décalage ce fait a gauche, les 6 bits restant lue comme des 0 sont dans le registre ADRESL.
- **Bit ADCS2** : Pour déterminé la valeur d'horloge de module CAN ce bit travail avec les bits ADCS1 et ADCS2 de registre ADCON0.
- **Bit 5 et 6** : Ils ne sont pas utilisés.
- **Bit (PCFG3-PCFG0)** : Ces 4 bits permettent de configurer les broches du PIC comme étant des entrées analogiques ou numériques :

3) Les registre ADRESL et ADRESH :

Le convertisseur du PIC16F877A donne un résultat sur 10 bits sauvegarde dans 2 registres. ADRESL et ADRESH. Chaque de ces registre est a 8 bits comme peut rassembler pour formé un registre 16 bits, ce CAN est de résolution de 10 bits, donc il reste 6 bits libre dans les registres, afin de bien lire l'emplacement de 10 bits de la conversion on fait le décalage a droit ou a gauche de ces 10 bits et les 6 bits restante prend la valeur 0.

Le bit **ADFM** de registre **ADCON1** qui ne permet le sens de décalage.

4) Le Registre PIR1 : c'est un registre associée au module CAN.

Bit 7							Bit 0
SPIF	ADIF	RCIF	TXIF	SSPIF	CCP1IF	TMR2IF	TMR1IF

Tableau II.3 : le registre PIR1.

Le bit le plus utilisé pour la conversion est le bit 6 ADIF (Analog to Digital interrupt Flag), ce bit change son état pour indiquer la fin de conversion. L'utilisation d'un microcontrôleur dans un système le rend très puissant. Le cœur de notre carte d'acquisition est un microcontrôleur PIC16F877A. Ce dernier a été détaillé pour bien comprendre ses fonctionnalités.

b.3-Différentes étapes pour programmé CAN :

La conversion s'effectue en différentes étapes :

- Importation et Initialisation la Library de CAN par l'instruction « ADC_init() ».
- Configuré la ou les pattes utilisées du port A en entrée ; par l'instruction « TRISA=1 »
- Défini quelque canaux comme entrée analogique ou numérique a partir de registre ADCON1 (voir tableau II.4).
- Lancement de la conversion
- Attente de la fin de conversion
- Récupération de la valeur numérique par l'instruction « ADC_read (x) » avec x est numéro de la patte de port A.

II.8-l'affichage :

L'affichage est une étape très importants dans les appareils électroniques tels que dans les poussettes seringue pour afficher les anomalies, les données de l'infirmier, le fonctionnement de l'appareil,etc.

-l'afficheur LCD : Les afficheurs à cristaux liquides, autrement appelés afficheurs LCD (Liquid Crystal Display), peut afficher des messages visuels, des caractères alphanumériques, ces type d'afficheurs 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. 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).

Ils sont très utilisés dans les montages à microcontrôleur, et permettent une grande convivialité. Ils peuvent aussi être utilisés lors de la phase de développement d'un programme, car on peut facilement afficher les valeurs de différentes variables.



II.12-Afficheur LCD[18]

III.1-Schéma fonctionnel d'un PSE « PROGRAM1 » :

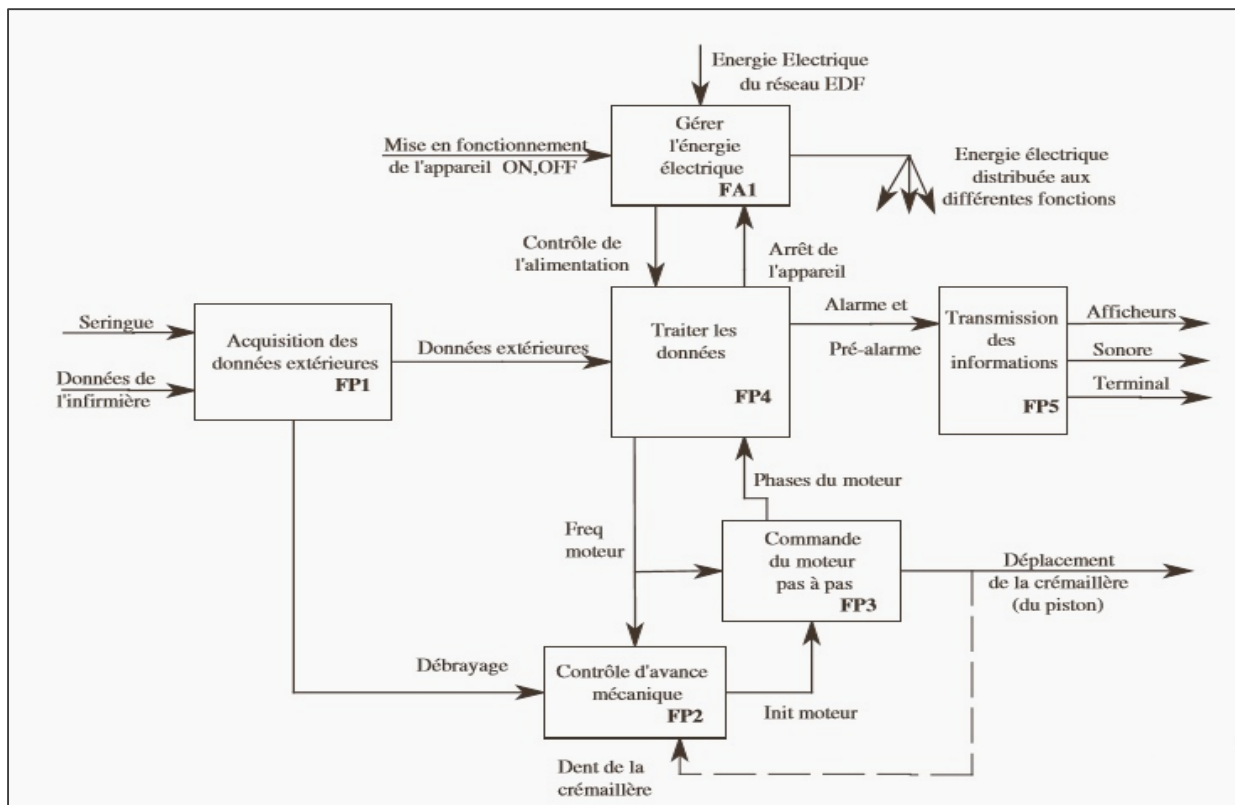


Figure II-13 : Schéma fonctionnel du PSE « programm1 ». [7]

2-Explication des fonctions du schéma fonctionnel de PSE « programm1 » :

A- Alimentation des différentes fonctions du système (FA1) :

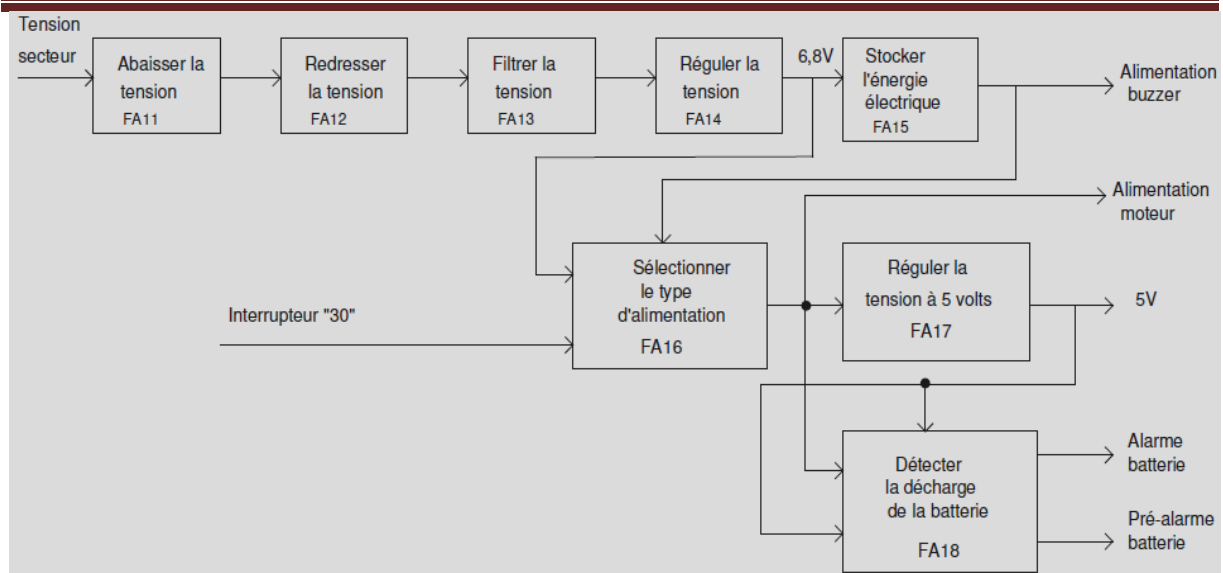
Cette fonction alimente les différentes fonctions en fournissant deux différentes tensions continues 5V et 6.8V (fonctionnement sur secteur) ou 6V (fonctionnement sur batterie). Cette dernière possède aussi des fonctions d'entrées/sorties :

Entrées : - Energie électrique EDF.

- Marche et arrêt de l'appareil.

Sorties : - Tensions continues 5V et 6.8V (fonctionnement sur secteur) et 6V (fonctionnement sur batterie).

- Contrôle de la tension de l'alimentation (alarme batterie ; pré-alarme batterie, présence secteur,...).

Figure II-14 : Schéma fonctionnel 2nd degré de FA1.

A.1- Etude structurale des Fonctions Secondaires de FA1 :

Rôle de FA11 : Elle transforme le signal sinusoïdal alternatif issu du secteur ($U_{\text{eff}}=220\text{V}$; $f=50\text{Hz}$) en un signal sinusoïdal alternatif de valeur efficace abaissée ($U_{\text{eff}}=15\text{V}$; $f=50\text{Hz}$).

Rôle de FA12. Elle transforme le signal alternatif issu de FA11 en un signal redressé (toujours positif).

Rôle de FA13. Elle réduit l'ondulation du signal redressé.

Rôle de FA14. Elle maintient (régule) une tension constante égale à 6,8V quelle que soit la consommation du pousse-seringue.

Rôle de FA15. Elle stocke l'énergie électrique (c'est une batterie) et la restitue sous forme d'une tension continue de 6V.

Rôle de FA16. Elle permet de sélectionner le type d'alimentation (batterie ou secteur) du pousse-seringue.

Rôle de FA17. Elle maintient (régule) une tension constante égale à 5V quelle que soit la consommation du pousse-seringue.

Rôle de FA18. Elle permet de détecter la décharge de la batterie en fournissant 2 signaux électriques d'alarme :

- Pré-alarme batterie = +5 Volts si la tension batterie est inférieure à 6V (se déclenche 2 heures avant la décharge complète); 0V si la tension batterie est égale à 6V.

- Alarme batterie : +5 Volts si la tension batterie est inférieure à 5,8V (c'est la décharge complète de la batterie ce qui provoque l'arrêt de la perfusion); 0V si la tension batterie est supérieure à 5,8V.

A.2- Schéma structurel de FA1 :

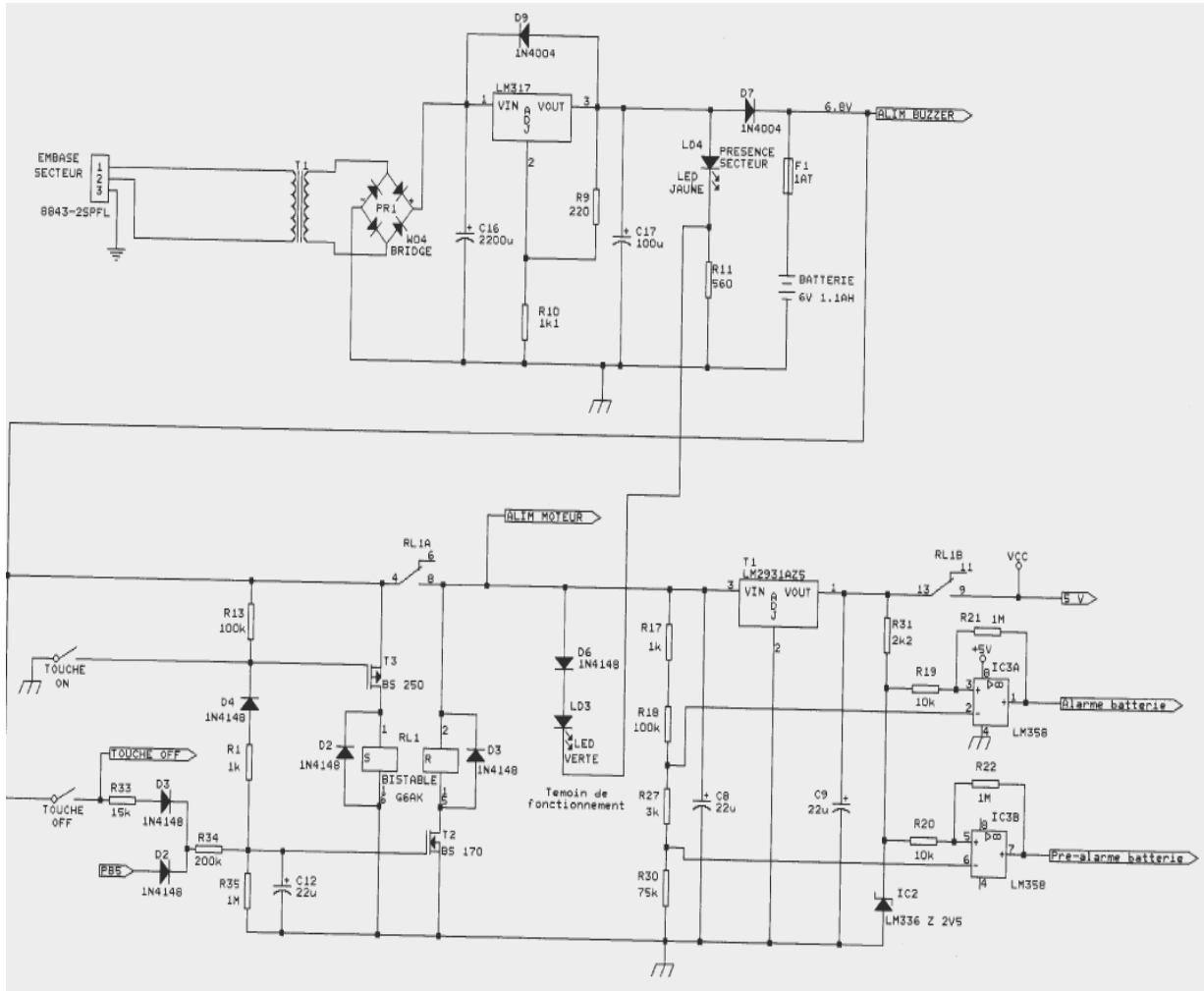


Figure II-15 : Schéma structurel de FA1. [7]

B- Acquisition des données extérieures (FP1) :

Cette fonction se fait par capteurs optiques ou par interrupteurs ou par clavier, elle possède des fonctions d'entries/sorties tel que :

Entries : - Données de l'infirmière, Débrayage, contre - pression, Pré-Alarme (fin de perfusion), position de la seringue et de son maintien.

Sorties : - Information électrique représentant les différentes entrées.

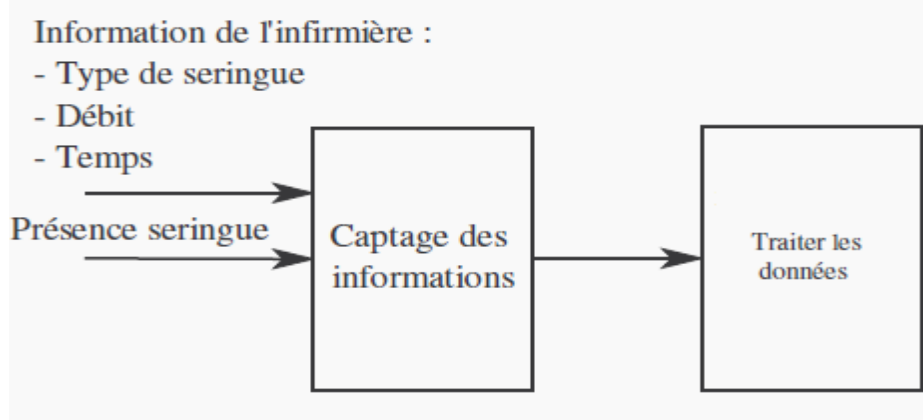


Figure II-16 : Schéma fonctionnel 2nd degré de FP1.

B.1- Schéma structurel de FP1 :

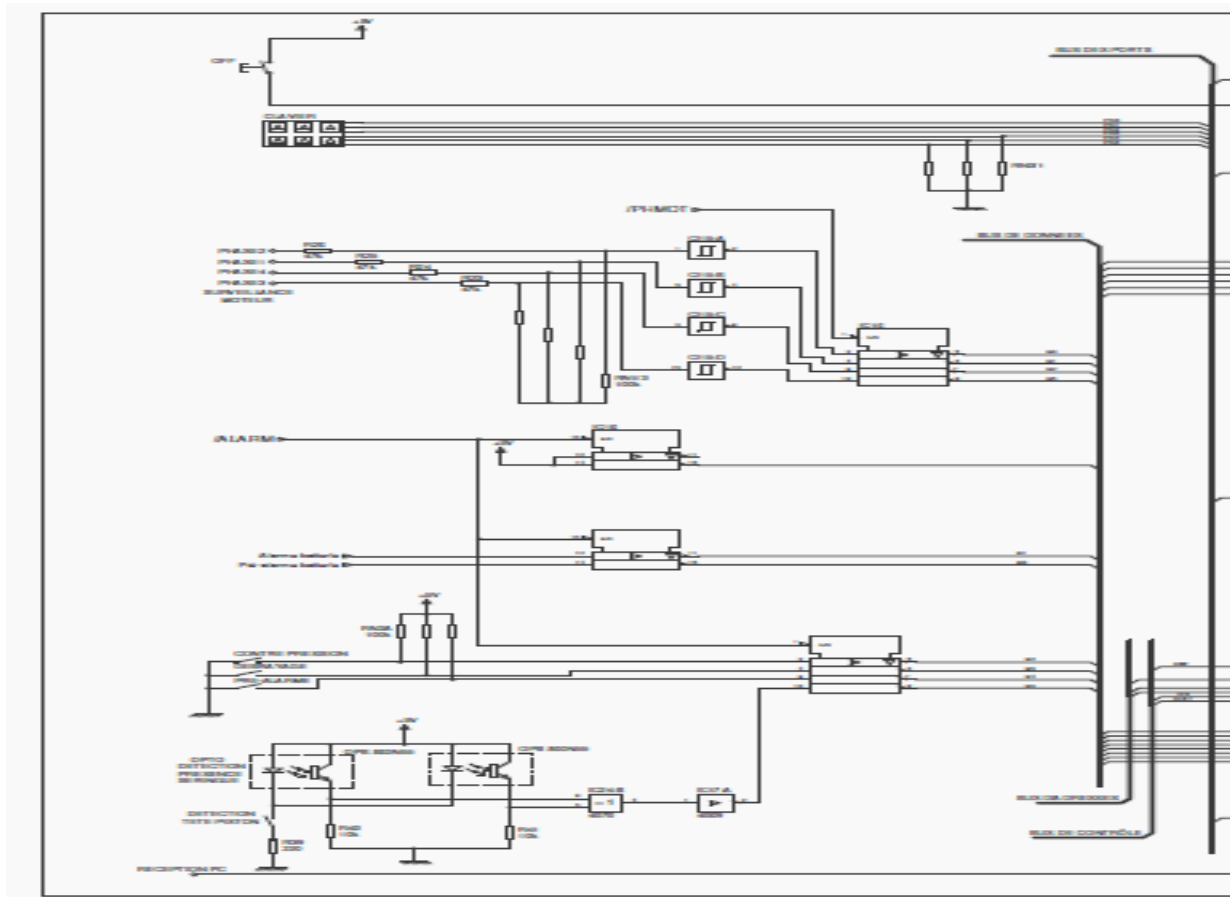


Figure II-17 : Schéma structurel de FP1. [7]

C- Contrôle d'avance mécanique (FP2) :

Cette fonction contrôle la partie mécanique mobile (Vérifie la vitesse d'avance du piston) en faisant un test de sous débit et de sur débit.

Entrées : - Débrayage (pendant une phase de débrayage le piston est libre, cela permet de positionner la seringue).

- Freq moteur : image de la vitesse du moteur (issue de FP4).
- Dent de la crémaillère (pour vérifier le déplacement réel du piston).

Sorties : - Init moteur : Problème, vitesse du moteur non correcte.

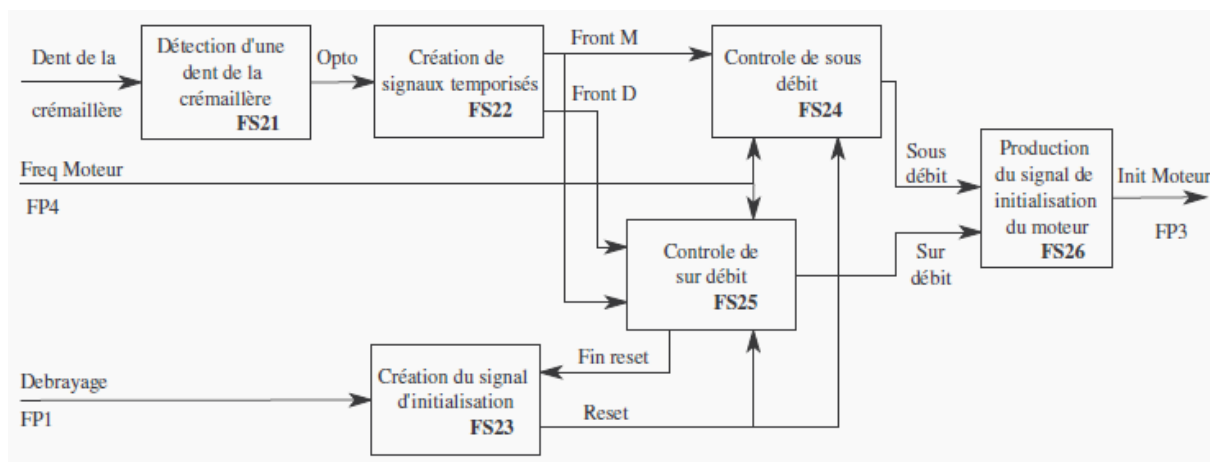


Figure II-18 : Schéma fonctionnel 2nd degré de FP2.

C.1- Etude structurelle des Fonctions Secondaires de FP2 :

Rôle de FS21. Cette fonction détecte la présence d'une dent de la crémaillère par un capteur optique.

Rôle de FS22. Les signaux délivrés par cette fonction sont temporisés.

Rôle de FS23. Le signal de sortie 'Reset' permet d'initialiser les fonctions de contrôle. Il s'active à la mise sous tension et dans une phase de débrayage. Pour le rendre inactif, il faut une impulsion sur son entrée 'Fin reset'.

Rôle de FS24. Elle contrôle si le piston n'est pas trop lent, cas pouvant se produire lors d'une panne du moteur ou d'un blocage de la partie mobile de l'appareil. Si une dent de la crémaillère ne parvient pas avant la 1664^{ème} impulsion du signal 'Freq Moteur' alors l'appareil est en sous débit.

Rôle de FS25. Elle vérifie que le piston n'avance pas trop rapidement, ce serait dû à une mauvaise commande du moteur où un débrayage de l'appareil sans commuter l'interrupteur.

Rôle de FS26. Elle renvoie un signal 'Init moteur' à l'état haut si un des signaux 'Sur débit' ou 'Sous débit' est actif.

C.2- Schéma structurel de FP2 :

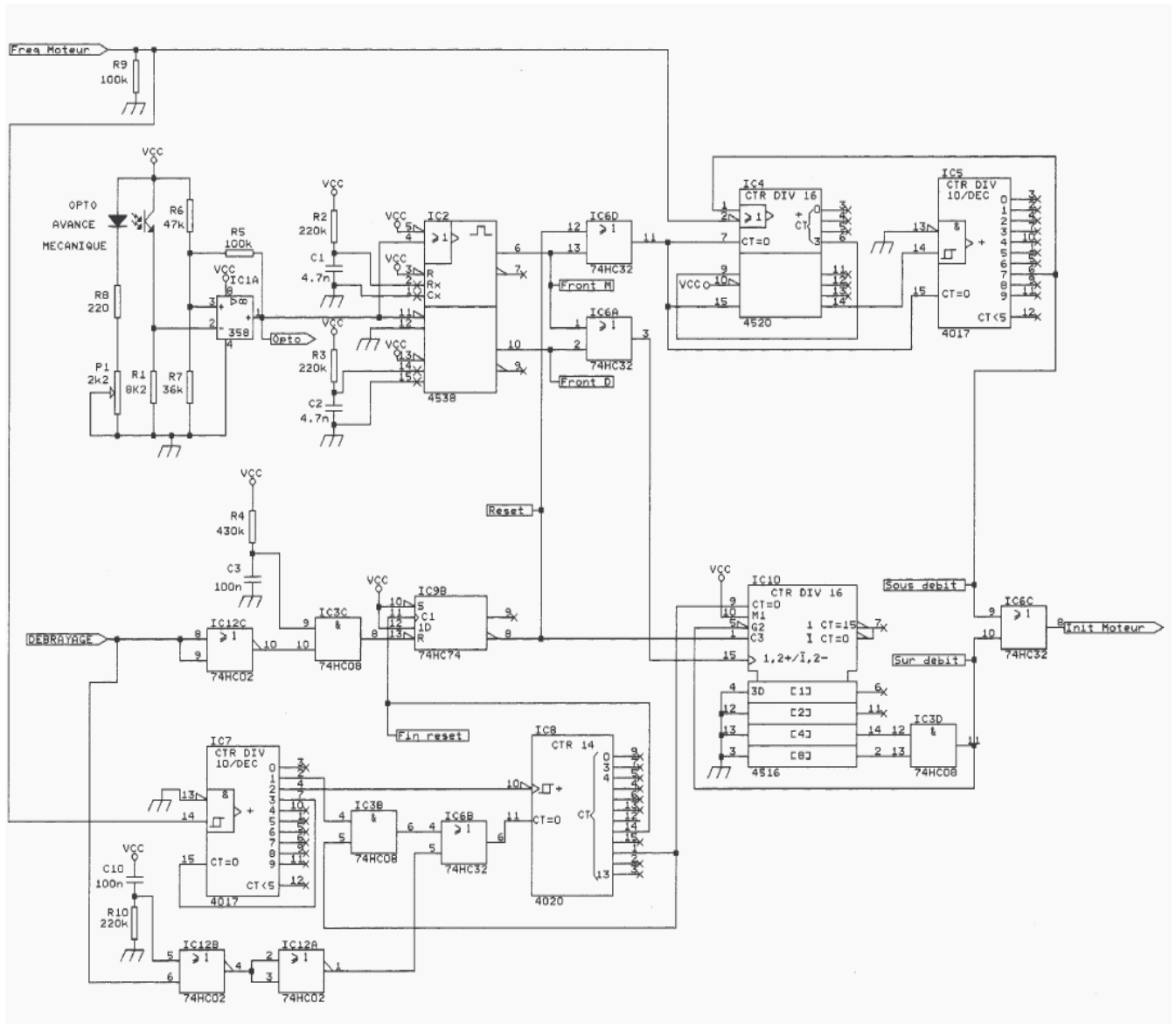


Figure II-19 : Schéma structurel de FP2. [7]

D- Commande du moteur pas à pas (FP3) :

Cette fonction crée les signaux de commande du moteur pas à pas en fonction de la vitesse calculée comme elle possède des fonctions d'entries/sorties :

Entries : - Freq moteur : image de la vitesse du moteur (issue de FP4).

- Init moteur : Arrêt de la rotation du moteur.

Sorties : - Déplacement du piston.

- Phases du moteur.

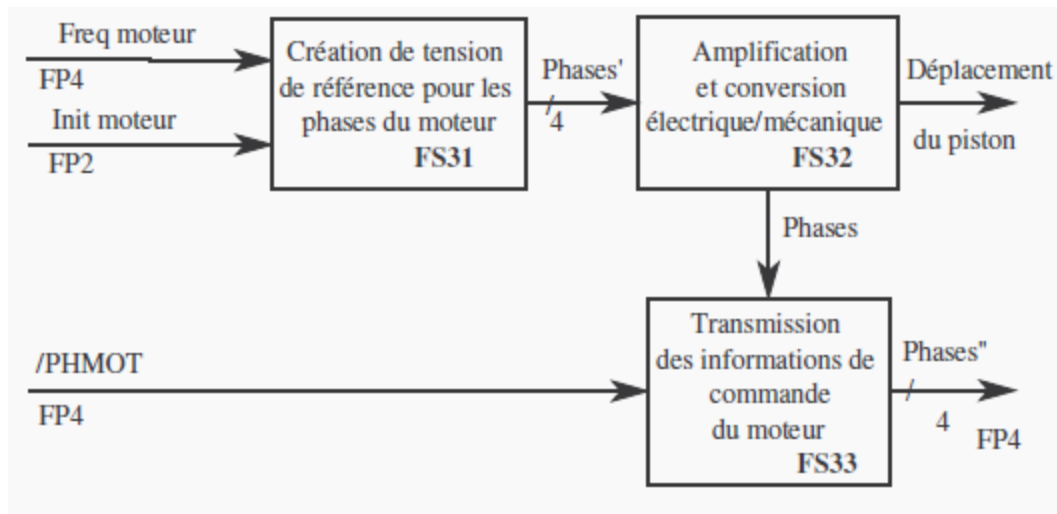


Figure II-20 : Schéma fonctionnel 2nd degré de FP3.[7]

D.1- Etude structurelle des Fonctions Secondaires de FP3 :

Rôle de FS31. Cette fonction crée les différents signaux de commande des phases du moteur.

Rôle de FS32. Cette fonction amplifie les signaux de commande des différentes phases puis convertit l'énergie électrique en énergie mécanique par le moteur pas à pas.

Rôle de FS33. Cette fonction transmet les informations (phases) à la partie de traitement afin de contrôler le fonctionnement du moteur et de déclencher l'alarme (AA) si celui-ci n'est pas correct.

D.2- Schéma structurel de FP3 :

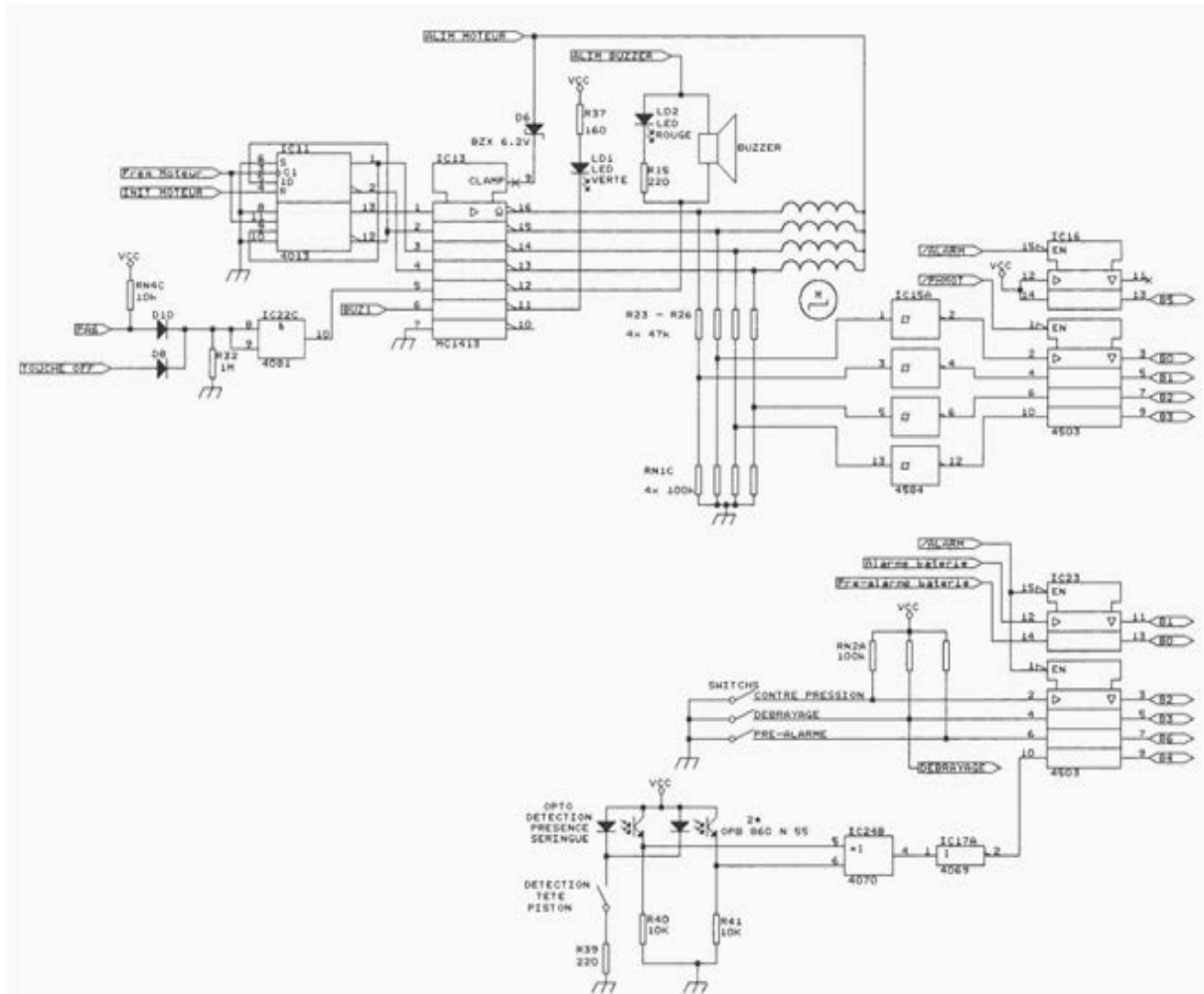


Figure II-21 : Schéma structurel de FP3. [7]

E-Traitement les données (FP4) :

C'est une fonction qui permet de la gestion complète du fonctionnement de l'appareil par carte à microcontrôleur, elle possède des fonctions d'entrées/sorties suivants :

Entrées : - Données extérieures (issues de FP1).

- Contrôle de l'alimentation (vérification de la tension d'alimentation : important pour un fonctionnement sur batterie).

- Phases du moteur pas à pas pour vérifier la commande de celui-ci.

Sorties : - Données à transmettre à l'infirmière (FP5).

- Freq moteur : commande de la vitesse du moteur pas à pas.

- Arrêt de l'appareil

Cette fonction principale FP4 délivre aussi le signal 'freq moteur', qui est la consigne de vitesse pour piloter le moteur pas à pas. Le logiciel permettant de générer ce signal est décomposé de la manière suivante :

- * Saisir les données de l'infirmière (Type de seringue, débit, temps max).
 - * Transmettre les données de l'infirmière vers FP5 pour les afficher.
 - * Rechercher le diamètre de la seringue dans la mémoire (EPROM) connaissant le type de la seringue.
 - * Calcul de la période du signal 'Freq Moteur' connaissant le diamètre de la seringue et le débit (il faut 1200 impulsions pour que le piston du moteur avance de 4mm). *
- Envoyer à chaque période, une impulsion pour que le moteur tourne à sa vitesse calculée.

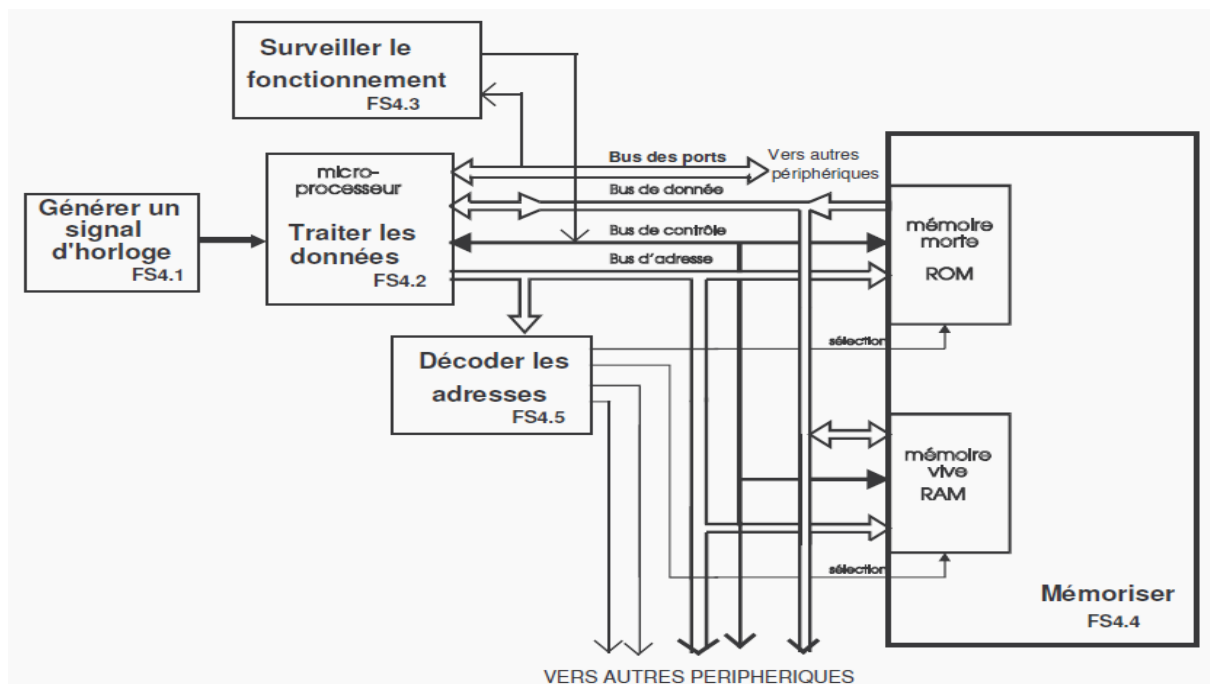


Figure II-22 : Schéma fonctionnel 2nd degré de FP4.[7]

E.1- Etude structurelle des Fonctions Secondaires de FP4 :

Rôle de FS4.1 : Elle génère un signal périodique carré (0 ;+5V) de fréquence 5MHz.

Rôle de FS4.2 : Elle exécute et gère le programme de fonctionnement du pousse-seringue, permettant entre- autre de fournir le signal ‘Fréq Moteur’ (qui est la consigne de vitesse pour piloter le moteur pas à pas) et de gérer les différentes alarmes.

Rôle de FS4.3 : cette fonction appelée ‘chien de garde’ (watch-dog) surveille en permanence le bon déroulement du programme et, en cas d’anomalie, empêche le pousse - seringue de rester dans un état de non - fonctionnement en provoquant la réinitialisation du microprocesseur.

Rôle de FS4.4 : Elle mémorise des données et surtout les diamètres pré - programmés des seringues (EPROM).

Rôle de FS4.5 : Elle permet de sélectionner un des différents périphériques du micro – contrôleur (EPROM, RAM, ACIA, ...) afin qu’ils (1 périphérique avec le micro – contrôleur) puissent échanger des données sans conflit.

E.2- Schéma structurel de FP4 :

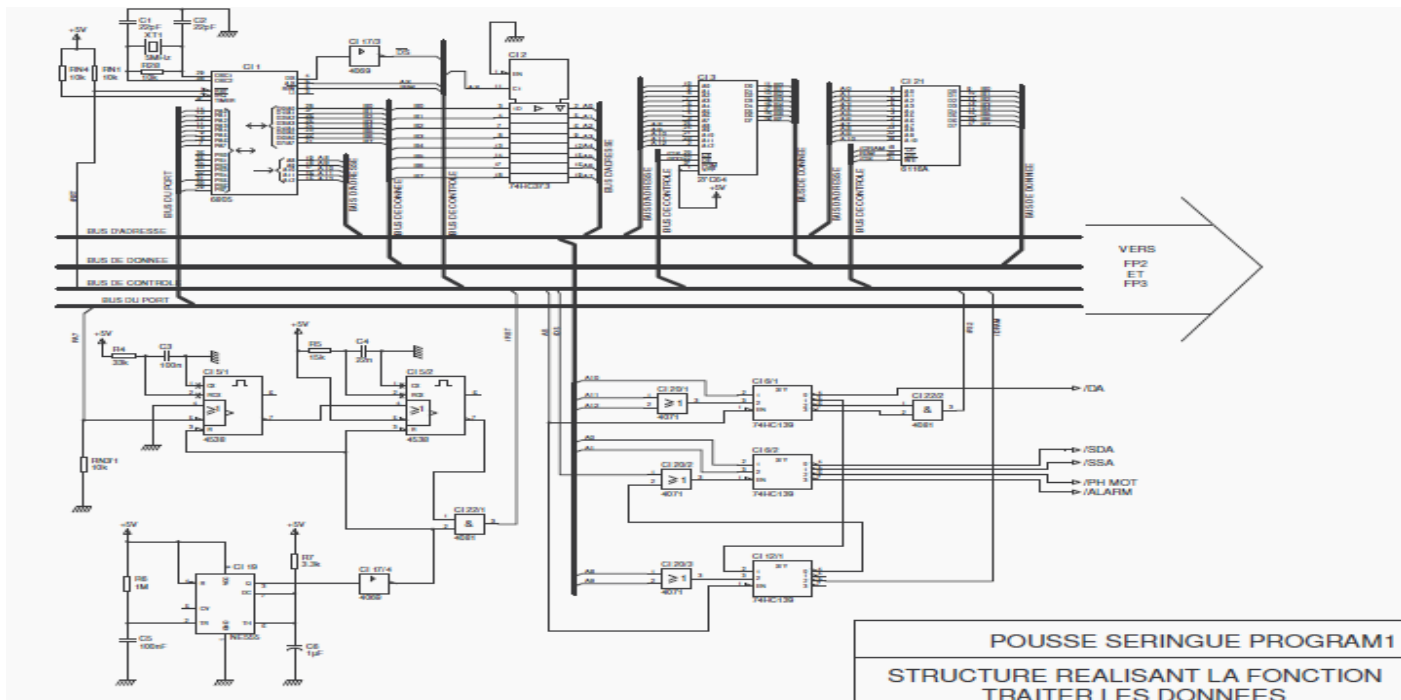


Figure II-23 : Schéma structurel de FP4. [7]

F- Transmission des données à l'infirmière (FP5) :

Cette fonction permet de réaliser plusieurs fonctions d'entrées/sorties tel que :

Entrées : - Données (issue de FP4 : Débit, temps écoulé, type de seringue, alarme et code d'alarme).

Sorties : - Données à afficher sur afficheur LCD.

- Données à transmettre au terminal de surveillance à distance.
- Sonnerie pour prévenir l'infirmière d'une alarme ou d'une pré-alarme.

Des systèmes de contrôle par microcontrôleur assurent l'exactitude des performances tandis qu'un ensemble complet d'alarmes et de témoins offrent une sécurité optimale au patient. En cas de fonctionnement anormal, des alarmes sonores et visuelles se déclenchent. Des messages apparaissant sur l'afficheur à cristaux liquides permettront à l'utilisateur de déterminer rapidement la cause de l'anomalie.

Une liste non exhaustive des différents messages affichés en cas d'anomalie est donnée ci-dessous :

- dES : mécanisme d'entraînement du pousse seringue désengagé ;
- Ser : seringue incorrecte ;
- OCC : pression de perfusion excessive ;
- FIN : fin de perfusion ;
- BAT : batterie déchargée ;
- Er0-9 : dysfonctionnement interne

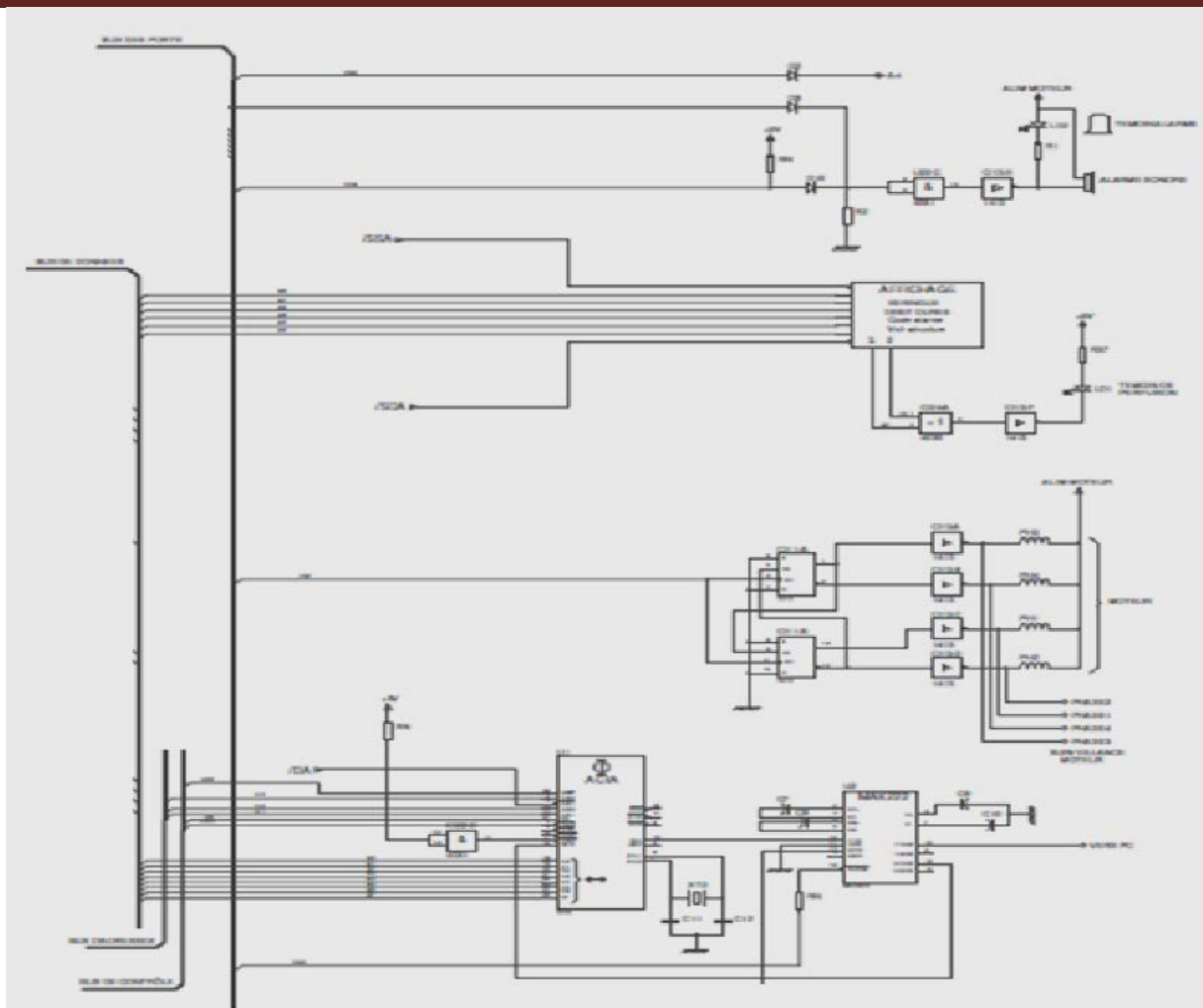


Figure II-24 : Schéma structurel de FP5. [7]

III.2-Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons présenté les différentes parties d'un schéma bloc de l'appareil pousse seringue électrique avec ces circuits.

Un intérêt particulier était porté au microcontrôleur qui assure le bon fonctionnement de cet appareil, comme il était nécessaire de surveiller un certain nombre de paramètres afin de garantir une perfusion correcte.

Les capteurs les plus utilisés dans les pousse seringue électrique sont le capteur optique et le codeur rotatif.

Chapitre III :
Simulation d'un pousse
seringue électrique

III.1-Introduction :

Dans ce chapitre nous nous intéressons à l'étude détaillée d'une marque d'un pousse seringue électrique « programmé » et ensuite à la description de la simulation d'une application sur cet appareil.

La programmation des microcontrôleurs PIC est supportée par plusieurs langages de programmation tel que : MikroC for PIC, MPLAB, MikroBasic PRO for PIC, HI-TECH C for PIC...etc. Dans notre projet nous avons opté pour le compilateur de MikroC qui est un compilateur en langage C (langage évolué) et qui permet d'intégrer certaines routines en assembleur. Ce choix est à la fois un choix personnel et technologique.



Figure III-1 : Pousse seringue électrique « PROGRAM1 ». [19]

III.2 : Simulation d'une pousse seringue électrique

Pour développer la simulation de notre appareil, nous avons subdivisé notre travail en deux étapes:

IV.1 Programmation:

L'activité de programmation est un jeu d'instructions dans laquelle, il suffit d'enchaîner des instructions élémentaires pour parvenir à exécuter le programme demandé (tache voulue).

IV.1.1-Logiciel utilisé :

Le logiciel utilisé est MikroC qui est un puissant outil pour les microcontrôleurs Pic et autre. Il est conçu pour fournir au programmeur la solution la plus simple possible pour développer des applications pour les systèmes embarqués, sans compromettre les performances ou le contrôle. Le MikroC permet de développer et déployer des applications complexes:

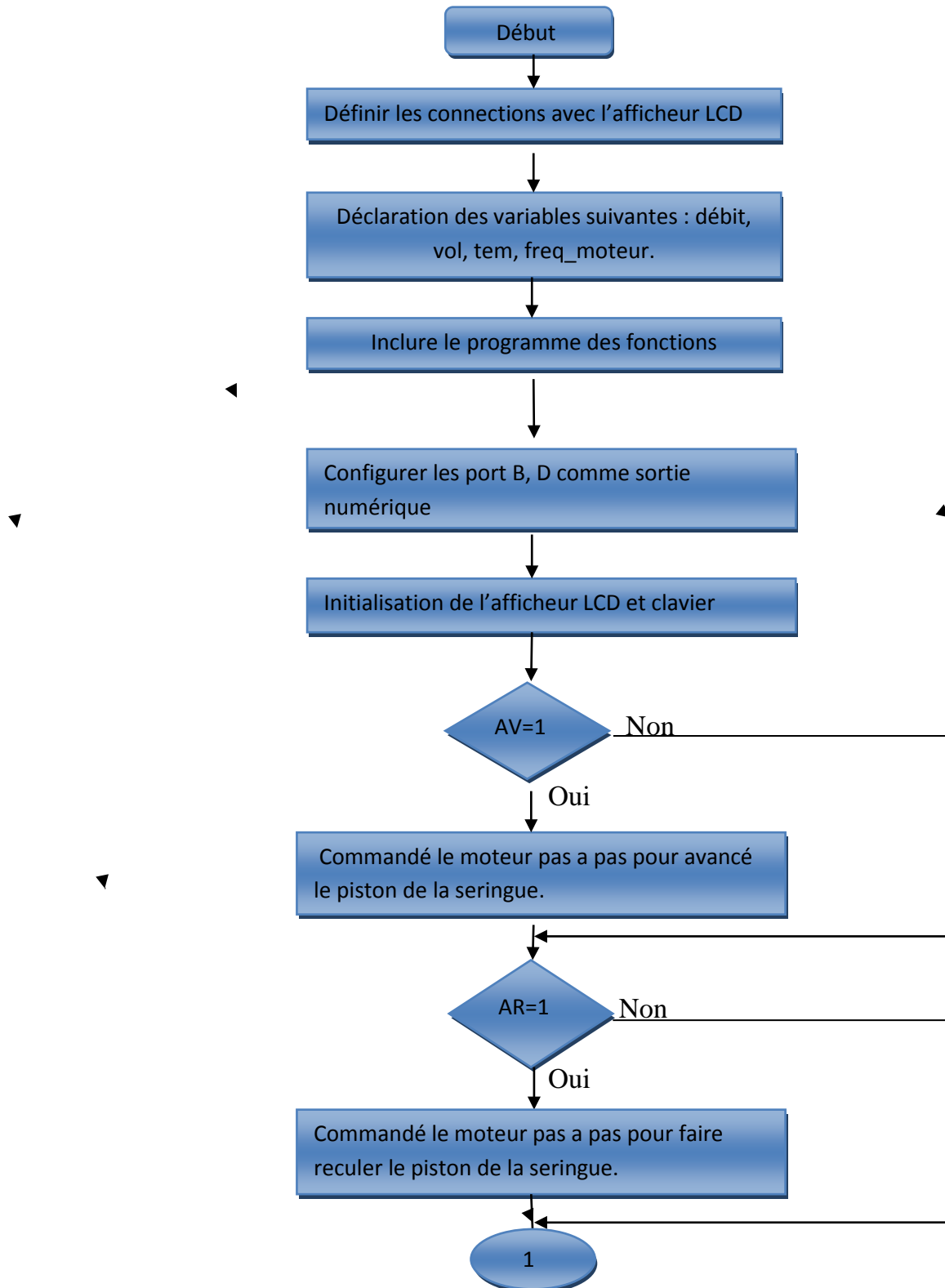
- Écrire un code source C en utilisant le très avancé éditeur de code.
- Utiliser les bibliothèques du MikroC fait accélérer considérablement le développement (acquisition de données, la mémoire, affichage, les conversions, les communications.....etc.).
- Associé à sa capacité à pouvoir gérer la plupart des périphériques rencontrés dans l'industrie (RS232, CAN, USB, PWM, afficheurs LCD alphanumériques et graphiques, afficheurs LEDs à 7 segments, ...etc.).

IV.1.2-Organigramme :

Ce projet avait comme objectif d'établir un programme qui permet a l'aide des boutons poussoirs de saisir les données de l'infirmière (volume de seringue, temps max) et ensuite calcul le débit et la période du signal 'Freq Moteur' et envoyer à chaque période, une impulsion pour que le moteur tourne à sa vitesse calculée.

Notre organigramme est composé d'un programme principal et deux sous programme qui sont deux fonction jeu un rôle important pour obtenir les résultats final.

IV.2-Organigramme principal:



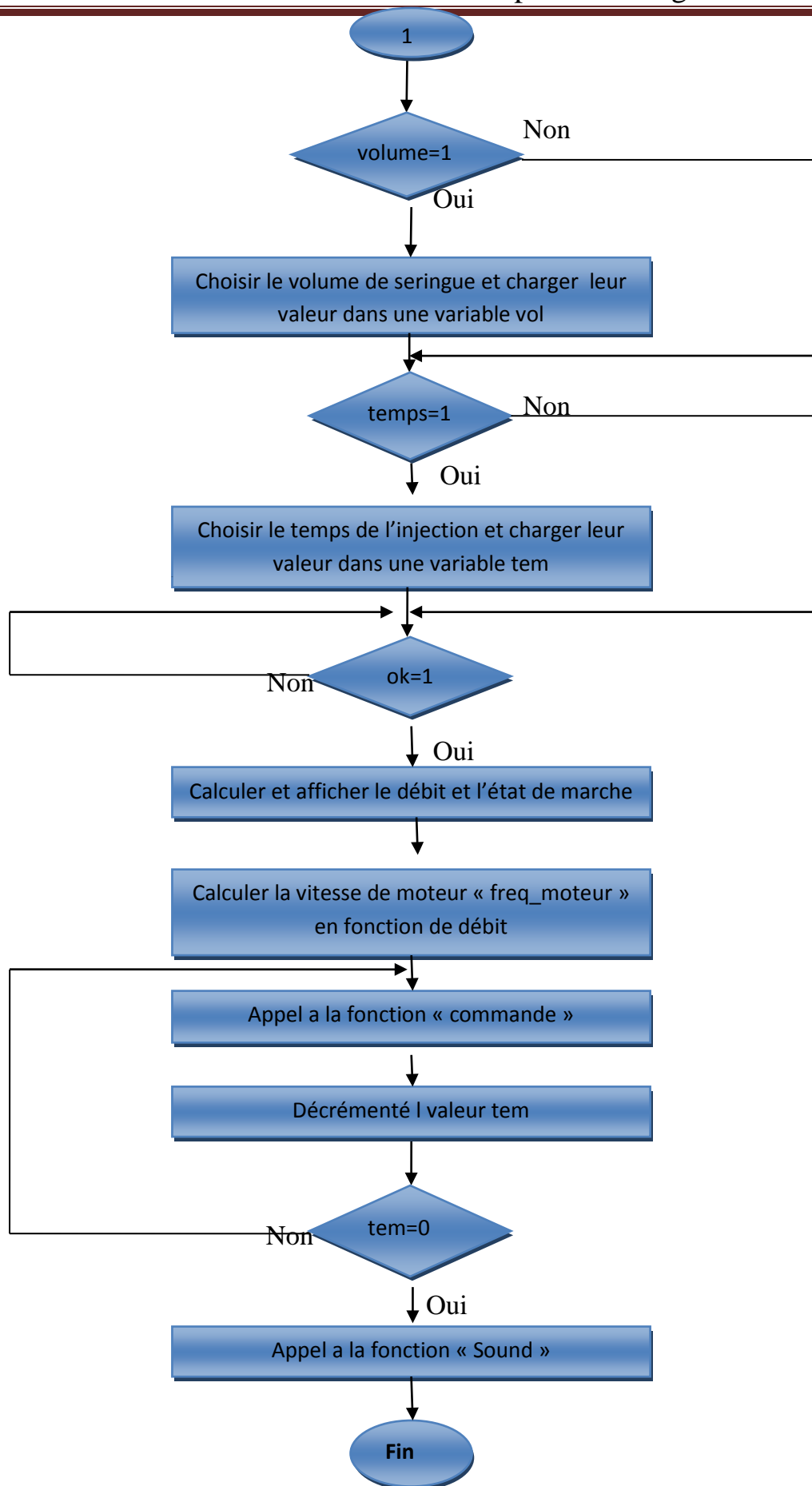


Figure III.2 : Organigramme principal.

IV.2.1-La fonction « commande » :

Cette fonction délivre le signal 'freq moteur', qui est la consigne de vitesse pour piloter le moteur pas à pas.

IV.2.2-La fonction « Sound » :

Cette fonction permet de générer une fréquence qui déclenche une alarme une fois l'injection est fini ou une anomalie est détecter.

Remarque :

Dans la phase terminale, une fois le fichier source compilé et simulé, il va falloir transférer le fichier code-machine dans la mémoire du PIC. Et le meilleur moyen c'est d'utilisé un programmeur (USB auto alimenté) et son logiciel de transfert adapté connu sous le nom de " PICKit 2 v2.61". La figure au-dessous illustre la fenêtre de configuration du programmeur géré par PICKit2 v2.61.

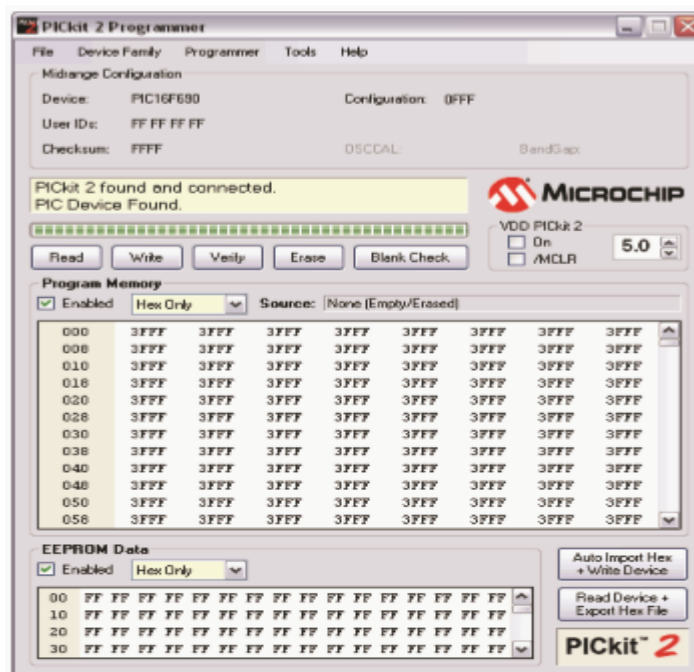


Figure III.3 : Configuration du programmeur géré par PICKit 2 v2.61.

Pour pouvoir transférer le programme dans la mémoire du PIC on procède comme suit:

Ce logiciel peut détecter le PIC automatiquement. La puissance de ce logiciel est capable de programmer une multitude de composants (différent PIC et EEPROM) cependant il est recommandé d'effacer le PIC avant toute nouvelle programmation. On charge ensuite le fichier *.HEX de notre programme en cliquant sur l'icône "Auto Import Hex".

V. Le PROTEUS:

Après l'obtention du programme compilé, le besoin d'émuler son bon fonctionnement devient une nécessité puisqu'il nous permet d'avoir une idée claire sur le côté matériel, et de pouvoir visualiser le comportement du PIC avec ses périphériques.

Dans notre cas nous avons opté pour le logiciel "PROTEUS" qui nous a permis de charger facilement le programme compilé dans la mémoire du PIC. Il nous a également permis de mieux visualiser le bon déroulement du programme que ce soit en références ou en conception des circuits imprimés.

Durant l'étape d'essai de la carte développée, la vitesse du piston de la seringue est considérée comme la vitesse de moteur pas à pas qu'on peut visualiser sur PROTEUS.

Le schéma que nous avons élaboré par "ISIS" sous "PROTEUS" représente l'ensemble des composants électroniques constituant le système que nous avons simulé. Le microcontrôleur PIC16f877a et l'afficheur LCD sont visibles sur l'interface graphique donnée sur la figure III.17 qui représente la réalisation de notre système sur logiciel PROTEUS.

1-Test et mise en marche :

a-Circuit général :

La figure III.17 ci-dessous montre notre circuit général ainsi simulé sur logiciel PROTEUS :

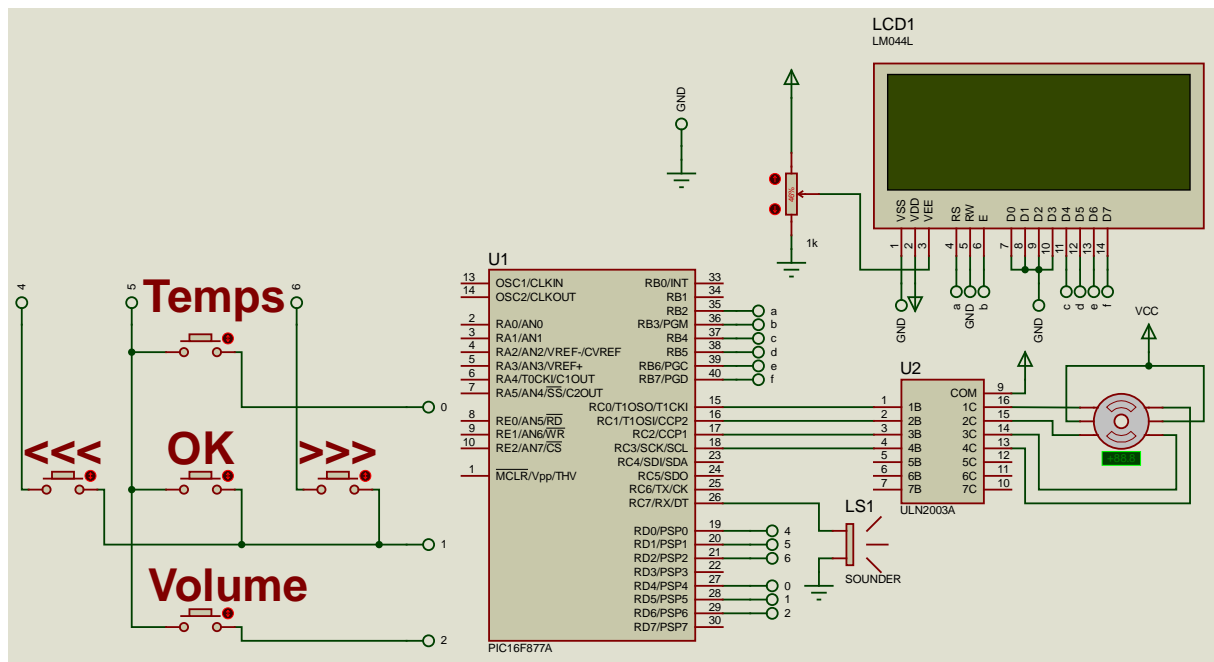


Figure III.4 : Schéma de la carte de pousse seringue électrique a simulé.

2-Description des composants utilisés :

a-Microcontrôleur 16f877a :

L'utilisation d'un microcontrôleur dans un système le rend très puissant. Le cœur de notre carte d'acquisition est un microcontrôleur PIC16F877A. Ce dernier contient un convertisseur analogique numérique, qui est un dispositif électronique permettant la conversion d'un signal analogique du capteur optique en un signal numérique codé sur 10 bits.

b-Afficheur LCD :

L'affichage est réalisé par un afficheur à cristaux liquides LCD (4 lignes et seize colonnes). Cet afficheur possède deux modes de fonctionnement le premier est le mode 8 bits qui est le branchement normal des 8 lignes de données; le

deuxième est le mode 4 bits qui utilise seulement 4 lignes de données (D7, D6, D5, D4), les autres lignes sont mises à la masse. Le microcontrôleur va envoyer 4 bit puis 4 autres bits à des fréquences élevées, c'est le mode que nous allons utiliser pour éviter l'encombrement des lignes sur la carte réalisée. Il est alimenté sous 5 Volts, son brochage est représenté dans le tableau III.1.

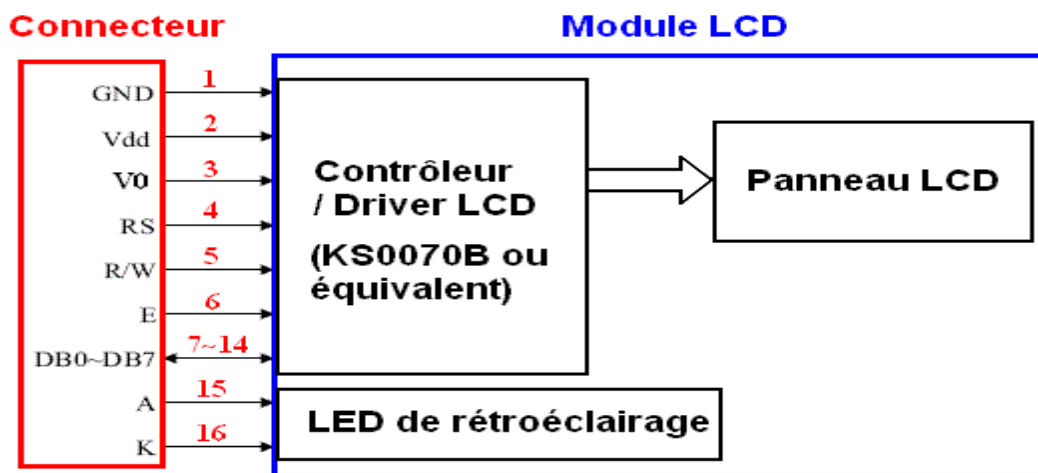


Figure III.5. Schéma fonctionnel d'un LCD.

No	Nom	Rôle de la broche
1	Masse	Alimentation : masse 0 V de l'afficheur
2	Vcc	Alimentation : +5 V de l'afficheur
3	Vo	Réglage de contraste entre 0 et +5 V (plus proche de la masse)
4	RS	Commutation du registre entre les instructions « 0 » et les données « 1 »
5	R/W	Commutation entre lecture « 1 » (Read) et écriture « 0 » (Write)
6	E	Entrée de validation (activation sur le front descendant de l'impulsion positive)
7	D0	Bus de données à trois états : « 0 », « 1 », ou haute impédance
8	D1	
9	D2	
10	D3	
11	D4	
12	D5	
13	D6	
14	D7	
15	BI+	Anode du rétro éclairage (+5 V)
16	BI-	Cathode du rétro éclairage (masse)

Tableau III.4. Rôle et nom de chaque broche de LCD.

Communication entre pic 16f877a et LCD :

En effet, le transfert des 8 bits de données se fait en 2 fois. On commence par transmettre les 4 bits de poids forts (DB7~DB4) puis les 4 bits de poids faibles (DB3~DB0).

Dans notre cas, la commande du module LCD nécessite 7 broches.

Vu du côté du microcontrôleur, cela se fait par utilisation de l'interface 4 bits comme suit :

3 sorties (reliées aux 3 entrées RS, R/W et E du module LCD)

4 broches (reliées au bus de données DB7~DB4) :

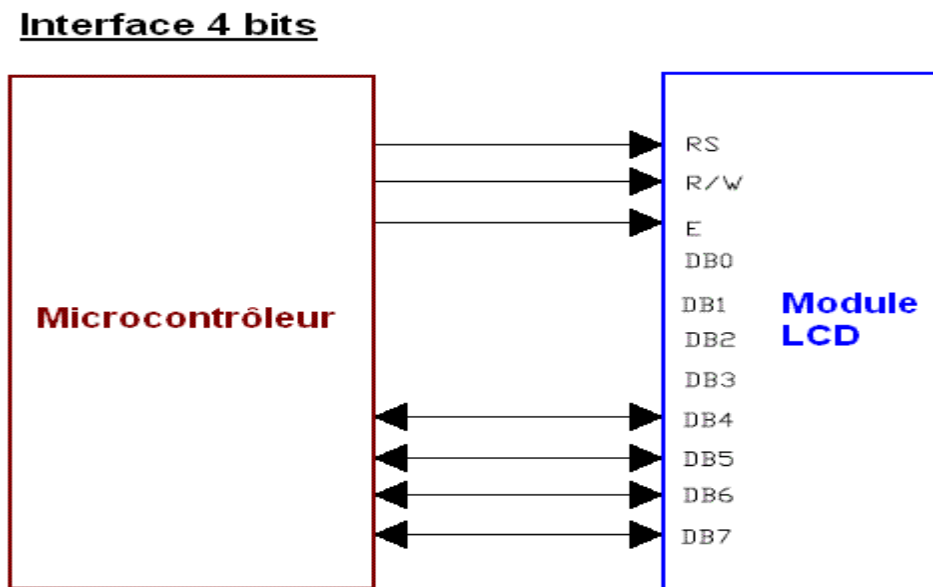


Figure III.6 : Connexion entre le PIC et LCD.

Remarque : pour configurer la connexion entre PIC et LCD il faut déclarer le module de connexion dans le programme de commande d'afficheur LCD.

```
// LCD module connections
sbit LCD_RS at RB4_bit;
sbit LCD_EN at RB5_bit;
sbit LCD_D4 at RB0_bit;
sbit LCD_D5 at RB1_bit;
sbit LCD_D6 at RB2_bit;
sbit LCD_D7 at RB3_bit;
```

```

sbit LCD_RS_Direction at TRISB4_bit;
sbit LCD_EN_Direction at TRISB5_bit;
sbit LCD_D4_Direction at TRISB0_bit;
sbit LCD_D5_Direction at TRISB1_bit;
sbit LCD_D6_Direction at TRISB2_bit;
sbit LCD_D7_Direction at TRISB3_bit;
// End LCD module connections

```

c-Clavier :

Est un système à boutons poussoir utilisés pour entrer des données numériques ou alphanumériques dans le système de microcontrôleur. Les Claviers sont disponibles dans une variété de tailles et de styles de 2* 2 à 4* 4 ou même plus grand. Dans notre projet, un clavier 3*3 est utilisé composé de 5 boutons poussoir chacun réalise une fonction tel que : (marche avant, marche arrière, ok, volume, temps).

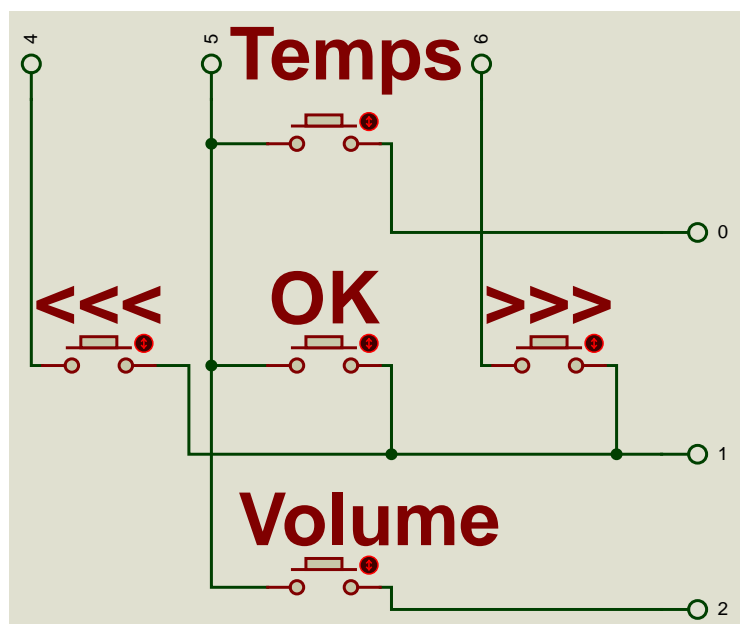


Figure III.7 : Clavier à utilisé dans la simulation.

d-Moteur pas à pas : Les moteurs pas-à-pas peuvent être de type bipolaire ou unipolaire.

Les moteurs bipolaires s'appellent ainsi car pour faire tourner l'axe, il faut inverser la polarité de l'alimentation de leurs bobines, selon une séquence bien précise.

Les moteurs unipolaires s'appellent ainsi car ayant un double enroulement, il n'est pas nécessaire d'inverser la polarité d'alimentation.

Les moteurs bipolaires sont plus courants car à puissance égale, ils sont de plus petites dimensions que les unipolaires.

C'est pour cette raison que l'on préfère utiliser les bipolaires lorsque l'on rencontre des problèmes d'espace dans un appareil.

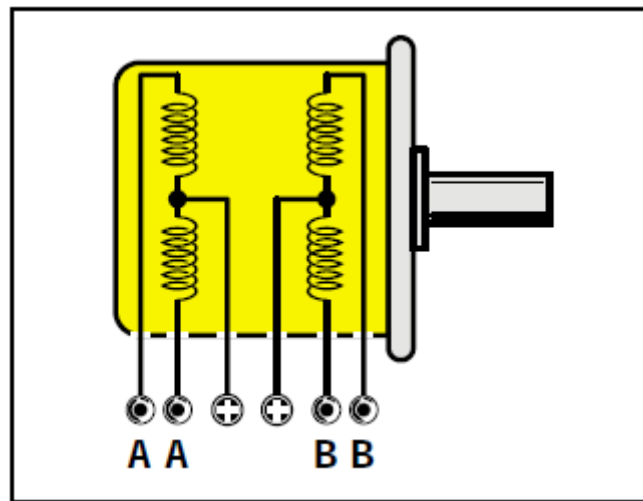


Figure III.8 : Moteur pas à pas bipolaire.

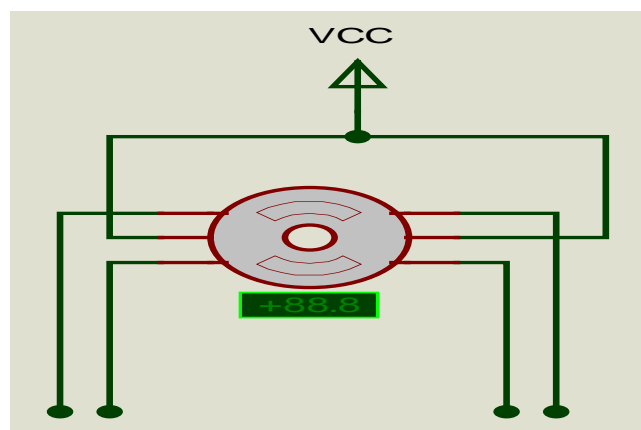


Figure III.9 : Moteur pas à pas disponible sur proteus

Si on applique une tension sur les deux bobines A-A, l'aimant sera attiré vers ces deux bobines, et on obtiendra alors la rotation d'un pas (voir figure III.10-A). Si on retire la tension des deux bobines A-A pour l'appliquer sur les bobines B- B, l'aimant sera attiré vers ces deux bobines et on obtiendra alors la rotation d'un autre pas (voir figure

III.10-B). Si on applique la tension sur les bobines A-A, mais avec une polarité inversée, l'aimant sera alors attiré vers ces deux bobines et on obtiendra alors un autre pas de rotation (voir figure III.10-C).

Pour obtenir encore un autre pas de rotation, on devra appliquer une tension de polarité inversée sur les bobines B-B (voir figure III.10-D).

Donc, pour faire effectuer un tour complet à l'axe du moteur, on devra appliquer de façon séquentielle une tension sur les bobines A-A, puis sur les bobines B-B, puis à nouveau, mais avec une polarité inversée, sur les bobines A-A et sur les bobines B-B.

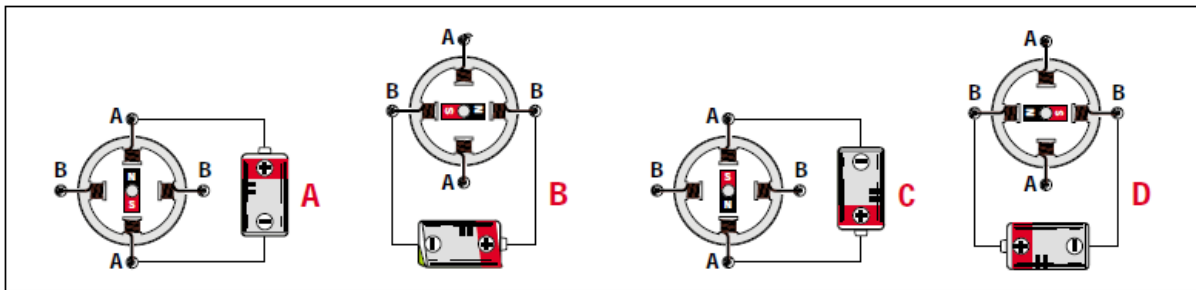


Figure III.10 : Séquences et la polarité d'alimentation à appliquer sur les bobines A-A et B-B

f-Darlington ULN2003a : est un réseau de sept transistors NPN Darlington (voir la figure suivante) capables de produire 500 mA, 50 V de sortie. Il comporte des diodes flyback à cathode commune pour la commutation des charges inductives. Leur rôle est l'amplification de courant issue de microcontrôleur qu'il commande le moteur pas à pas.

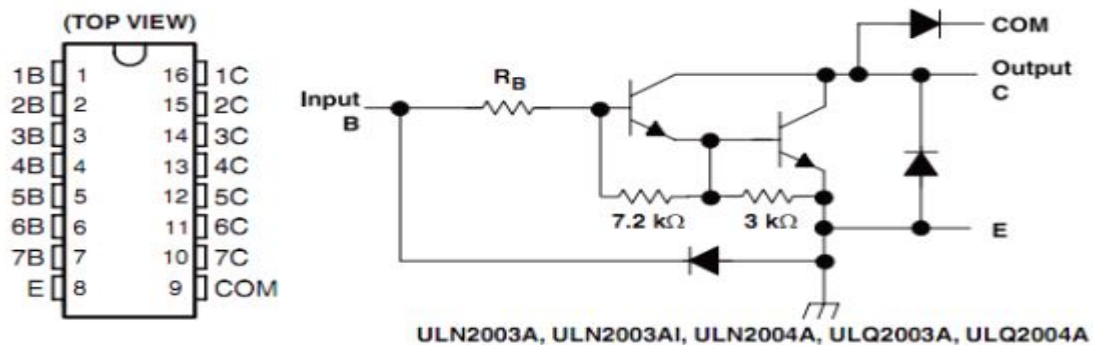


Figure III.11 : Darlington ULN2003a [20]

Le transistor Darlington est la combinaison de deux transistors bipolaires de même type (tous deux NPN ou tous deux PNP), résultant en un composant hybride qui a encore des caractéristiques de transistor. Ces deux transistors peuvent être intégrés dans un même boîtier. Le gain en courant du Darlington est égal au produit des gains de chaque transistor. Le montage est le suivant : les collecteurs sont communs et correspondent au collecteur du Darlington ; l'émetteur du transistor de commande est relié à la base du transistor de sortie ; la base du transistor de commande et l'émetteur du transistor de sortie correspondent respectivement à la base et à l'émetteur du Darlington.

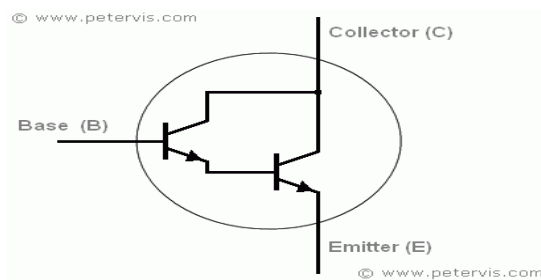


Figure III.12 : Le transistor Darlington NPN.[21]

3-Test et mise en marche :

Suite à la simulation de cet appareil, un ensemble de tests est appliquée pour confirmer son bon fonctionnement, pour cette raison nous avons testé cet appareil.

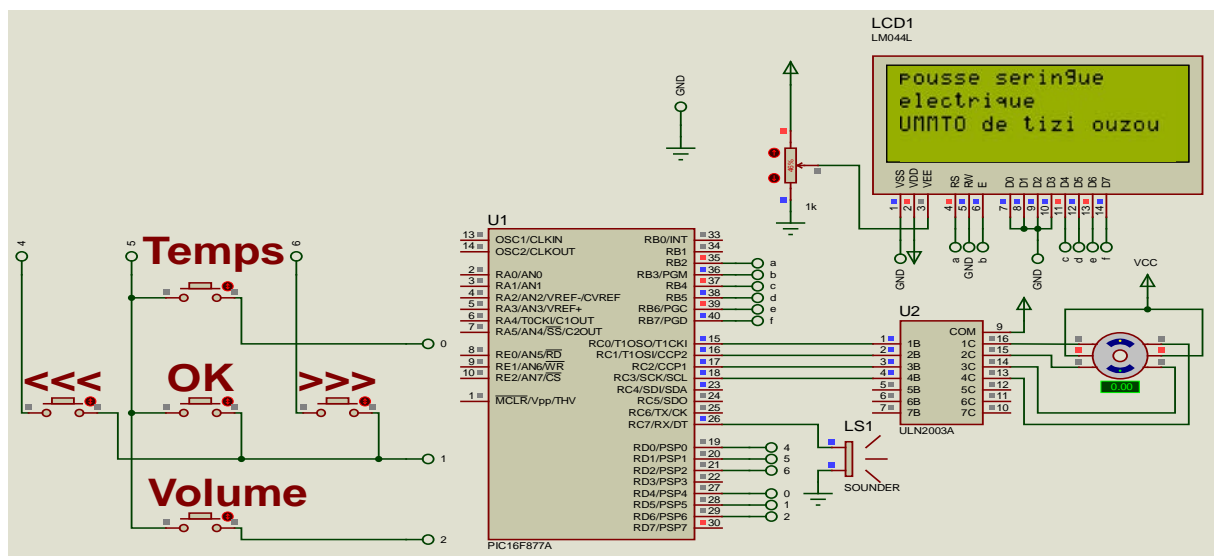


Figure III.13.Circuit général du pousse seringue électrique.

Pour lancer le fonctionnement de cette appareil a simulé il faut choisir le volume de la seringue a utilisé et le temps d'injection et ensuite cliquer sur ok, le programme est calculé le débit et ensuite déclare l'état de l'appareil et tout ça est affiché sur l'afficheur LCD et commande le moteur pas à pas grâce à la fréquence du moteur calculer.

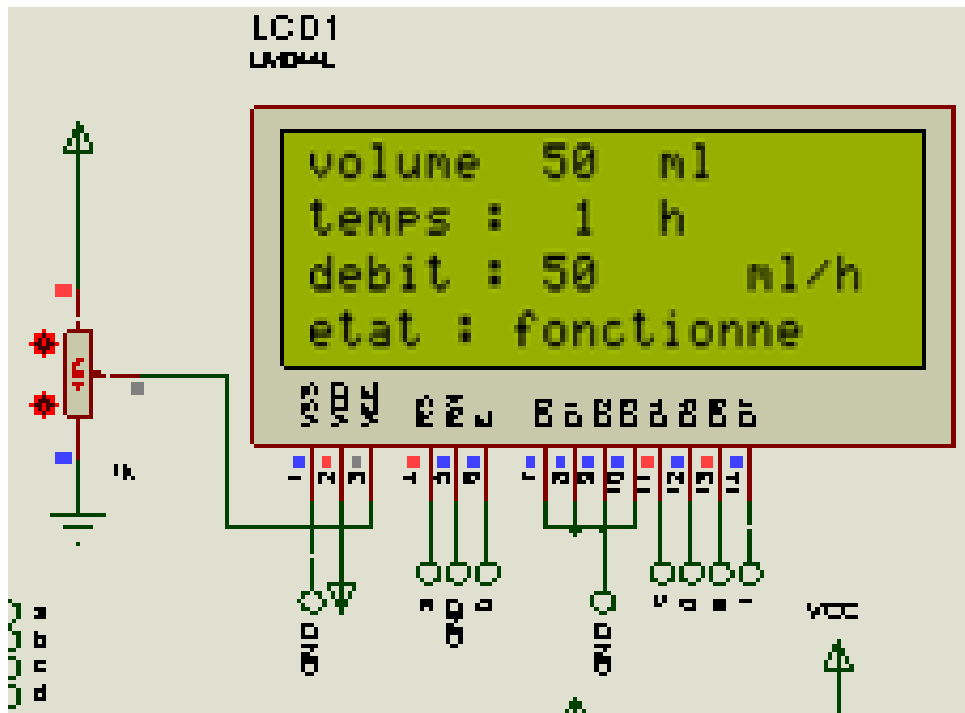


Figure III.14. Test du pousse seringue électrique a l'état fonctionnel.

Si on ne donne pas le volume et le temps d'injection ou l'un de ces paramètres, un message « erreur » sera affiché sur LCD et bloquer le fonctionnement de l'appareil. (Voir figure III.15)

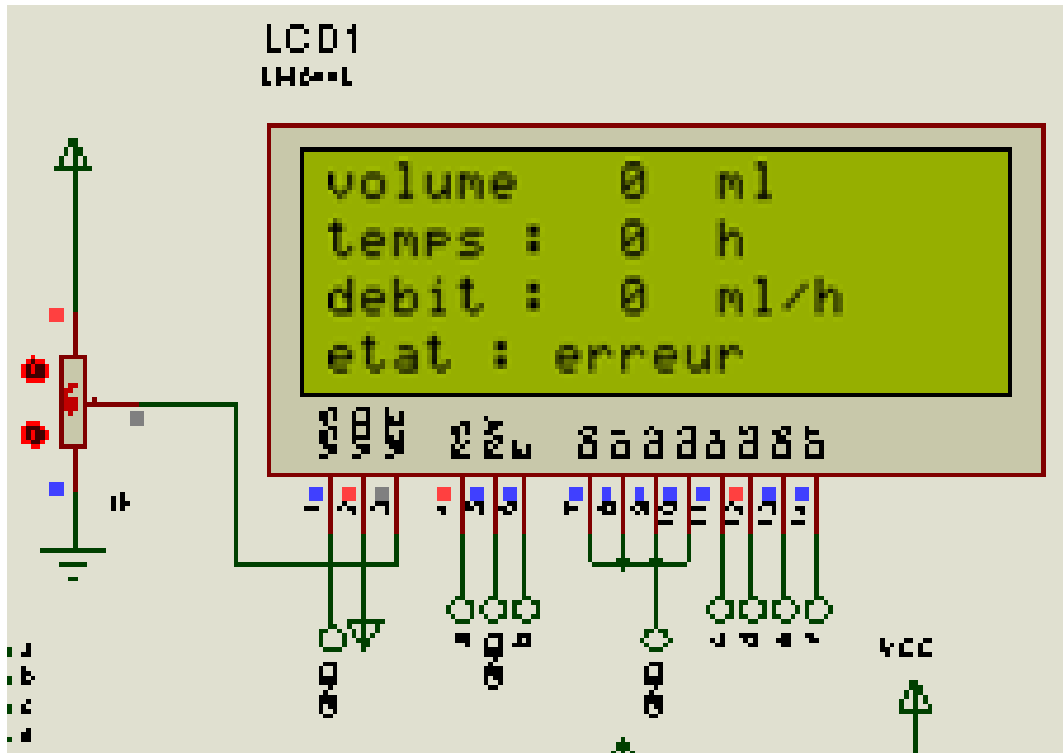


Figure III.15. Test du pousse seringue électrique a l'état erreur.

Si l'injection est terminer, le moteur pas à pas vas s'arrêté et un signal sonore se déclenchera avec un message « fin d'injection » sera afficher sur LCD.

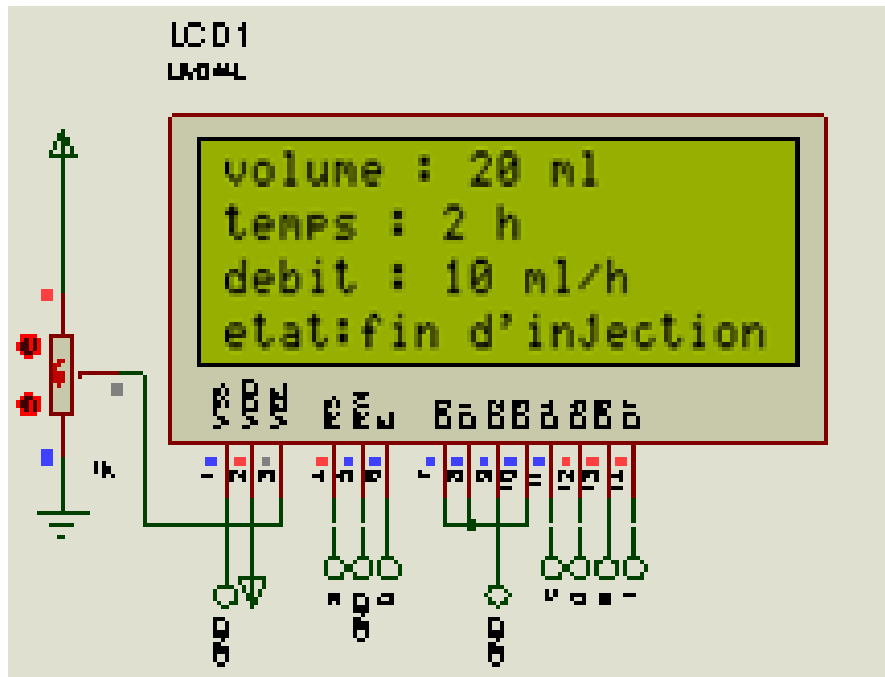


Figure III.16 : Test du pousse seringue électrique a l'état fin d'injection

III.3-Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons présenté la partie analogique et digitale de PSE « PROGRAM1 » qui est une marque très répandue dans le milieu médicale.

Ce projet nous a permis d'étudier théoriquement les différents blocs d'un pousse seringue électrique et de comprendre ce dispositif qui constitue un outil indispensable dans les soins médicaux.

La simulation de la carte PSE était particulièrement portée sur le choix de composants, permettant de répondre aux différentes caractéristiques auxquelles ce dernier doit répondre.

Conclusion générale :

Le principal objectif de ce travail est l'étude et la simulation d'un pousse seringue électrique, afin de faciliter les soins médicaux.

Cet appareil est constitué de capteurs, un afficheur et un moteur pas à pas et un système sonore relié au microcontrôleur, ce dernier fonctionne sur un patient en plaçant la seringue sur le site d'injection. Une infirmière règle à l'aide d'un clavier les paramètres du pousse seringue électrique. Ce dernier possède un microcontrôleur qui gère le fonctionnement de l'appareil et qui délivre une fréquence qui est la consigne de vitesse pour piloter le moteur pas à pas. Aussi, un système sonore peut être déclenché pour indiquer erreur de fonctionnement ou fin d'injection.

En guise de perspectives, et avec les diverses fonctionnalités qu'offre cet appareil, des améliorations peuvent être envisagés pour poursuivre ce projet :

- Utilisation d'un système pour détection de quelque pannes qui peuvent arriver à l'utilisateur (batterie faible, insuffisante de la tension d'alimentation, absence de secteur ou de la batterie,... etc.).
- Il peut aussi être programmé d'une manière à ce que dès qu'il détecte une anomalie de fonctionnement de l'appareil, un message soit envoyé vers l'utilisateur.

Pour conclure, on souhaite que ce modeste travail puisse répondre favorablement aux besoins des futurs utilisateurs et servir comme outil d'aide.

Bibliographie

- [1] : Simone Bertrand-Renaud, S. Bertrand, J. Mols, Je construis mes apprentissages en sciences: au premier degré, De Boeck Education, 2004
- [2]: Bas Wijnen, Emily J. Hunt, Gerald C. Anzalone, Joshua M. Pearce, 2014.
- [3] : F. Baudoin, M. Lavabre, Capteurs : principes et utilisations, Éd. Casteilla, 2007
- [4] : Patrice Oguic - Editions techniques et scientifiques (ETSF) 2004 (2e édition)
- [5] : Johnny Vaughan Ed Allen Starring top buzzer edition 2004.
- [6] : Christian Tavernier Applications des microcontrôleurs PIC - 4ème édition, 2011 et Datasheet of pic 16f877a.
- [7] : C. VRILLEAUD pousse seringue électrique program1 édition 2008.
- [8] ; http://www.omedit-centre.fr/Valve_web_gen_web/co/exerciceValve.html
- [9] : <http://slideplayer.fr/slide/10578631/>
- [10] : http://www.distrimed.com/product_info.php?products_id=6804
- [11] : http://www.distrimed.com/product_info.php?products_id=8625
- [12] ; <http://ppe2010.kazeo.com/analyse-fonctionnelle-c27818910>
- [13] : <https://sti2d.ecolelamache.org/ressources/EE/premiere/TP/serie%203/site%20web%20capteurs/index.html?Systemebarrage.html>
- [14] : <http://generation.elec.free.fr/ressources/fonctacqueririnfo/acqueririnfo03.htm>
- [15] : <http://rco.fr.nf/index.php/2016/07/06/codeurs-et-robotique/>
- [16] : <http://www.francrobotique.com/moteurs-pas-%C3%A0-pas/328-moteur-pas-a-pas-bipolaire-27v-art0328-pololupoids-180g-dimensions-35-x-35-x-36-mm-consommation-2000-ma-resolution-200-pas-tensi.html>
- [17] : https://www.sonelec-musique.com/electronique_theorie_buzzers.html
- [18] : <https://simple-duino.com/progressbar-arduino/>
- [19] : http://gilles.berthome.free.fr/01-systemes_techniques/03-Pousse_seringue/03-Pousse_seringue.htm
- [20] : <https://www.eevblog.com/forum/beginners/led-display-driver-using-darlington-array/>

[21] :https://www.petervis.com/GCSE_Design_and_Technology_Electronic_Products/Transistor_as_a_Switch/Transistor_as_a_Darlington_Switch.html

Résumé

Le pousse seringue électrique est un appareil médical permettant d'administrer de manière très précise et en continue, un traitement intraveineux à partir d'une seringue dont le débit sera adapté manuellement en ml/h.

Le circuit général de notre pousse seringue électrique est composé de deux parties élémentaires. Une première partie analogique et une autre numérique.

Le traitement des données, vu que le biomédical est un domaine très sensible, Pour cela, nous avons utilisé un microcontrôleur programmé par le logiciel MikroC.

Un ensemble de tests sont appliqués pour confirmer son bon fonctionnement, la vitesse d'avance du piston et le débit a injecté sont on fonction de la vitesse de moteur pas a pas.

Mots clé :

PSE: pousse seringue électrique.