

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE  
MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR DE LA RECHERCHE  
SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE ABOU BEKR BELKAID –TLEMSEN-

FACULTE DE TECHNOLOGIE

DEPARTEMENT DE GENIE ELECTRIQUE ET ELECTRONIQUE

Mémoire de projet de fin d'étude pour l'obtention du diplôme de  
Master 2 en Electronique Biomédicale

**Etude et réalisation d'un prototype d'un pousse  
seringue électrique commandé par temporisateur  
médical**

**Présenté par :**

- Mr. GUELAI Faudel Riad
- Mr. MEDJAHDI Yassine

**Membres du jury :**

- |                          |                   |
|--------------------------|-------------------|
| • Mr. DJEBARI Abdelghani | Président du jury |
| • Mr. KERAI Salim        | Examineur         |
| • Mr. HAMZA CHRIF Lotfi  | Encadreur         |

**Année universitaire 2011/2012**



Remerciement  
Et  
Dédicaces

# Remerciement

## **Nous remercions**

**Le Bon Dieu le Tout Puissant Pour son aide et Pour la patience et la volonté Qu'il nous a Donnée pour réussir Ce Modeste Travail.**

**Au Terme de ce travail, nous voudrions aussi adresser nos sincères remerciements à Mr. Hamza Cherif Lotfi pour son encadrement et son encouragement tout au long de ce projet.**

**Nous tenons, également à remercier les membres du jury  
Mr.Djebbari et Mr.Karai Salim.**

**Qui ont accepté d'évaluer ce modeste travail.**

**Guelai Faudel Riad et Medjahdi Yassine.**

## **DEDICACES**

Je dédie ce mémoire à :

Mes parents

Mes frères

Ma famille

Tous les amis, collègues et camarades de promotion

Tous ceux qui nous sont chers

**F.R.GUELAI**

Je dédie ce mémoire à :

Mes parents

Mes frères

Ma famille

Tous les amis, collègues et camarades de promotion

Tous ceux qui nous sont chers

**Y.MEDJAHDI**

Remerciement  
Et  
Dédicaces

# Remerciement

## **Nous remercions**

**Le Bon Dieu le Tout Puissant Pour son aide et Pour la patience et la volonté Qu'il nous a Donnée pour réussir Ce Modeste Travail.**

**Au Terme de ce travail, nous voudrions aussi adresser nos sincères remerciements à Mr. Hamza Cherif Lotfi pour son encadrement et son encouragement tout au long de ce projet.**

**Nous tenons, également à remercier les membres du jury  
Mr.Djebbari et Mr.Karai Salim.**

**Qui ont accepté d'évaluer ce modeste travail.**

**Guelai Faudel Riad et Medjahdi Yassine.**

## **DEDICACES**

Je dédie ce mémoire à :

Mes parents

Mes frères

Ma famille

Tous les amis, collègues et camarades de promotion

Tous ceux qui nous sont chers

**F.R.GUELAI**

Je dédie ce mémoire à :

Mes parents

Mes frères

Ma famille

Tous les amis, collègues et camarades de promotion

Tous ceux qui nous sont chers

**Y.MEDJAHDI**

# Sommaire:

Introduction générale.....	9
Chapitre 1 : .....	10
Généralité sur le Pousse-seringue.....	10
1-Introduction.....	10
2-Le Principe de fonctionnement (3).....	10
3- Avantages et inconvénient d'un PSE (1) .....	11
4- Applications Médicale des PSE .....	12
4.1 Anesthésie et réanimation .....	12
4.1.1 La réanimation.....	13
4.2 Bloc opératoire et Urgence.....	14
4.3 Cardiologie .....	14
4.4 Néonatalogie.....	14
5- Conclusion .....	15
Chapitre2 : Type et mode d'administration d'un PSE.....	16
2.1 Introduction .....	17
2.2 Les Différents Types de PSE.....	17
2.2.1 Pousse Seringue a Simple Voie.....	17
2.2.2 Pousse Seringue a Double Voie .....	18
2.3 Les Différents Modes d'administration des PSE.....	19
2.3.1 Le mode perfusion continue .....	19
2.3.2 Le mode TIVA (Total Intra Veinous Anaesthesia) .....	19
2.3.3 Le mode AIVOC (Anesthésie Intra Veineuse à Objectif de Concentration).....	20
2.4 Les PSE et la pression .....	20
2.5 Détection des surpressions (occlusions).....	21
2.6 Modalités d'utilisation.....	21
2.7 Débits des perfusions.....	22
2.8 Conclusion .....	23
Chapitre 3 : Réalisation et étude du Prototype .....	25
3.1 Introduction .....	25
3.2 Temporisateur médical (medical timer). .....	26
3.3 Réalisation électronique du temporisateur. ....	26
3.4 Fonctionnement .....	28
3.3 Les différent Bloc de Notre Système.....	28

3.3.1 NE555 En Astable .....	29
3.3.1.1 Étude approfondie sur NE555 .....	29
3.3.1.2 Fonctionnement En Astable .....	30
3.3.2 Remise a zéro du systeme .....	32
3.3.3 Déviseur de fréquence .....	33
3.3.3.1 les CMOS CD4040 .....	34
3.3.3.2 Fonctionnement .....	35
3.3.3.3 Choix et réglage du délai .....	36
3.3.3.4 Le Fonctionnement pendant le délai .....	36
3.3.3.5 Le Fonctionnement Après le délai .....	37
3.3.4 Alimentation .....	39
3.4- Partie : étude et réalisation du pousse seringue .....	40
3.4.1 Partie électromagnétique .....	41
3.4.1.1 Choix du moteur .....	41
3.4.1.2 Etude théorique sur les moteurs pas a pas .....	42
3.4.1.2.1 Transmission .....	43
3.4.1.2.2 Moteur pas à pas linéaire .....	43
3.4.1.2.3 Les Moteurs à deux phases (ou bipolaire) .....	44
3.4.1.2.4 Caractéristiques .....	44
3.4.1.2.5 Constitution .....	44
3.4.1.2.6 Fonctionnement .....	45
3.4.1.2.7 Caractéristiques .....	45
3.4.1.3 Alimentation du Moteur Pas a Pas : .....	45
3.4.2 Partie Mécanique .....	46
3.5- Amélioration du Prototype .....	47
3.5.1-Mécanique : .....	47
3.5.2-Electronique .....	47
3.6- Conclusion .....	48
Chapitre 04 : Phase de Teste des Différent Partie du Prototype .....	51
4.1 Introduction .....	51
4.2 Procédure à suivre .....	51
4.3 Partie simulation .....	52
4.3.1 Pendant le délai .....	52
4.3.1.2 Bloc Générateur de signal carré .....	52
4.3.1.3 Bloc Deviseur de Tension (Commande Moteur) .....	54
4.3.1.4 La sortie Q6 de IC1 .....	55
4.3.1.5 La sortie Q11 de IC1 .....	56

4.3.1.6 La sortie Q8 de IC1 .....	57
4.3.1.7 La sortie Q9 de IC1 .....	58
4.3.1.8 La sortie Q10 de IC1.....	58
4.3.1.9 La Sortie Au point A.....	59
4.3.1.10 Sortie Au point B.....	60
4.4 Phase de teste de Notre Circuit.....	61
4.4.1 Temporisateur Médical.....	62
4.4.2 Teste de Pousse Seringue .....	62
5- conclusion .....	63

## Introduction générale

Pendant des Siècles l'homme a toujours Cherché à prolonger son existence et d'améliorer les conditions de vie en appliquant les progrès des sciences et les techniques à la médecine.

Les Technologies de l'électronique biomédicales représentent donc une source majeure de mutation des pratiques médicales. Elles sont remarquables par leurs diversités comme par leur évolutivité, d'où elles couvrent un champ d'activité étendu, depuis la recherche fondamentale jusqu'à l'usage en milieu médicale des produits de l'industrie.

Dans ce projet de fin d'étude on s'intéresse à une des applications de l'électronique dans le domaine médicale, Plus exactement dans la réanimation et les blocs opératoire. Notre projet Consiste à étudier, réaliser et mettre en Œuvre un Pousse seringue électrique commander par un Temporisateur Médical.

Nous allons deviser notre projet en quatre partie, ainsi dans le premier chapitre on commencera par définir quelques généralités sur les Pousses Seringues, tout se qui est nécessaire a connaitre et le domaine d'usage suivie par les différents types existants et leurs administration, dans le deuxième chapitre on passera à étudier notre réalisation avec les principaux objectifs que nous devons atteindre. Et dans le chapitre trois nous schématiserons notre système sous forme d'un circuit électronique et on essayera d'expliquer son fonctionnement. Et on finira par les différents testes appropriée pour chaque élément de notre circuit tout on définissant son rôle et son schéma électronique qui lui correspond dans le dernier chapitre.

# Chapitre 1 :

## Généralité sur le Pousse-seringue

### 1-Introduction

Le pousse seringue électrique, ou la seringue auto-pousseuse (anglais : Syringe pump, syringe infusion pump.), sont utilisés pour administrer au patient une thérapie à débit constant ou à débit variable, à des vitesses lentes voir très lentes des solutions concentrées [1]. Ils doivent vaincre la contre-pression due aux résistances à l'écoulement au sein des lignes de perfusion (tubulure, prolongateur, filtres, cathéter...) et aux pressions intra vasculaires régnant au niveau du site d'injection. Pour cela il nécessite une source d'énergie interne (batterie) et/ou externe (220V, batterie externe) et utilise l'énergie mécanique fournie par un Moteur électrique pour pousser sur le piston d'une seringue afin de transférer la solution contenue vers la circulation du patient.

L'utilisation d'un pousse seringue électrique, PSE, permet de perfuser un produit médicamenteux injectable, de façon précise et régulière, sur une longue période. On parle également de pompe à débit constant [1].

### 2-Le Principe de fonctionnement [2]

Le système combine des parties mécaniques, électriques et électroniques (Figure1). La partie mécanique sert de support pour les différents types de seringues. Elle comprend un berceau et un piston qui vont recevoir le corps de la seringue. Le berceau est généralement muni d'un capteur et d'une encoche pour verrouiller la seringue. La collerette du piston se fixe sur le chariot du piston de seringue au moyen de griffes. Il comprend également un système de capteurs qui vont permettre de vérifier la bonne position de fixation du piston. Le piston du PSE se déplace grâce à un système de vis sans fin qui va littéralement pousser le contenu de la seringue vers le circuit patient. Cette partie mécanique est mue par un moteur électrique alimenté soit par le secteur, soit par une batterie, ce dernier fait progresser régulièrement le piston de la seringue grâce à une vis sans fin. Il est commandé par un système électronique permettant de signaler des dysfonctionnements grâce à des alarmes.

L'utilisation d'une batterie est primordiale pour la sécurité, puisqu'elle permet une administration continue, même en cas de coupure de courant. Enfin la partie électronique, gère l'ensemble des autres éléments.

Cette partie fonctionne comme un véritable petit ordinateur capable non seulement de vérifier les débits, les pressions, mais également d'effectuer de nombreux calculs de doses en fonction de protocoles divers.

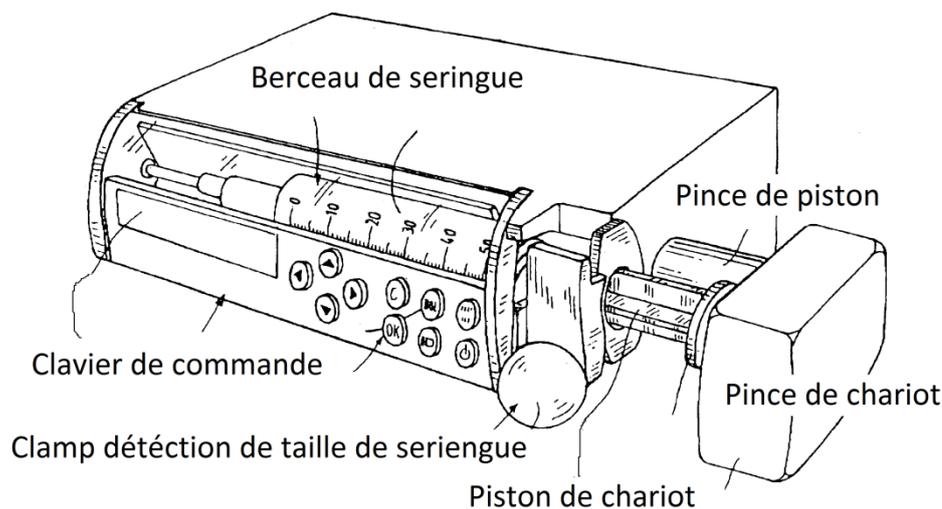


Figure1.1 : principe de pousse seringue électrique.

### 3- Avantages et inconvénient d'un PSE [3]

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.

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.

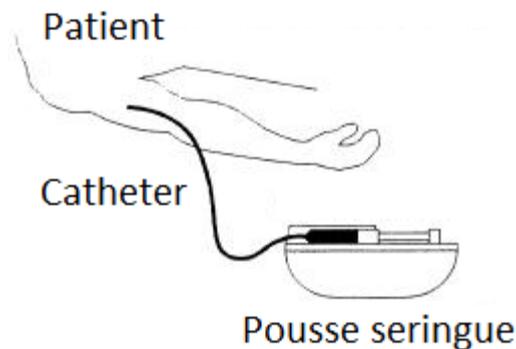


Figure 1.2 : Utilisation du pousse seringue.

L'utilisation du pousse seringue pour des injections continues permet d'éviter ces inconvénients grâce à une injection lente et très précise de l'agent thérapeutique. Elle permet aussi le maintien des doses médicamenteuses à dose adaptée, réduite et constante. Non répétition des injections, Fonctionnement de l'appareil de façon autonome.

#### 4-Applications Médicale des PSE

Cet appareil permet de perfuser en continu, à débit constant un soluté ou un médicament, dans un large domaine d'application ou on peut citer les domaines suivants :

- Anesthésie et réanimation
- Bloc opératoire
- Urgences
- Cardiologie
- Néonatalogie

Dans ces domaines d'applications nous allons injecter différent Médicaments Pour chaque Opération.

## 4.1 Anesthésie et réanimation [4]

L'anesthésie-réanimation est la branche de la médecine qui se consacre à :

**L'anesthésie** : abolition partielle ou totale de la sensibilité douloureuse (associée dans le cas de l'anesthésie générale d'une perte de conscience et d'une assistance vitale) permettant la réalisation sans mémorisation et sans douleur des interventions chirurgicales et des actes médicaux douloureux ou invasifs.

**La réanimation** : prise en charge des patients présentant ou susceptibles de présenter une ou plusieurs défaillances viscérales aiguës mettant directement en jeu le pronostic vital.

### 4.1.1 La réanimation

On injecte Dobutrex, Dopamine, Adrénaline

#### A- La Dopamine

Est une molécule neurotransmettrice qui assure la communication entre les cellules du cerveau (neurones). Elle intervient dans la sensation de désir, de plaisir, ainsi que dans le mouvement. Est impliquée dans la maladie de Parkinson, dans la schizophrénie... C'est aussi un **analeptique cardiaque**.

En perfusion lente elle augmente la contractilité et le débit cardiaque (inotrope positif), réduit les résistances périphériques, ne modifie pas le rythme cardiaque ni la pression artérielle. Augmente le débit sanguin rénal, la filtration glomérulaire et l'élimination sodique.

#### B- Dobutrex

L'administration de la dobutamine doit toujours se faire en perfusion intraveineuse continue à l'aide d'une seringue électrique, pour assurer une administration stable et régulière du médicament.

Avant la perfusion, DOBUTREX 250 mg/20 ml, solution injectable pour perfusion, doit être dilué dans une solution de glucose à 5% ou de chlorure de sodium à 0,9%, afin d'obtenir un volume final d'au moins 50 ml.

Le rythme de perfusion permettant d'obtenir une augmentation significative du débit cardiaque est de l'ordre de 2,5 à 10 µg par kilogramme de poids corporel et par minute.

- Dans le cadre de l'administration hors du cadre hospitalier, les critères d'adaptation de la posologie sont précisés au paragraphe mises en garde et précautions d'emploi.

- Il a été montré qu'une tolérance pouvait se développer lors de perfusions continues de 72 heures ou plus ; en conséquence, des doses plus élevées peuvent être nécessaires pour obtenir les mêmes effets (des doses de 40 µg/kg/mn ont été administrées).

## C- Adrénaline

Les indications de l'adrénaline :

- Traitement de l'arrêt cardiovasculaire ;
- Traitement du choc anaphylactique ;
- Traitement des détresses cardiocirculatoires avec états de choc anaphylactique, hémorragique, traumatique, infectieux ou secondaire à la chirurgie cardiaque.

## 4.2 Bloc opératoire et Urgence [4]

Les PSE jouent un très grand rôle dans les applications médical que se soit en Bloc opératoire ou en Urgence, nous pouvons citer le type de PSE le plus utilisé dans ces domaines : Pousse seringue d'anesthésie et sont du même type que les PSE utiliser dans la réanimation.

## 4.3 Cardiologie [5]

Le Pousse Seringue est Moins utilisé dans les applications médical en cardio mais on peut prendre l'exemple d'un traitement d'urgence devant une tachycardie ventriculaire mal tolérée La xylocaïne est prescrite comme suit: De 50 à 75 mg, puis 20 à 50  $\mu$ /kg/min au pousse seringue électrique (PSE). L'inefficacité ou la mauvaise tolérance fait utiliser le choc électrique externe si nécessaire.

L'administration de l'amiodarone par voie intra-veineuse est également possible, surtout lorsque la tachycardie ventriculaire survient dans un contexte de maladie cardiaque.

## 4.4 Néonatalogie [6]

A la naissance et pendant la phase aigue, L'enfant n'aura pas la possibilité de s'alimenter seul. Il aura alors besoin de recevoir la quantité d'eau, de nutriments et de vitamines dont il a besoin pour grandir, La parentérale sera perfusée par voie intraveineuse grâce aux pousses-seringues (ou seringues électriques). Dès que possible, le lait sera administré par sonde gastrique (petit tuyau inséré par la bouche jusqu'à l'estomac) également à un rythme continu. La maladie de l'enfant peut parfois justifier des traitements médicamenteux importants, pendant une durée plus ou moins prolongée.

Plusieurs poussettes-seringues sont à proximité de l'enfant pour administrer les médicaments et l'alimentation intraveineuse. Ceux-ci sont délivrés à une vitesse prévue, sur une durée de 24h. Les prescriptions sont revues deux fois par jour, réajustées quotidiennement, en fonction des résultats des examens de sang et de l'examen clinique du bébé.

On peut citer Quelques Exemples des Médicaments Injectable :

Naloxone (Narcan) 2 mg/2 ml.  
Norépinéphrine 1 mg/ml fiole de 4 cc.  
Phénobarbital 30 mg/ml.  
Solu-Médrol 40 mg/fiole.

## 5-Conclusion

Les poussettes seringues jouent un très grand rôle dans les applications médical que se soit en Bloc opératoire ou en Urgence, Anesthésie, Réanimation, Cardiologie et Néonatalogie ils sont vraiment nécessaire pour une injection commandé ou la dose injecter joue le rôle principale dans le traitement de différents maladies.

Le pousse seringue électrique est un outil très utile et très largement utilisé. Comme tout outil, il faut en connaître le fonctionnement pour l'utiliser avec sécurité et efficacité. Lorsque c'est le cas, en plus d'assurer avec précision un traitement cet appareil participe également en partie à la surveillance des abords veineux dont il maintient la perméabilité. L'infirmier est le maillon indispensable à l'utilisation intelligente de ce matériel.

## Chapitre2 :

# Type et mode d'administration d'un PSE

### 2.1 Introduction

Le pousse seringue électrique permet d'administrer un médicament sur prescription médicale à un faible débit réalisant une concentration plasmatique constante. Il Fonctionne sur secteur ou sur batterie, On utilise des seringues spéciales de 50 ou 60 ml. Il faut connaître le principe, les PSE se diffèrent dans l'utilisation et dans le mode d'administration, c'est Pour cela que nous allons étudier chaque type séparément afin d'avoir une idée générale sur leurs principes de fonctionnement.

### 2.2 Les Différents Types de PSE

Il existe plusieurs modèles de pousse-seringue. Simple voie (une seringue) ou double voie (2 seringues : possibilité d'injecter deux substances différentes indépendamment). Des PSE compatibles ou non avec plusieurs modèles de seringues présentant des gammes de débit et des précisions différentes (de 5 ml à 60 ml en général), possibilité ou non de faire des pauses de perfusion, accès protégé ou non au réglage, contrôle des alarmes (obstruction de la seringue, seringue vide, arrêt de l'alimentation, décharge de la batterie, fin de perfusion,...), alimentation sur batterie, ou non. Il existe même des appareils qui reconnaissent automatiquement le diamètre de la seringue, l'utilisateur ne devant que confirmer cette reconnaissance. [7]

#### 2.2.1 Pousse Seringue a Simple Voie

Un Pousse Seringue a simple voie ou mono voie c'est un dispositif qui permet d'injecter une seule solution par exemple : Dopamine, le support de se dernier peut acquérir une seule seringue de n'importe quel dosage, on les trouve généralement dans les Bloc Opératoire. . [1]

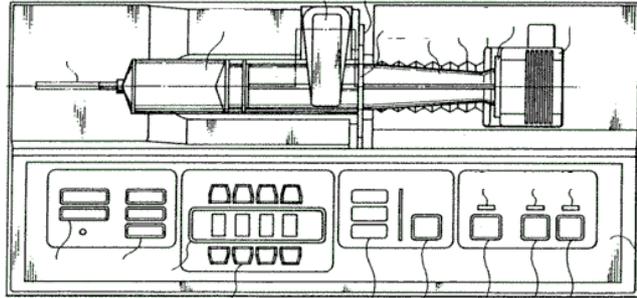


Figure 2.1 : Pousse Seringue a Simple Voie.

### 2.2.2 Pousse Seringue a Double Voie

Le même que celui d'une simple voie mais se dernier peut acquérir et gérer deux seringues avec deux solutions il permet de faire la fusion des solutions ou bien gérer chaque seringue indépendamment.

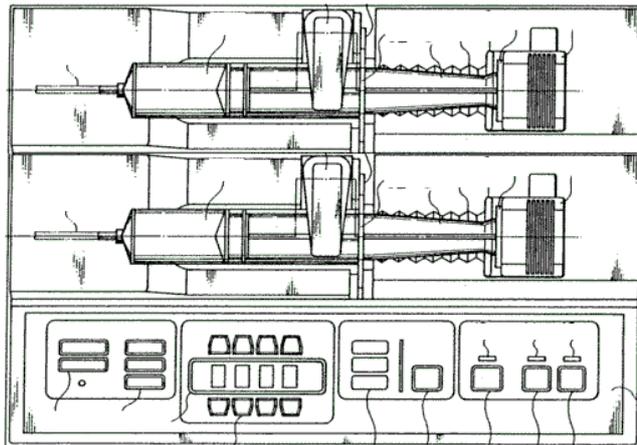


Figure 2.2 : Pousse Seringue a double Voie.

Il existe plusieurs types de pousse seringue approprié en pédiatrie, en nutrition mais le principe est le même qu'un PSE a mono voie ou multiples voie seulement le diamètre des seringues changes et la vitesse de perfusion est convenable a chaque utilisation spécifique.  
[1]

## 2.3 Les Différents Modes d'administration des PSE. [8]

Les PSE sont plus ou moins sophistiqués en fonction de l'usage qu'on leur destine. Il existe trois principaux modes d'administration, du plus simple au plus perfectionné.

- Le mode perfusion continue
- Le mode Anesthésie Intraveineuse Totale (TIVA pour Total Intra VeinousAnaesthesia)
- Le mode AIVOC pour Anesthésie Intra Veineuse à Objectif de Concentration

### 2.3.1 Le mode perfusion continue

C'est le plus simple, le plus basique et le plus utilisé. La très grande majorité des PSE sont destinés à cet usage. Il suffit de régler un débit en millilitres par heure et l'appareil le délivre.

Les PSE modernes proposent de plus en plus de régler une dose/kg/heure (voir par minute ou par 24H), mais sans effectuer le calcul de posologie. C'est à dire que c'est l'opérateur lui même qui détermine la dose et non le PSE qui va la calculer selon un protocole. A ne pas confondre avec le mode TIVA. Ces pousse seringue récents disposent d'une base de donnée médicamenteuse qu'il est possible de modifier en fonction des protocoles locaux.

### 2.3.2 Le mode TIVA (Total Intra VeinousAnaesthesia) [8]

Dans ce mode, l'utilisateur va régler le débit de perfusion, une posologie et c'est le PSE qui va décider de la quantité de produit à perfuser. Pour ces appareils, il faut renseigner l'âge du patient, son sexe et son poids. En fonction des algorithmes les champs à remplir peuvent différer. Plus souvent utilisés en anesthésie, plus rarement en réanimation, ils permettent par exemple de délivrer une dose d'induction (la dose pour endormir le patient au début d'une procédure), puis un débit constant en fonction de la posologie souhaitée.

Durer:	Hr ou Minute
Sexe:	Homme ou femme
AGE:	
Poid:	KG
Taille:	
Dose:	ML

Figure 2.3 : Le mode TIVA.

### 2.3.3 Le mode AIVOC (Anesthésie Intra Veineuse à Objectif de Concentration)

Ce mode est considéré comme étant un sous mode TIVA, mais son fonctionnement diffère assez largement. Il propose de délivrer une médication selon deux principes :

- Soit une dose à objectif de concentration plasmatique, c'est à dire en quantité de médicament dans le plasma sanguin.
- Soit une dose à objectif de concentration au site d'action (le cerveau pour un hypnotique par exemple).

Ce mode fonctionne avec des modèles pharmacocinétiques déterminés en fonction de la molécule choisie et des données du patient. Deux modèles pharmacocinétiques sont principalement utilisés aujourd'hui ; Marsh et Schnider. Le mode peut être indifféremment choisi sur les mêmes PSE en fonction du profil patient et des préférences du thérapeute. L'AIVOC est très spécifique à l'anesthésie. Il est donc extrêmement rare de la retrouver dans un autre contexte bien qu'elle puisse éventuellement y être utile. [8]

Un PSE capable de faire de l'AIVOC peut faire de la TIVA et de la perfusion continue. Un PSE TIVA peut faire du mode continu, mais pas de l'AIVO.

Quels que soient les modes, un certain nombre de PSE sont conçus afin de pouvoir se brancher sur une station d'accueil. Source d'énergie pour maintenir les batteries en charge et faire fonctionner l'appareil, ces stations peuvent proposer des fonctions de commande à distance ou d'asservissement. On peut ainsi commander ou surveiller à distance les PSE ou encore effectuer un relais de médicament lorsqu'une seringue arrive à son.

## 2.4 Les PSE et la pression

La plupart des pousse seringue sont équipés d'une fonction de purge. Elle est destinée à purger la tubulure adaptée sur la seringue. Cependant, la plupart du temps, l'opérateur est tenté de purger manuellement la tubulure en poussant lui même le piston avant de le placer sur le PSE. Cette pratique nuit à la précision et à la rapidité de mise en œuvre du traitement. En utilisant la fonction de purge, le système exerce une pression continue sur le piston. Ainsi lorsque le débit du traitement est réglé, le piston est déjà en contrainte et en contact direct avec le système mécanique du PSE.

Si cette fonction n'est pas utilisée, le système qui pousse sur le piston va d'abord avancer à la vitesse réglée, entrer en contact avec le piston, et exercer une pression qui va en fonction de la résistance de frottement de ce dernier, enfin le faire avancer. Les nouveaux PSE ont tendance à limiter ce phénomène, même si la purge est manuelle. Même si le débit se règle après la purge, ils vont se mettre en contact avec le piston, détecter la résistance qu'il impose et ensuite délivrer le débit réglé.

## 2.5 Détection des surpressions (occlusions)

La plupart des PSE, même d'ancienne génération possèdent une alarme de surpression. Cette alarme est très souvent réglable. Ce réglage n'est pas toujours systématique lors de l'utilisation des PSE. Lorsque c'est possible, il convient de régler le niveau d'alarme d'occlusion le plus près possible de la pression de perfusion. De cette manière, l'utilisateur est prévenu de la moindre variation en augmentation et peut déceler un problème sur la ligne de perfusion (coude, occlusion de la voie veineuse, robinet en position fermée...). Le second paramètre important, outre cette alarme de pression d'occlusion est la vitesse de perfusion. Plus cette dernière sera élevée, plus l'utilisateur sera prévenu rapidement.

Le réglage de la pression d'occlusion est très variable selon les modèles. La plupart du temps, on le trouve sous forme d'échelle de pression, mais il peut également s'agir de pré-réglages sans aucune représentation graphique. [9]

## 2.6 Modalités d'utilisation

Le matériel utilisé doit être adapté au pousse seringue. Chaque modèle n'est compatible qu'avec un certain nombre de consommables. Utiliser un consommable non validé par le fabricant expose à des risques d'erreur de dose et d'alarmes. Les tests de précision et de résistances aux frictions sont effectués pour des matériels spécifiques.

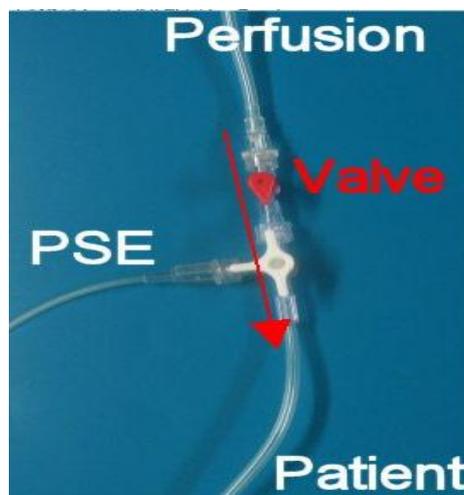


Figure 2.4 : Robinet trois voies.

Une médication simple avec PSE s'effectue grâce à un prolongateur qui relie la seringue et la tubulure de perfusion. Le prolongateur doit être le plus court possible tout en maintenant un certain confort au patient (déplacements autonomes), il faut prévoir la purge manuelle ou au PSE de ce volume avec le branchement d'une seringue supplémentaire.

La connexion sur la perfusion est réalisée au moyen d'un robinet trois voies. Idéalement, la voie utilisée est munie d'une valve anti-reflux, ou le soluté d'entretien est poussé par une pompe volumétrique. Ceci afin d'assurer une perfusion au patient et d'éviter tout reflux vers le soluté. Cette règle, utile pour n'importe quelle substance, est capitale lorsque les médicaments peuvent engager le pronostic vital. On ne peut se permettre par exemple de prendre un risque de reflux avec une catécholamine branchée. Le patient risque d'être privé de médication puis de subir un bolus si la continuité est rétablie brutalement. Aucune alarme sur le PSE ne peut alerter sur l'existence d'un reflux.

En cas d'occlusion, il ne suffit pas d'identifier la cause, puis de lever l'occlusion pour régler le problème. Avant d'alerter l'utilisateur avec une alarme correctement réglée, le PSE sera monté en pression pour atteindre le seuil d'alarme. Toute la ligne sera donc sous pression et rétablir la continuité de la perfusion sans précaution préalable expose à un risque de bolus délétère pour le patient. Pour éviter cela, il faut désengager les pinces à griffe du chariot pour libérer le piston de la seringue, puis les réengager aussitôt. Les PSE récents disposent d'une fonction spécifique pour éliminer cette suppression au moment de l'acquiescement de l'alarme d'occlusion. Aucune manipulation n'est alors nécessaire. .[9]

## 2.7 Débits des perfusions

Le débit de perfusion joue un rôle essentiel dans l'injection cependant il peut-être limité par l'utilisation de cathéters de faible Diamètre. Pour perfuser rapidement de grands volumes, le médecin pourra mettre en place une voie veineuse dite centrale, avec un accès sur de gros vaisseaux, Voici un tableau Qui montre les différent diamètres du cathéter.[10]

Code Couleur	Taille du Cathéter
Jaune	24G
Bleu	22G
Rose	20G
Vert	18G
Gris	16G

Tableau 2.1 : Différent diamètres du cathéter.

Le G représente la Gauge du Cathéters.

On repère les cathéters par leur couleur et leur diamètre exprimé en Gauge (G) : jaune (24G) à. Plus grand est le Gauge et plus fin est le cathéter plus le débit est Lent.[10]

## **2.8 Conclusion :**

Dans l'application médical il existe plusieurs et différents types de pousse seringue avec leurs caractéristiques et mode d'utilisation qui sont appropriés, et Pour Bien détailler le fonctionnement électronique des Pousses Seringues nous avons réalisé un prototype qui permet la poussé d'une seringue on le commandant. Ainsi nous entamons notre prochain chapitre sur l'électronique et Le mécanisme de notre prototype.

## Chapitre 3 :

### Réalisation et étude du Prototype

#### 3.1 Introduction

Le but de notre travail est de réaliser un système qui répond a notre étude théorique, donc un mécanisme qui permet la poussé d'une seringue on le commandant pour qu'il puisse injecter des doses de médicament bien précis dans un intervalle de temps bien déterminer.

Ainsi notre étude sera menée sur deux parties. Une, sur l'électronique du système, donc le temporisateur qui commande la seringue, et l'autre partie sur le mécanisme qui fait bouger la seringue.

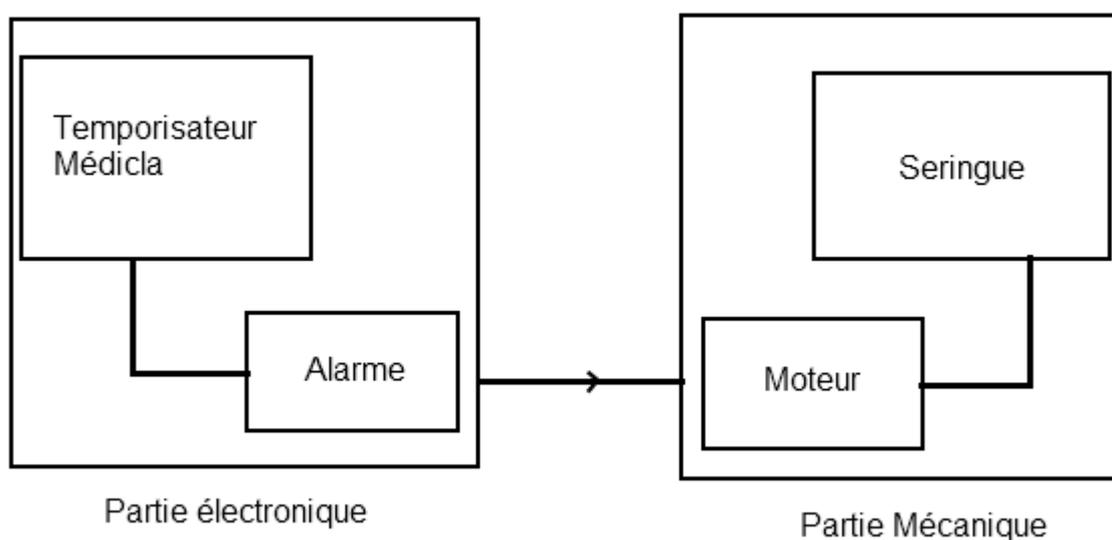


Figure 3.1 : schéma bloc du pousse seringue.

Le but et de commander notre seringue par un système électrique qui lui permet de s'actionner a des intervalles réguliers. Les temporisateurs médicaux utilisés par certaines personnes qui doivent prendre des médicaments à des heures régulières remplissent cette tâche. Donc notre objectif et de commander le mécanisme de la seringue par ce temporisateur qui joue au même temps son rôle.

### 3.2 Temporisateur médical (medical timer)

Dans un Hôpital l'équipe médicale est présente pour s'occuper de vous. Mais de retour à la maison, le patient doit surveiller l'heure et il n'est pas très agréable de vivre accroché à une pendule. Ce dispositif a été conçu pour une personne qui devait prendre des médicaments dans un temps voulu.

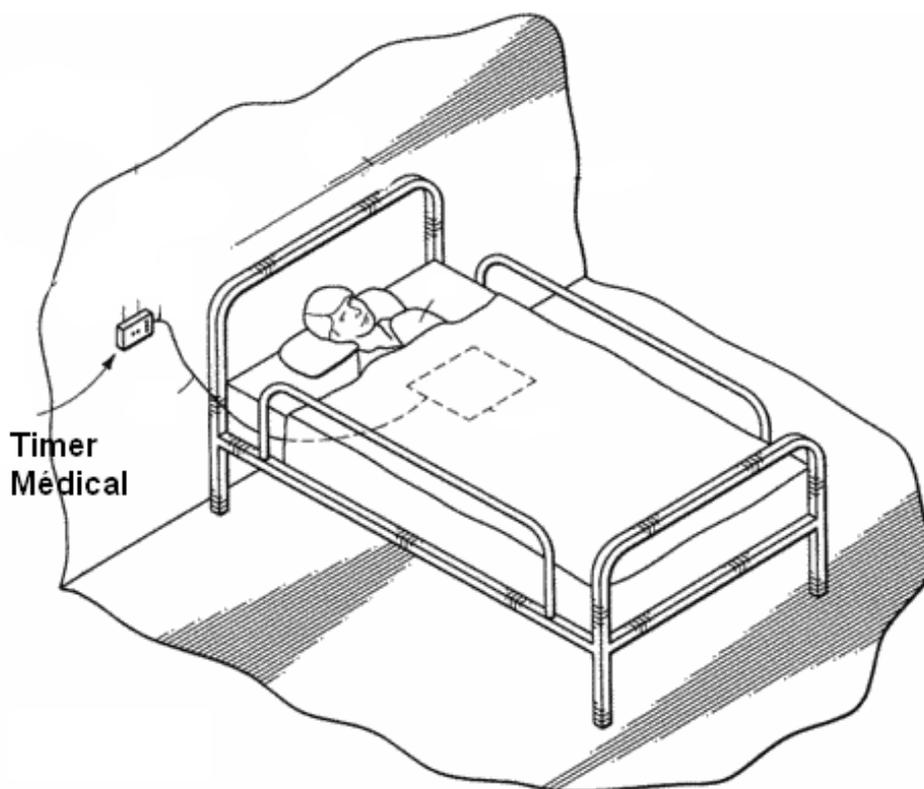


Figure 3.2 : Temporisateur Médical.

### 3.3 Réalisation électronique du temporisateur.

Notre Circuit contient trois principaux blocs : un bloc de générateur d'horloge (NE555) et un autre pour la gestion et commande du PSE, et un étage pour la remise à Zéro.

Nous allons commencer par le fonctionnement de notre prototype ensuite on va expliquer chaque partie séparément.

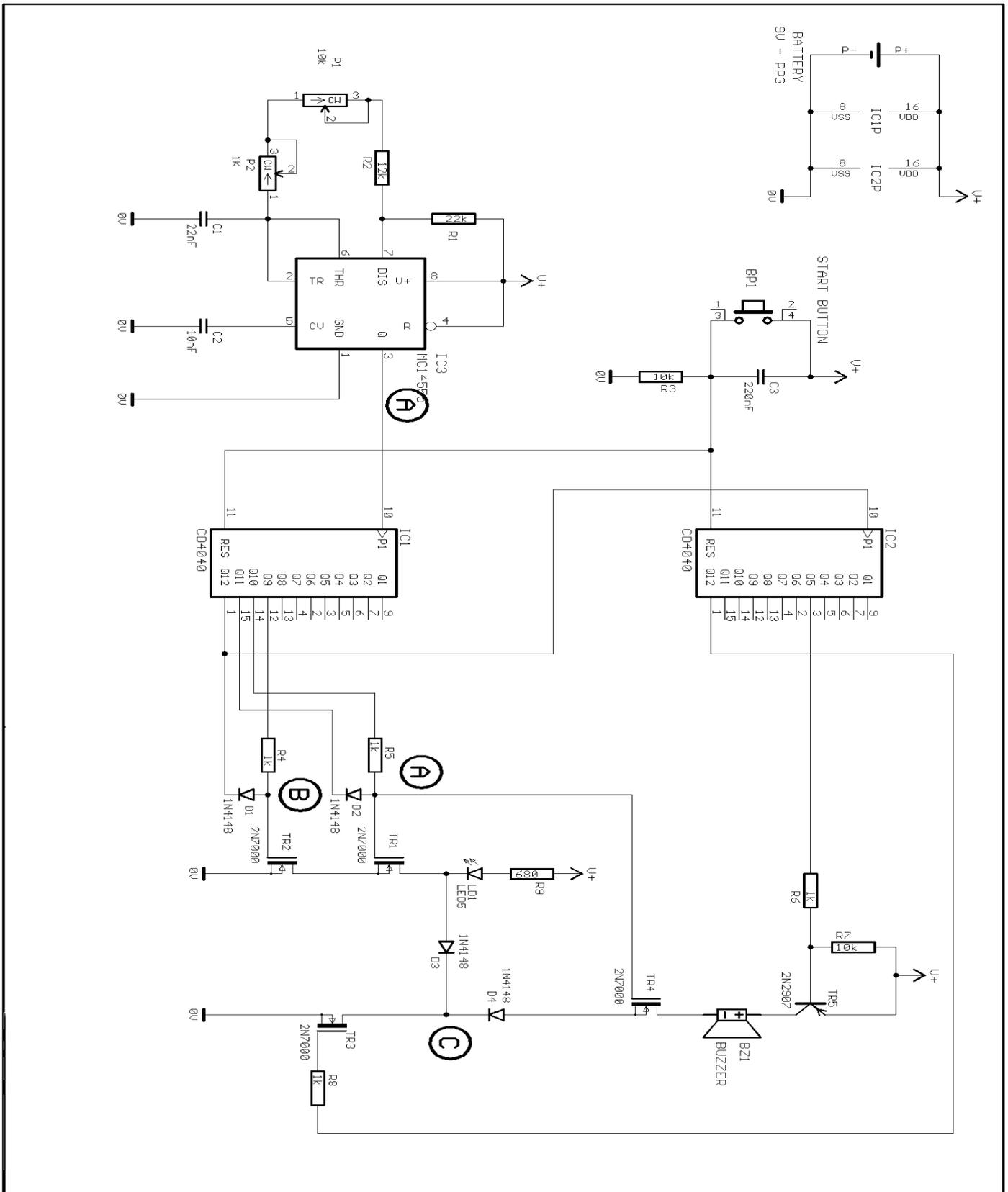


Figure3.3 : Schéma électronique d'un Temporisateur Médical.

### 3.4 Fonctionnement du temporisateur

Ce Temporisateur est alimenté par une pile 9Volts, Les circuits intégrés sont de type CMOS et la faible consommation permet une semaine d'autonomie.

Au démarrage ou lorsque le bouton start est pressé, un délai de X temps commence se dernier est ajustable grâce a des résistances variables, pendant ce délai la LED émet des flash pour indiquer que le délai est en cours et que la batterie est en bon état.

A la fin de cette Période, un Buzzer (Haut parleur) émet un bip pour indiqué que le délai est écoulé et c'est a se moment la que l'injection commence.

A chaque Fois que le Bouton Start est appuyé, un nouveau délai commence.

Pour bien définir le rôle de chaque partie, nous avons illustré le schéma bloc suivant qui expliquera les différentes parties de notre réalisation.

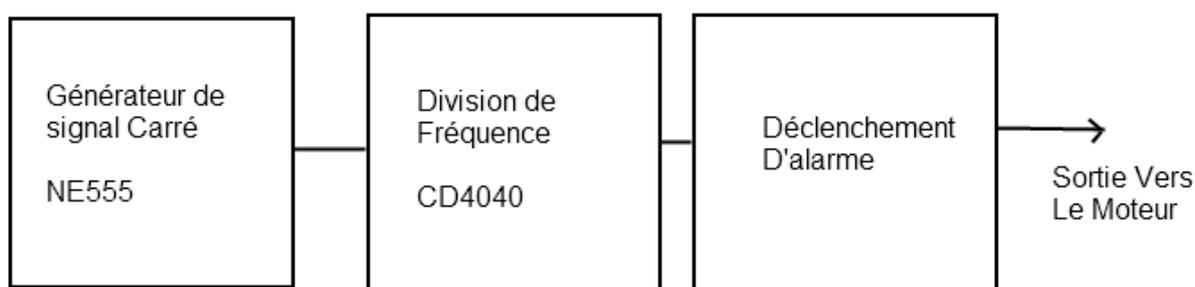


Figure 3.4 : Schéma bloc du Temporisateur Médical.

### 3.3 Les différentes parties du temporisateur

Maintenant nous allons étudier chaque partie de notre réalisation. Notre temporisateur ainsi réaliser est constitué d'un générateur de signal carré et un diviseur de fréquence.

### 3.3.1 NE555 En Astable

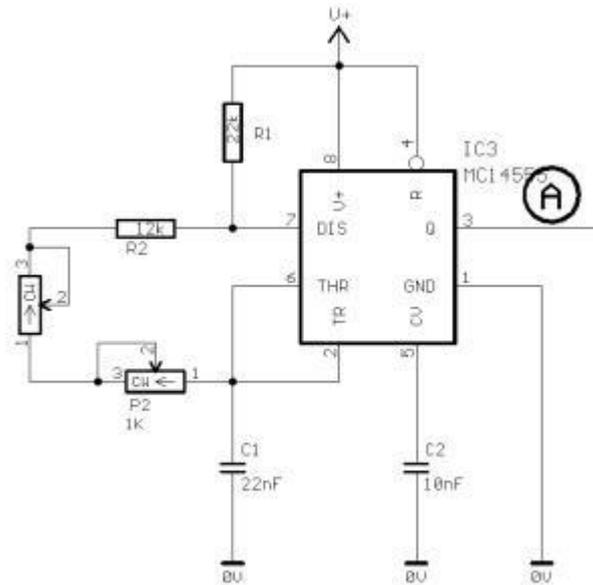


Figure3.5 : NE555 ASTABLE

Le NE555 fonctionne en astable et produit un signal rectangulaire au point A. les potentiomètres P1 et P2 permettent respectivement un réglage grossier et fin de la période. P1 ajuste a +/- 20 Minutes et P2 Ajuste a +/- 2Minutes Pour un délai total de 2 Heures dans notre réalisation.

#### 3.3.1.1 Étude approfondie sur NE555

Le NE555 est un circuit intégré à 8 bornes, spécialement conçu pour générer un signal rectangulaire.

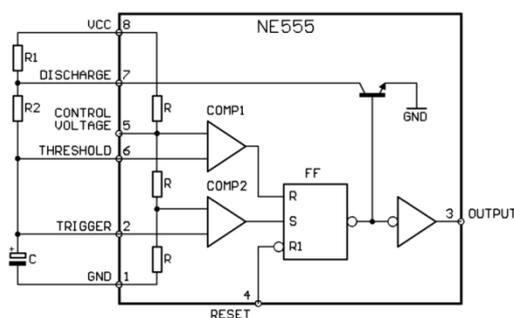


Figure3.6 : NE555

Il comporte un réseau de trois résistances de précision R montées en diviseur de tension, deux comparateurs, une bascule RS, un amplificateur de sortie et un transistor à collecteur ouvert.

Il existe des versions doubles (NE556), quadruples (NE558) et CMOS (7555). [11]

#	Nom	Description
1	GND	Masse
2	TRIG	Gâchette, amorce la temporisation
3	OUT	Signal de sortie
4	RESET	Remise à zéro, interruption de la temporisation
5	CONT	Accès à la référence interne (2/3 de VCC)
6	THRES	Signale la fin de la temporisation lorsque la tension dépasse 2/3 de VCC
7	DISCH	Borne servant à décharger le condensateur de temporisation
8	VCC	Tension d'alimentation, généralement entre 5 et 15V

### 3.3.1.2 Fonctionnement En Astable

La configuration astable permet d'utiliser le NE555 comme oscillateur. Deux résistances et un condensateur permettent de modifier la fréquence d'oscillations ainsi que le rapport cyclique. L'arrangement des composants est tel que présenté par le schéma ci-contre. Dans cette configuration, la bascule est réinitialisée automatiquement à chaque cycle générant un train d'impulsion perpétuelle comme ci-dessous. [12]

Une oscillation complète est effectuée lorsque le condensateur se charge jusqu'à 2/3 de Vcc et se décharge à 1/3 de Vcc. Lors de la charge, les résistances Ra et Rb sont en série avec le condensateur, mais la décharge s'effectue à travers de Rb seulement. C'est de cette façon que le rapport cyclique peut être modifié. [12]

Plus bref il permet de générer un signal électrique, consiste à produire des variations de tension dont les caractéristiques de forme, D'amplitude, et de fréquence sont connues. Dans le cas d'un signal rectangulaire,

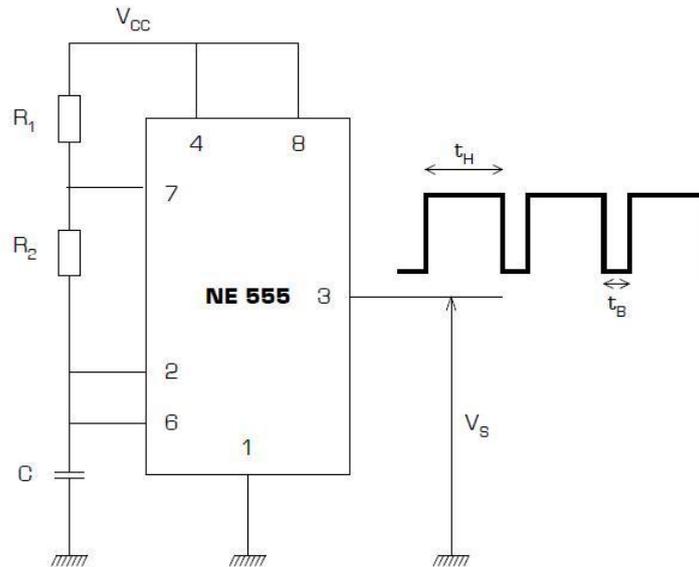


Figure 3.7 NE555 fonctionne en astable

Les 4 caractéristiques importantes du signal généré sont :

- Le temps durant lequel le signal est à l'état HAUT (« temps haut » noté tH)
- Le temps durant lequel le signal est à l'état BAS (« temps bas » noté tB)
- L'amplitude (D.D.P. entre le niveau haut et le niveau bas)
- La valeur moyenne

Les Formules de Calculs :

- Temps haut (sec) =  $0.693 * (R1 + R2) * C$  (le condensateur se charge à travers  $R1+R2$ )
- Temps bas (sec) =  $0.693 * R2 * C$  (le condensateur se décharge à travers  $R2$  seulement)
- Fréquence =  $1.44 / ((R1 + 2*R2) * C)$
- DCP =  $(T(h) / (T(h) + T(b)) * 100$

Connaissant le temps haut et le temps bas du signal rectangulaire, on peut en déduire 2 autres caractéristiques (le temps  $tH+tB$  étant égal à la période T du signal) :

La fréquence :

$$F=1/ (TH+TB)$$

Le Rapport Cyclique :

$$C= TH/ (TH+TB)$$

Donc Grâce à ces facteurs on peut jouer Sur l'aspect de notre signal, on peu en déduire :

**A-Un Signal Carré Défini par :**

$$T_h = T_b$$

$$T(\text{La Période}) = 2 * T_H = 2 * T_B$$

$$\text{Le rapport Cyclique} = 0.5$$

**b- Un Signal rectangulaire Défini par :  $T_H > T_B$**

Dans Notre Prototype Nous avons choisit les valeurs suivantes pour avoir un signal Rectangulaire Parfait :

**R1=5K (Adjustable)**

**R2=470k (Adjustable)**

Et Condensateur d'une valeur de 22nF, et Nous avons obtenus les Résultats Suivantes

**Fréquence= 69.26 HZ**

**TB= 0.0072 Sec**

**TH= 0.0072Sec**

Donc un signal carré parfait

### 3.3.2 La Remise a zéro du système.

Cette partie consiste a metre a zero notre timer médical c'est-à-dire lorsqu'on presse le Bouton un nouveau délais démarre.

Le principe est de faire rentrer une tension continue dans les deux CEMOS, cela est produit par le court circuit que nous appliquons entre l'entrée d'alimentation et le RES du CMOS, dé qu'on pousse le Bouton Poussoire.

Tout est bien défini dans le schéma suivant :

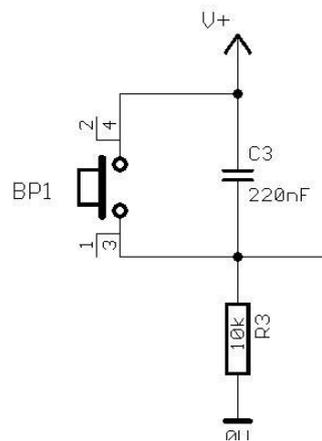


Figure 3.8 : Remise a zéro du système.

Lorsque le délai s'achève et si le bouton start n'est pas pressé, La LED reste alors allumée continuellement.

Chaque fois que le bouton Start est appuyé, un nouveau délai recommence et la LED reprenne son fonctionnement normal, elle va clignoter a un rythme équivalant a la fréquence de notre signal de sortie.

### 3.3.3 Déviseur de fréquence

Dans cette partie nous allons ontamer la procédure la quelle notre signal recus par le NE555 sera déviser en Fréquence par les CMOS4040.

C'est la partie principale de notre prototype puisque c'est la commande de notre moteur c'est a dire c'est la ou les périodes jouent le role essentiel dans le déclenchement de notre Pousse Seringue.

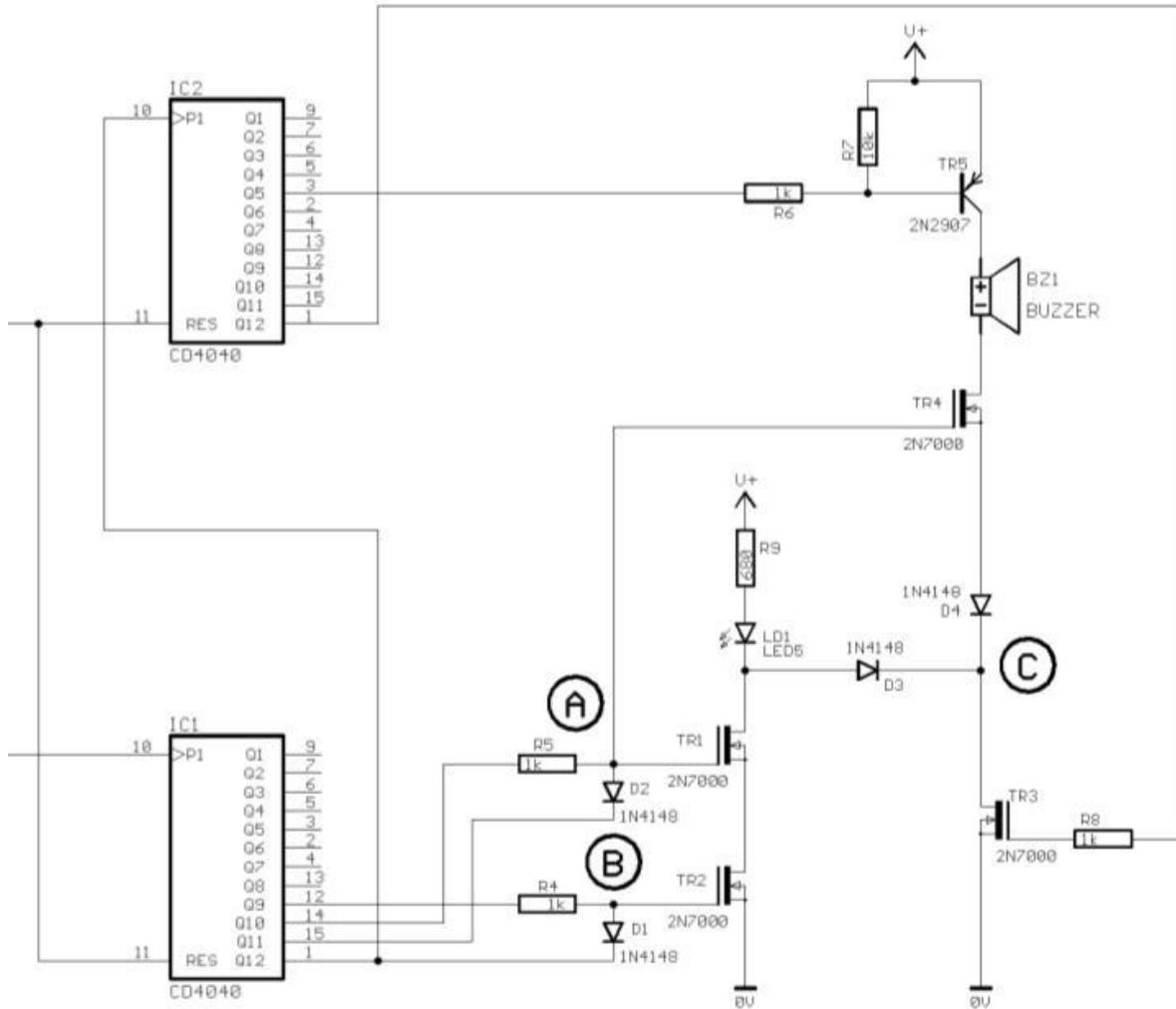


Figure3.9 : Partie de commande (cd4040)

### 3.3.3.1 les CMOS CD4040 :

**CD4040** est un compteur asynchrone binaire à **12 bits**

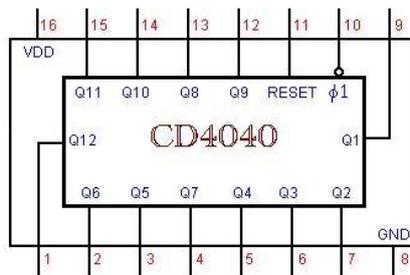


Figure 3.10 brochage du circuit intégré CD4040

C'est un circuit intégré, il permet de recevoir un signal et le diviser en fréquence.

### 3.3.3.2 Fonctionnement

Pour mieux comprendre le fonctionnement, nous allons schématiser le circuit en schéma bloc.

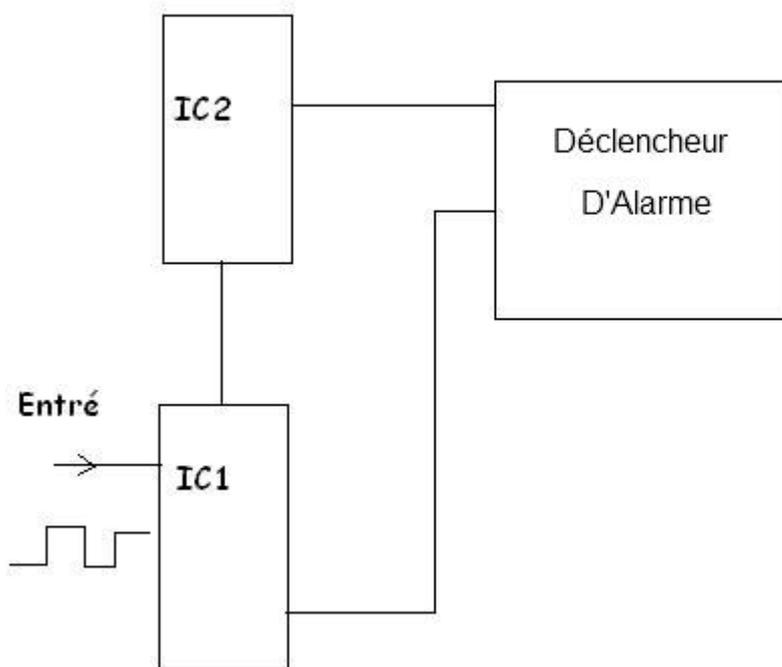


Figure 3.11 : Schéma Bloc Diviseur de Fréquence.

Les deux CMOS CD4040 active le moteur et le buzzer c'est-à-dire il commande le pousse seringue, le schéma bloc montre que les 2 CD4040 (IC1 et IC2) sont connecté et les deux sert à activer l'injection.

Dans notre cas nous Avons un délai de 2heures avant le démarrage de l'injection, IC1 produit une période de 3.51 seconde a sa sortie qui est Q12, Cette sortie est connecter a l'entrer horloge de IC2 Qui produit a son tour une période de 4 heures, La circuiterie détecte le front positif de Q12 Qui se Produit Après 2 Heures.

Les composants connectés aux sorties de IC1 et IC2 permettent de commander la LED LD1 et le Buzzer.

### 3.3.3.3 Choix et réglage du délai

Nous avons la possibilité de Modifier le délai d'injection qui est 2 heures dans notre cas en modifiant soit la connexion de Q12-IC2 pour une autre sortie de IC1, soit en changeant les valeurs des potentiomètres P1 et P2 qui influent sur la durée du signal carré de notre NE555.

On modifiant les valeurs de P1 et P2 nous avons obtenus :

	IC1		IC2	
	Front Montant	Période	Front Montant	Période
<b>Q1</b>	<b>0.858 ms</b>	<b>1.17 ms</b>	<b>3.51 s</b>	<b>7.03 s</b>
<b>Q2</b>	<b>1.7166ms</b>	<b>3.43 ms</b>	<b>7.03 s</b>	<b>14.06 s</b>
<b>Q3</b>	<b>3.433ms</b>	<b>6.866 ms</b>	<b>14.06 s</b>	<b>28.12 s</b>
<b>Q4</b>	<b>6.866ms</b>	<b>13.73 ms</b>	<b>28.12 s</b>	<b>56.25 s</b>
<b>Q5</b>	<b>13.73ms</b>	<b>27.5 ms</b>	<b>56.25 s</b>	<b>112.5 s</b>
<b>Q6</b>	<b>27.46ms</b>	<b>55 ms</b>	<b>112.5 s</b>	<b>225 s</b>
<b>Q7</b>	<b>54.93ms</b>	<b>110 ms</b>	<b>225 s</b>	<b>7 min</b>
<b>Q8</b>	<b>109.86ms</b>	<b>220 ms</b>	<b>7 min</b>	<b>14 min</b>
<b>Q9</b>	<b>219.7ms</b>	<b>439 ms</b>	<b>15 min</b>	<b>30 min</b>
<b>Q10</b>	<b>439ms</b>	<b>878 ms</b>	<b>30 min</b>	<b>1 hr</b>
<b>Q11</b>	<b>879ms</b>	<b>1.758 s</b>	<b>1 hr</b>	<b>2 hr</b>
<b>Q12</b>	<b>1.758ms</b>	<b>3.51 s</b>	<b>2 hr</b>	<b>4 hr</b>

Pour mieux comprendre le fonctionnement de notre prototype nous allons expliquer le fonctionnement pendant et après le délai.

### 3.3.3.4 Le Fonctionnement pendant le délai

Nous allons expliquer en détail le fonctionnement du diviseur de notre système pendant le délai c'est-à-dire avant l'injection et on va considérer que nous avons un délai de 2 heures avant chaque injection.

Pendant les 2 premières heures, Q12-IC2 est au niveau bas notre transistor (TR3) est bloqué par suite les deux diodes (D3) et (D4) ne peuvent pas conduire.

Pour que notre LED LD1 s'allume, nos deux transistors (TR1) et (TR2) doivent conduire et ceci est produit durant 220 ms toute les 3.5 seconds, Un allumage de 220 ms peut sembler court mais la valeur de R9 et ainsi réduite par rapport a un allumage continu.

Les flashes de LD1 indiquent que le délai court et que la batterie est en bon état.

Le chronogramme suivant Montre les différents Périodes Pendant le Délai :

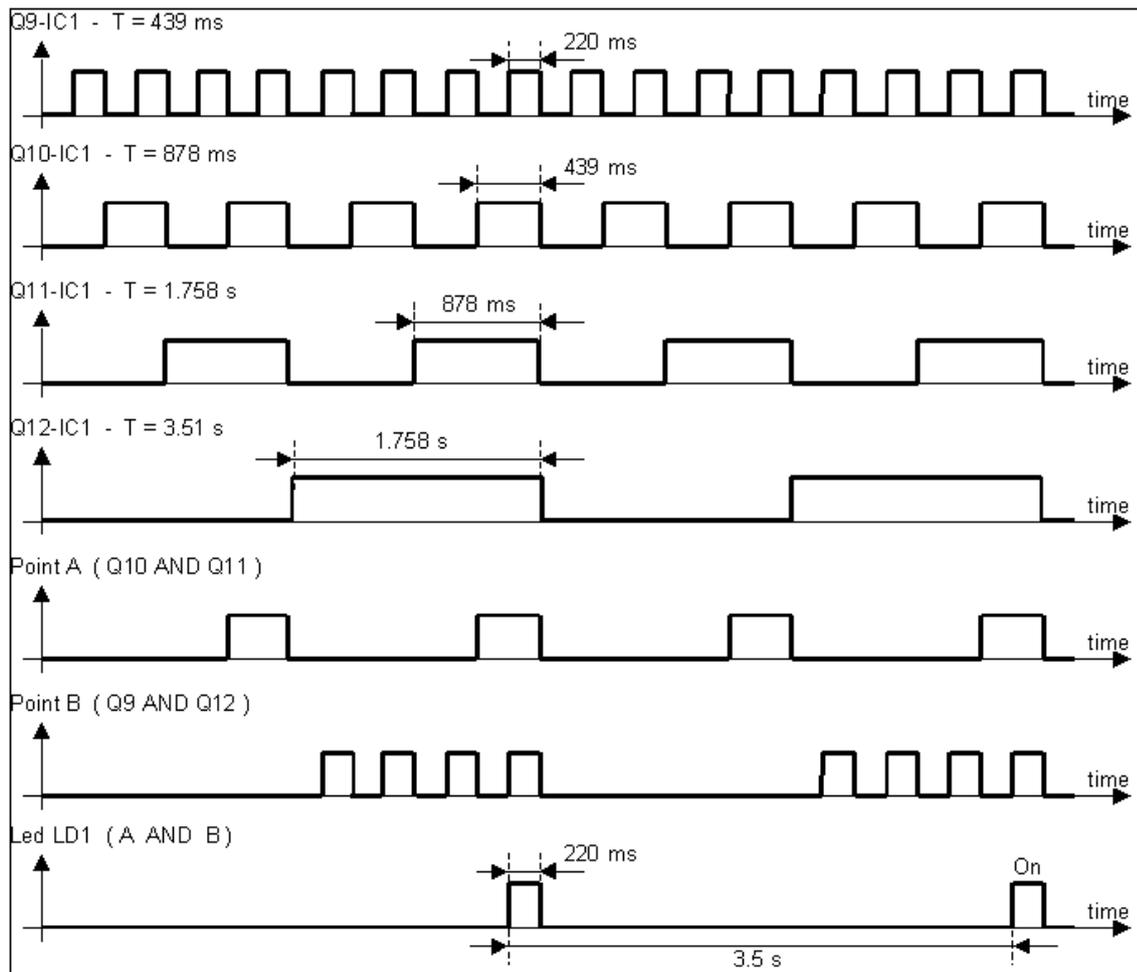


Figure 3.12 : Le chronogramme des différents périodes pendant le délai.

### 3.3.3.5 Le Fonctionnement Après le délai

Maintenant lorsque le délai de 2 heures s'écoule, Q12-IC2 passe au niveau haut. Alors le point c'est connecté à la masse par le transistor (TR3).

Ainsi, la diode (D3) conduit et la LED (LD1) est allumé en permanence, Indiquant que le délai est expiré.

La diode (D4) conduit aussi si les transistors ( TR4 et TR5) sont conducteurs et en même temps le Buzzer sonne. Ceci se produit lorsque Q5-IC2 est a un niveau bas de tension et que Q10-IC1 et Q12-IC2 sont au niveau haut. Cette condition se produit durant 439 ms toutes les 1.8 seconds pour une durée totale de 56 Seconds.

Le chronogramme suivant montre les différents périodes après le Délai

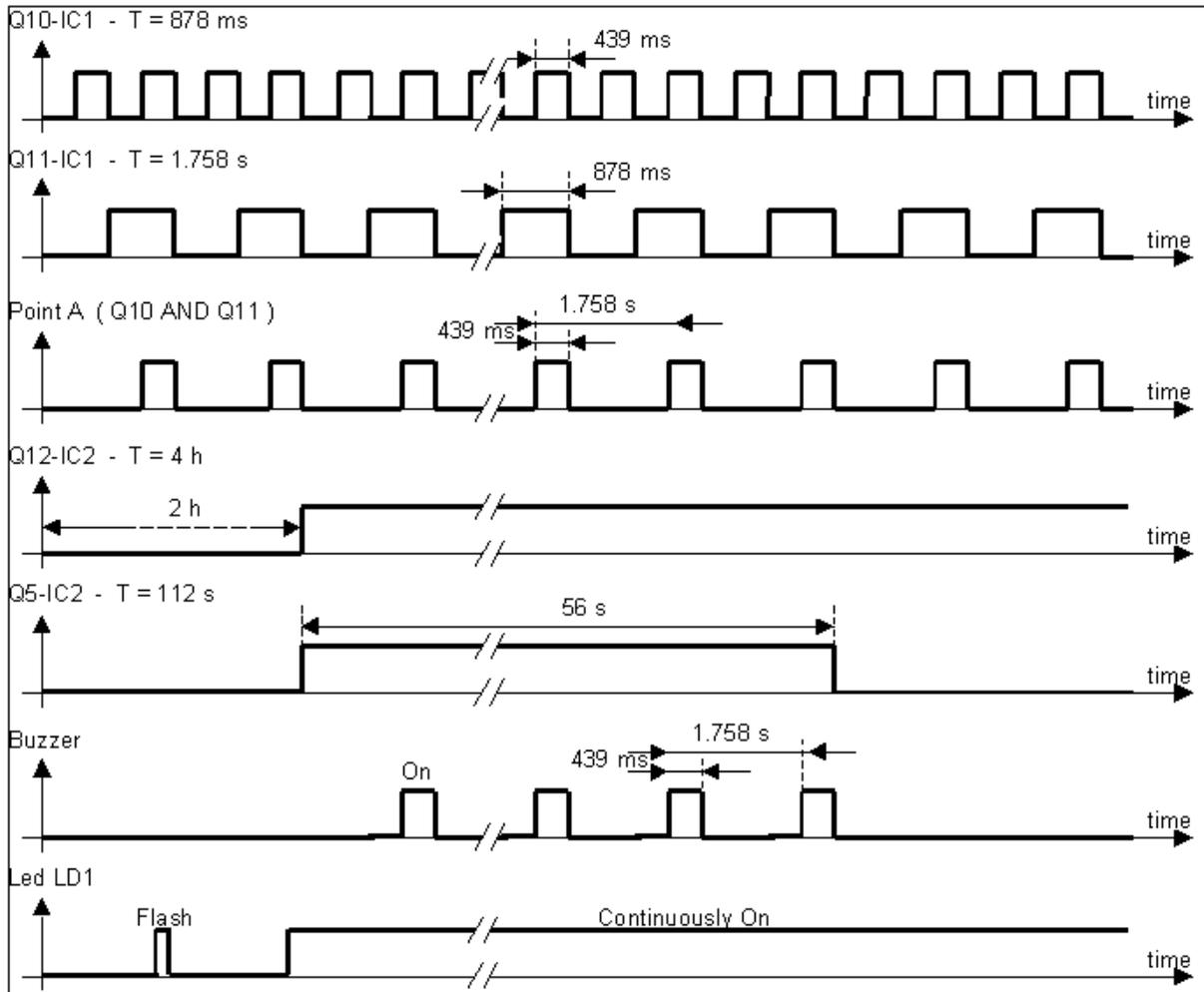


Figure 3.13 : le chronogramme des différents périodes après le Délai

Il peut sembler que 439 ms soit un Peu court, mais cette durée est suffisante pour conduire un bip audible. La consommation de courant est la aussi Limité.

Le Buzzer indique que le délai est terminé. Pour économiser encore la batterie, Le buzzer est arrêté avec la fin d'injection. La led LD1 reste cependant allumée.

-L'utilisateur peut alors presser le Bouton Start et un nouveau délai commence.

### 3.3.4 Alimentation

L'alimentation sert à fournir l'énergie électrique pour chaque composant du projet.

La tension d'alimentation de la carte électronique est de 9V. Nous avons utilisé une batterie de 9V disponible et facile à changer.

Les circuits de type CMOS et la faible consommation permettent d'avoir une longue durée de vie.

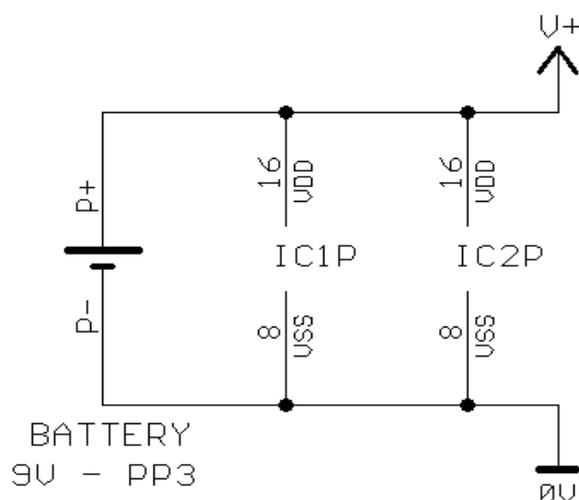


Figure 3.14 : Alimentation de 9 volts



Figure 3.15 : Une pile de 9 volts

#### Fonctionnement :

-Le NE555 est alimenté par la patte 8 +VCC (9V) et la patte 1 (GND)

-Les Cd4040 sont alimentés par la patte numéro 16 qui est appropriée à + VCC (9V) et la patte 8 reliée au GND

L'alimentation de notre PSE est 9V donc notre moteur pas à pas sera alimenté par une tension de 9V et pour plus de précision nous avons utilisé un potentiomètre de précision de 10k afin de gérer la tension d'entrée et commander la vitesse de rotation, Le schéma suivant montre la liaison mise à notre dispositif :

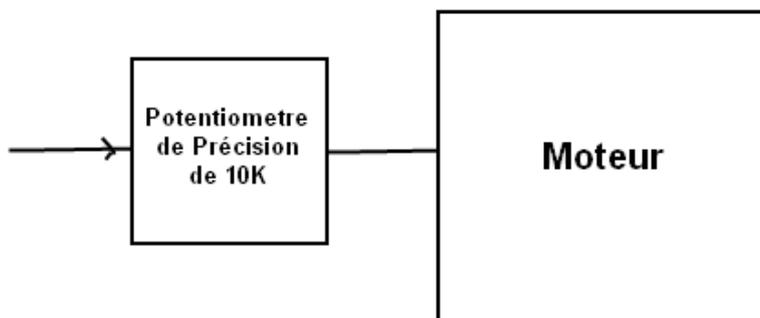


Figure3.16 : Réglage de la tension d'entrer du moteur.

### 3.4 Etude et réalisation du pousse seringue.

Dans cette partie nous allons étudier la partie mécanique qui se compose du moteur et de la seringue.

Pour voir le principe de notre conception, nous avons Schématisé notre PSE comme le montre la figure Suivante :

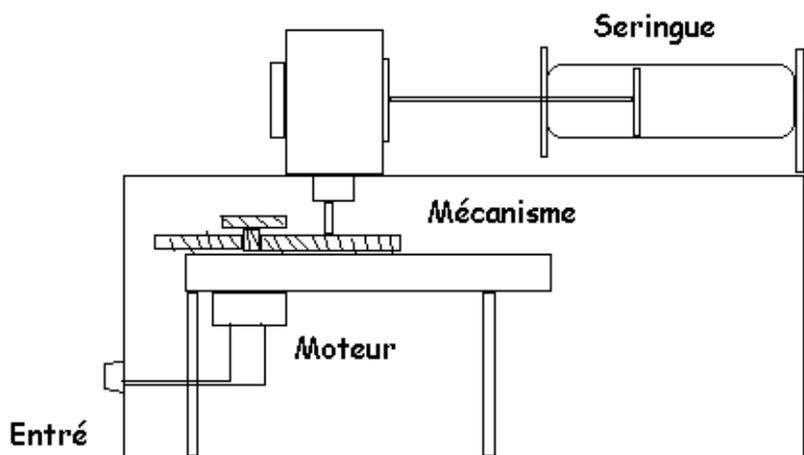


Figure3.17 : partie mécanique.

### 3.4.1 Partie électromécanique

Cette partie consiste le point principale de notre PSE qu'est le moteur, Ce dernier fait tourner le système d'engrenage qui sert ensuite à pousser la tige de la seringue.

Le Moteur reçoit une tension égale à 9V qui est le front montant reçu par IC2, Dès que le moteur reçoit cette tension il commence à tourner, une fois le délai recommence le moteur reste stopper.

Le schéma suivant nous montre le fonctionnement :

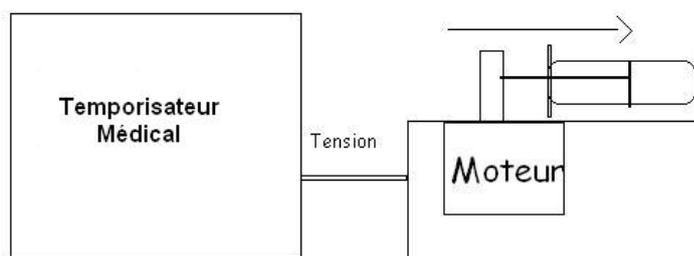


Figure3.18 : schéma bloc de système pousse seringue

Puisque l'application est dans le domaine médical, Nous n'allons pas utiliser n'importe quel moteur, les dose injecter comme c'est étudié dans les chapitres précédents sont approprié au nombre de tours du moteur.

#### 3.4.1.1 Choix du moteur [2]

Le premier choix à effectuer est de déterminer si un moteur pas à pas est plus approprié qu'un moteur DC.

Voici un tableau comparatif :

	Avantage	Désavantages
Moteur pas à pas	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Fonctionnement en boucle ouverte (pas de régulation nécessaire)</li> <li>• Pas besoin de codeur incrémental</li> <li>• Précision des pas élevés</li> <li>• Moteurs pas à pas linéaires existants</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Electronique de commande plus complexe que pour le moteur DC</li> <li>• Puissance inférieure à encombrement égal</li> </ul>
Moteur DC	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Réglage de la vitesse aisée</li> <li>• Commande électrique simple</li> <li>• Puissance élevée pour un faible encombrement</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Régulation nécessaire</li> <li>• Codeur incrémental nécessaire</li> <li>• Transformation rotative linéaire nécessaire (courroie...)</li> </ul>

Pour notre application, le moteur pas à pas est donc avantageux par rapport au moteur DC. En effet, la précision des pas ainsi que le fait que la régulation n'est pas obligatoire, sont des avantages indéniables.

Un moteur pas à pas transforme des impulsions reçu par le temporisateur en une rotation de "n" pas du rotor : il permet donc un positionnement précis.

On constate que le système est beaucoup plus simple.

A chaque impulsion du signal de commande reçu par le temporisateur correspond au niveau du rotor un déplacement angulaire défini appelé « pas ».

Vus que nous avons utiliser un Moteur Pas a pas d'une tension d'alimentation 9V , nous avons utiliser un potentiometre de préciision pour vraié la tension d'entré et déminué ainsi la vitesse de rotation.

### 3.4.1.2 Etude théorique sur les moteurs pas à pas [2]

Un moteur pas à pas est caractérisé par sa **résolution** ou encore son nombre de pas par tour. Il peut avoir une valeur comprise entre 0,9° et 90°. Les valeurs les plus couramment rencontrées sont :

- 0,9° : soit 400 pas par tour
- 1,8° : soit 200 pas par tour
- 3,6° : soit 100 pas par tour
- 7,5° : soit 48 pas par tour
- 15° : soit 24 pas par tour

La vitesse de rotation est fonction de la fréquence des impulsions. On distingue 3 groupes de moteur pas à pas :

- les moteurs à aimant permanent
- les moteurs à réluctance variable
- les moteurs hybrides

### 3.4.1.2.1 Transmission

Les moteurs pas à pas linéaires permettent d'éviter de transformer la rotation de l'axe du moteur en une translation. La transmission directe a un avantage au niveau du gain de place ainsi que des jeux et frottements mécaniques. En effet, une courroie peut être évitée. Cependant, elle coûte plus cher.

Des moteurs pas à pas avec un arbre relativement long ont été choisis. par ce biais. Les coûts sont légèrement plus faibles.

### 3.4.1.2.2 Moteur pas à pas linéaire :

Le Moteur utilisés est donc un moteur pas à pas aimant permanent bipolaires. Le moteur pas à pas permet de produire des déplacements incrémentaux en boucle ouverte. Le moteur pas à pas est de type synchrone car le rotor tourne à la même vitesse que le champ tournant. L'intérêt principal se trouve dans la précision de la relation entre position et impulsion électrique.

Le moteur aimant permanent contient les caractéristiques des moteurs Hybrides et des moteurs à réluctance variable. Ce type de moteur a pour avantage un grand nombre de pas par tour et un couple élevé.

Le moteur comporte un stator denté et deux couronnes rotoriqes également dentées géométriquement identiques et réunies par un aimant permanent cylindrique.

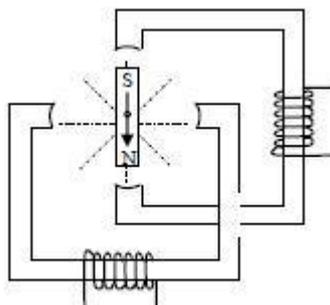


Figure 3.19 : moteur pas à pas

« Les enroulements du stator n'ont pas de point milieu. Chaque borne de chaque enroulement est alimentée par une polarité positive puis négative (d'où le terme bipolaire). »

Le terme bipolaire signifie que les bobinages sont alimentés une fois dans un sens, une fois dans l'autre sens. Ils créent une fois un pôle nord, une fois un pôle sud d'où le nom bipolaire.

Les critères déterminants pour le choix des moteurs sont la force, la taille ainsi que la résolution du moteur ou d'une autre façon :

### 3.4.1.2.3 Les Moteurs à deux phases (ou bipolaire)

Ce sont des moteurs comportant des enroulements qui sont alimentés soit dans un sens, soit dans l'autre. Chaque bobine est parcourue successivement par des courants inverses nécessitant une commande bipolaire.[2]

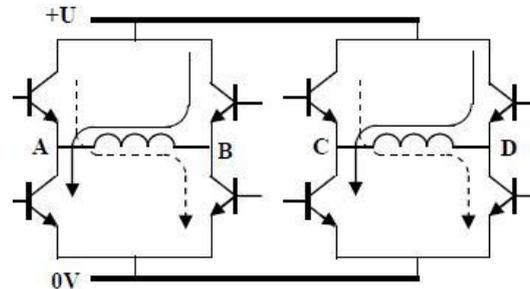


Figure 3.20 moteur bipolaire

### 3.4.1.2.4 Caractéristiques

- Nombre de pas par tour plus faible, dû à la difficulté de loger les aimants du rotor.
- Construction plus élaborée.
- Couple moteur élevé, dû à la puissance des pôles aimantés (Couple proportionnel au courant).[2]
- Sens de rotation liée à l'ordre d'alimentation des bobines et au sens du courant dans les bobines.

Le meilleur choix du Moteur Pas à Pas :

Entre les 3 Types des moteurs Pas a Pas, il est préférable d'utiliser « Moteurs pas à pas hybrides ».

### 3.4.1.2.5 Constitution

Il existe des dispositions très variables selon les constructeurs et le nombre de pas par tour (résolution).

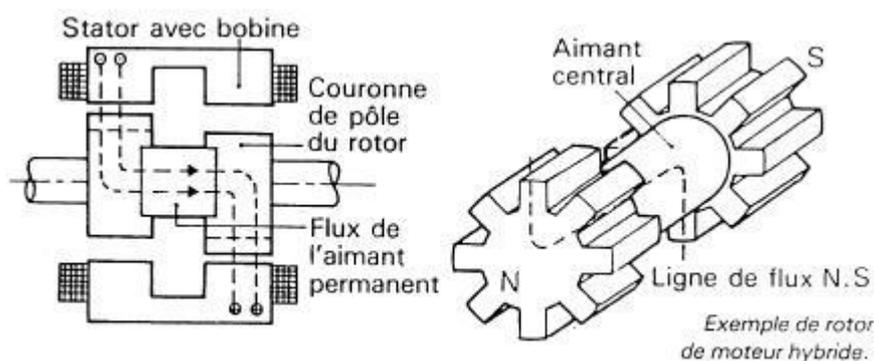


Figure 3.21 exemple de rotor de moteur hybride

### 3.4.1.2.6 Fonctionnement

Son fonctionnement est sensiblement identique à celui du moteur à aimant permanent. Les figures suivantes montrent les positions successives du rotor après l'alimentation des bobines du stator.[2]

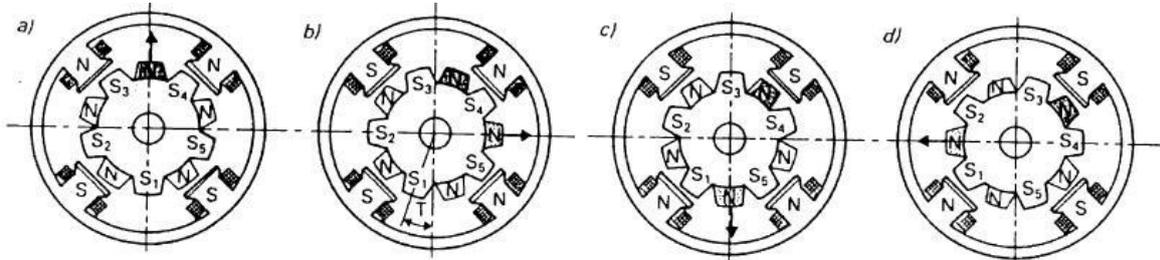


Figure 3.22 les positions successives du rotor après l'alimentation des bobines du stator.

### 3.4.1.2.7 Caractéristiques

- Très bonne résolution.
- Couple moteur élevé dû à l'aimantation du rotor (proportionnel au courant).
- Sens de rotation liée à l'ordre d'alimentation des bobines et au sens du courant.

« De nombreuses applications industrielles utilisent les moteurs pas à pas : en robotique (servomécanisme), en micro-informatique (lecteurs de disquettes, disque dur ...) , dans les imprimantes et tables traçantes, dans le domaine médical : pousse seringue (le moteur pas à pas permet un débit régulier pour la perfusion) ... »

### 3.4.1.3 Alimentation du Moteur Pas a Pas :

Le principe de fonctionnement des moteurs pas à pas repose sur la commutation successive des Enroulements stator (ou phase). Pour cela, une impulsion électrique est traduite par un séquenceur Agissant sur une électronique de commutation (drivers ou transistors de puissance) qui distribue les Polarités dans les enroulements. Une seule commutation provoque un seul pas quelle que soit la durée de l'impulsion (supérieur à une valeur minimale).

Dans notre Projet le Moteur est alimenté avec Une Tension de 9v.

Concernant le Moteur pas a pas Nous avons u Beaucoup de Difficulté dans le choix du Moteur, en Premier lieu nous avons testé un Moteur Pas a pas alimenté en AC et nous avons fini par faire le choix d'un Autre Moteur plus Pratique par la sa petite taille. L'image Suivante Montre Notre Moteur Pas a Pas Utilisé dans Le Prototype.

### 3.4.2 Partie Mécanique

Dans cette partie nous avons essayé de créer le même système mécanique d'un Pousse seringue mais d'une autre façon afin de gagné un peux d'espace et d'améliorer le mouvement de la tige de la seringue, Voila une Figure qui vous donne l'idée sur le mécanisme d'un pousse seringue d'une version commercialisé. [14]

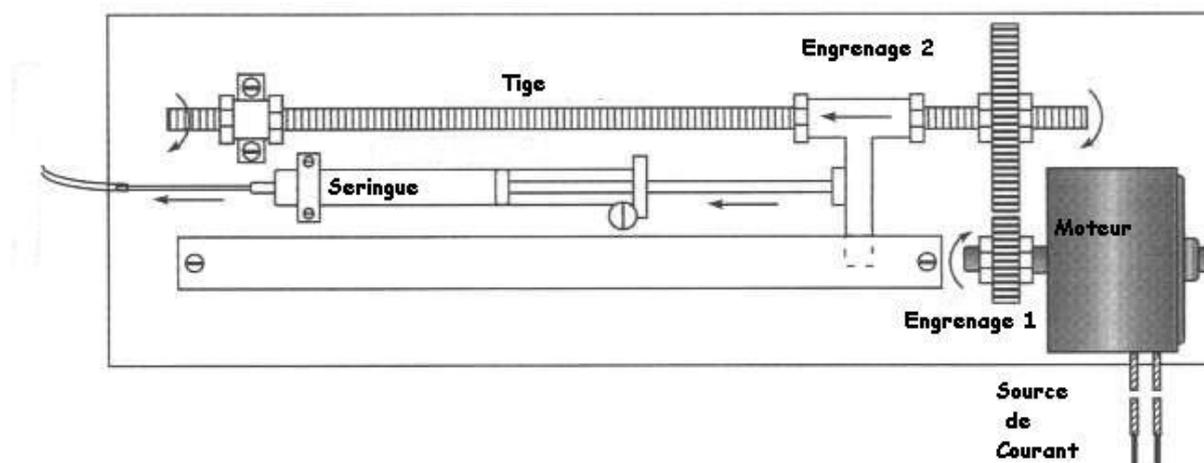


Figure3.23 : mécanisme du pousse seringue.

Le moteur fait Tourné « l'engrenage Conique » et grâce au système Vis-écrou, nous obtiendrons le mouvement du déplacement da la seringue.

Notre réalisation est fais sur le même principe mais nous avons enlevé le système Vis-écrous et on a utilisé un système avec engrenage sur le long de la Tige qui sert come l'axe principale du mouvement de la seringue. Voila la Figure Qui montre le Principe de fonctionnement de notre réalisation avec seulement un système d'engrenage crémaillère.

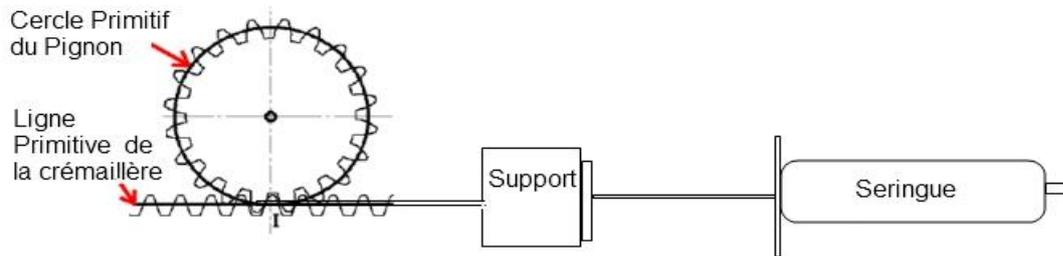


Figure3.24 : le Principe de fonctionnement

Dans notre prototype, le moteur a un pignon en cercle a proximité d'une autre ligne, le fait que le moteur tourne, nous obtiendrons un mouvement de la tige et ce qui signifie une injection.

### 3.5- Amélioration du Prototype

Certaines améliorations peuvent être apportées afin de rendre le système plus performant

#### 3.5.1-Mécanique :

- Limiter les jeux au maximum afin d'éviter des pertes de précisions lors des Changements de direction.

- Utiliser des tiges Plus grande pour meilleur contact. [2]

#### 3.5.2-Electronique :

- Diminuer la consommation de la carte électronique.

- Utiliser un Système de compte a rebours pour Afficher le temps restant avant chaque Injection.

- Créer un Système de commande pour le Moteur Pas a pas.[2]

- Utiliser des microcontrôleurs pour mieux gérer le temps d'injection.

- utiliser un moteur Pas a Pas hybride par ce qu'il a :

- a) Très bonne résolution.
- b) Couple moteur élevé dû à l'aimantation du rotor (proportionnel au courant).
- c) Sens de rotation lié à l'ordre d'alimentation des bobines et au sens du courant.

### **3.6- Conclusion**

La conception du PSE et la réalisation du Temporisateur Médical Nous a permis de Bien Comprendre Comment manipulé les Circuit Logiques tel que cd4040 afin d'obtenir un Temporisateur Parfait compatible avec un Pousse seringue Mono-Voix et destiné a l'utilisation Médical. Mais néanmoins notre PSE reste limiter s'il faut changer la seringue puisque la dynamique change donc le moteur, une amélioration et toujours prévu, comme l'ajout d'une alarme qui se déclenche lorsque la seringue se vide du liquide injectable.

## Chapitre04 :

### Phase de Teste des Différent Partie du Prototype

#### 4.1 Introduction

Dans ce projet tel qu'il est motionné précédemment, on utilisera un diviseur de fréquence, plus exactement les CMOS CD4040 pour le traitement de la valeur de temps nécessaire pour alimenter le moteur pas à pas.

Cette partie démontre les méthodes et les procédures utilisées pour mettre en œuvre, tester et examiner le fonctionnement de Notre Système, la Phase d'essai est très importante et représente une étape cruciale dans la mise en Marche du Système.

Notre système doit tenir en considération les deux étapes suivantes :

- Partie Timer Médical : la réalisation du temporisateur, c'est à dire définir le Délais avant l'injection.
- Partie du moteur : cette partie Consiste le mécanisme et la mise en marche du Moteur Pas a Pas.

#### 4.2 Procédure à suivre

Avant d'établir les testes, on doit suivre les étapes suivantes :

- Alimenter l'appareil par une pile de 9 volts.
- Voir le signal de sortie du NE555 dans la patte 3 et on essaye d'avoir une Période de 850us, pour avoir un délai de 2 Heures.

### 4.3 Partie simulation

Avant de nous lancer dans le teste de Notre circuit Nous allons Simuler le système dans le logiciel Multi-sim.

Nous allons débiter avec le Générateur du Signal Carré qui est le NE555 et en passant par les deux états, c'est-à-dire Pendant le délai le Bouton poussoir est relâché ensuite lors de la remise a zéro du système tout sera égal a zéro dans le deviseur de fréquence..

#### 4.3.1 Pendant le délai

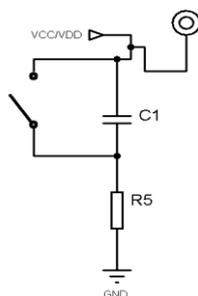


Figure4.1 : Remise à zéro du système

#### 4.3.1.2 Bloc Générateur de signal carré

Les composantes utilisées :

- Résistance 12 k $\Omega$  qui est noté dans la figure 4.1 R6.
- Résistance 22 k $\Omega$  qui est noté dans la figure 4.1 R7.
- Condensateur 22 nF qui est noté dans la figure 4.1 C3.
- Condensateur 10 nF qui est noté dans la figure 4.1 C2.
- Potentiomètre 10 k $\Omega$  qui est noté dans la figure 4.1 RV1.
- Potentiomètre 1 k $\Omega$  qui est noté dans la figure 4.1 RV3.
- Alimentation d'une tension continue 9 volts est noté VCC/VDD.
- La masse noté GND.

Le Signal Obtenus a la sortie du NE555

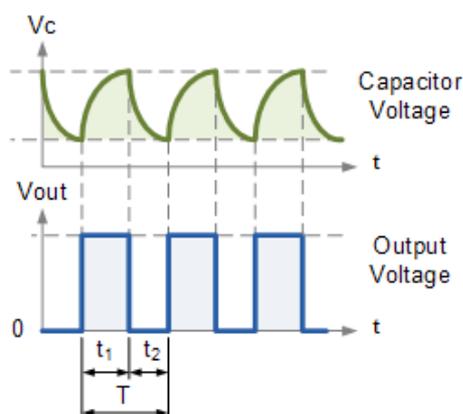


figure4.2 : signaux de NE555

L'amplitude  $v=9$  volts.

La période  $T=0.8$  ms

La fréquence  $f=1/T = 1000/0.8$

donc Nous avons Une Fréquence égale a :

$$f=1.194 \text{ KHZ}$$

Vcapacité max= 5.8 volts.

Vcapacité min= 2.9 volts.

Pour cela on a essayé de varier les valeurs de ces composantes :

Par exemple si on va jouer seulement sur la résistance R6 et on diminue sa valeur on va avoir ce signal :

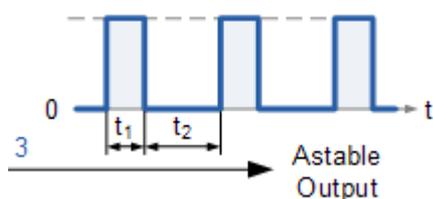


figure4.3 signal de sortie (point 3 du NE555)

**Résultat :** si on varie la valeur de résistance R6 on va toucher le signal de sortie dans la patte 3 du NE555 mais seulement dans la période haute.

Ce signal est résulte quand on diminue la valeur de R6 dans ce cas on a utilisé une résistance de  $10\Omega$ . ( $T_h < T_b$ ).

Une autre remarque ci qu'on varie aussi dans les deux potentiomètres ya un changement dans le signal et voila le signal obtenu :

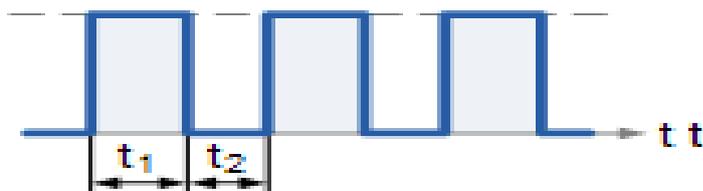


figure4.4 signal de sortie (point 3 du NE555)

**Résultat :** si on va changer la valeur de deux potentiomètre on va jouer seulement sur la largeur du période du signal de sortie de NE555

La fréquence est augmentée ou bien diminuée sans toucher la géométrie du signal c'est-à-dire  $T_h$  et  $T_b$  restent constantes.

#### 4.3.1.3 Bloc Diviseur de Tension (Commande Moteur)

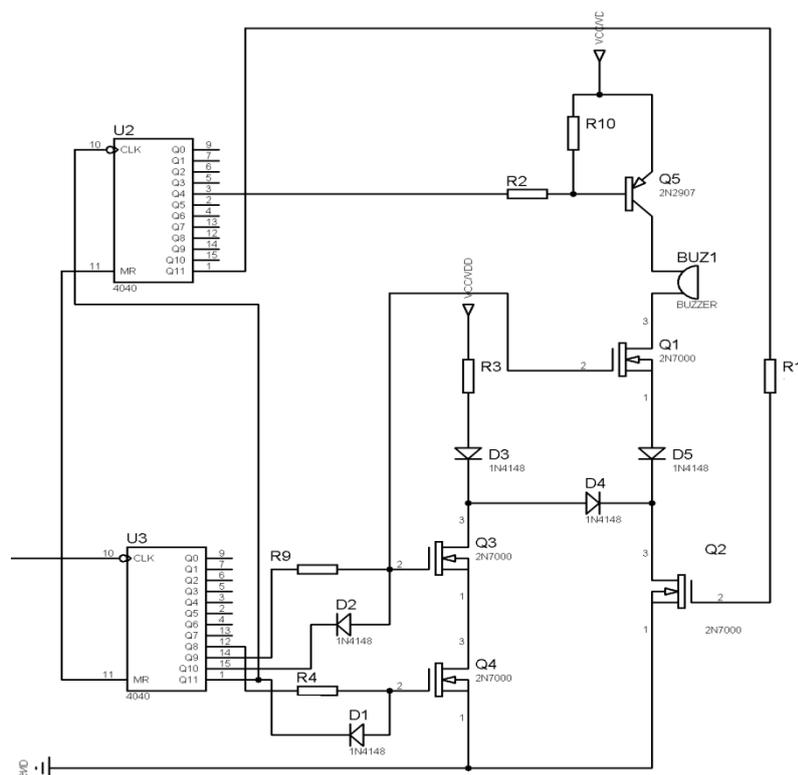


Figure 4.5 bloc de diviseur de fréquence

Les composants utilisés :

- 4 Résistance  $1k\Omega$  est mentionnées dans la figure 4.2 R1, R2, R4, R9.
- Résistance  $10k\Omega$  est mentionnée dans la figure 4.2 R10.
- Transistor 2N2907 est mentionné dans la figure 4.2 Q5.

- 4 Transistor 2N7000 sont mentionnés dans la figure 4.2 Q1, Q2, Q3, Q4.
- 4 Diode 1N4148 sont mentionnées dans la figure 4.2 D1, D2, D5, D4.
- Une LED est mentionné dans la figure 4.2 D3.
- Alimentation de 9 volts est noté VCC/VDD.
- Une masse est noté GND.
- 2 circuit intégré CD4040.

Les résultats obtenus par multiSim sont :

#### 4.3.1.4 La sortie Q6 de IC1 (noté U3 dans la figure 4.2) :

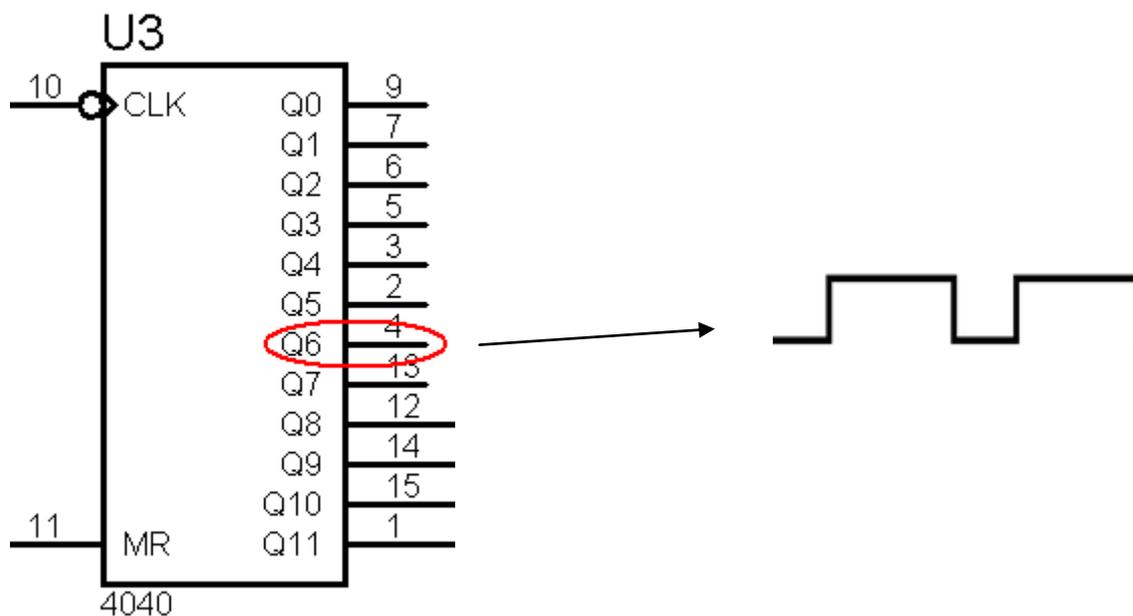


figure 4.6 signal dans la sortie Q6

La période  $T=5.2*20ms =104$

T=104 ms

f=610 HZ

Et la fréquence  $f=1/T$

**4.3.1.5 La sortie Q11 de IC1 :**

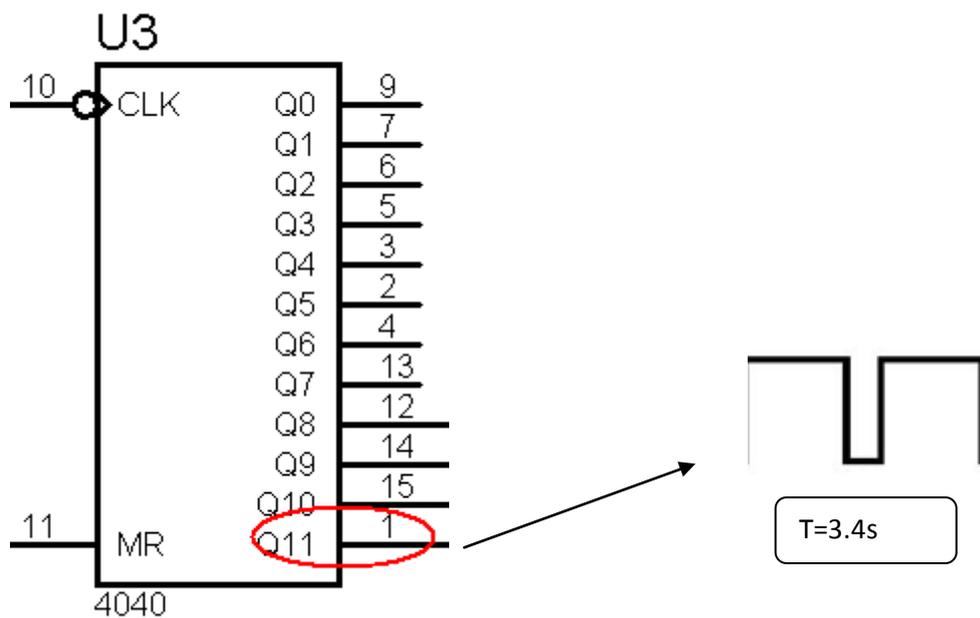


figure 4.7 signal dans la sortie Q11

La période  $T=6.8*0.5 s =104$

T=3.4s

**4.3.1.6 La sortie Q8 de IC1 :**

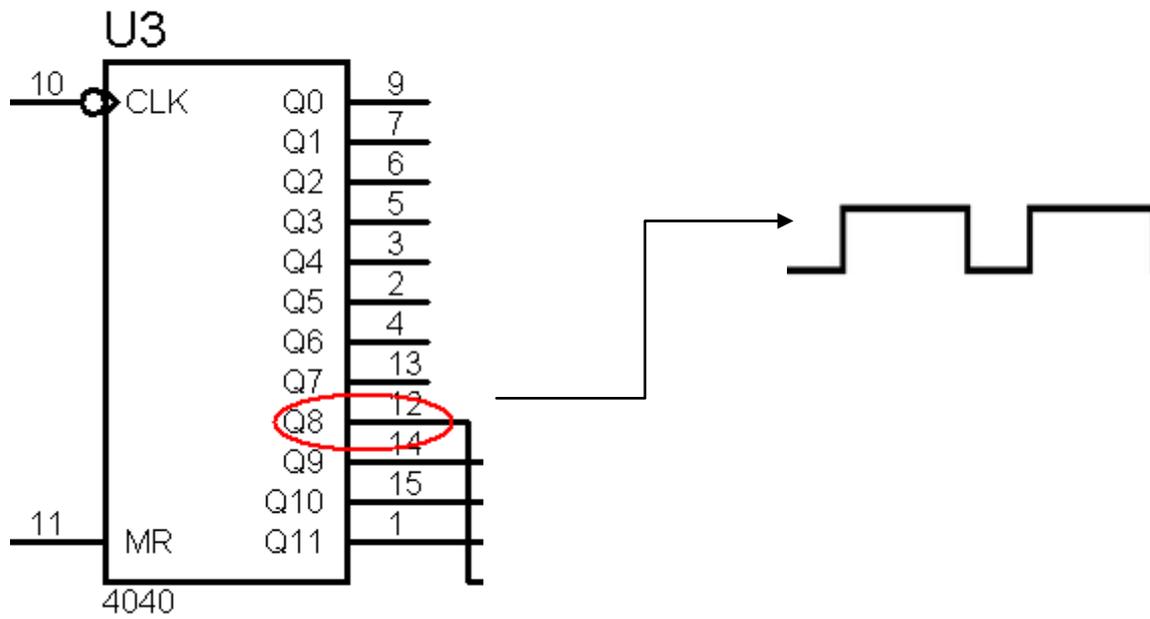


figure 4.8 signal dans la sortie Q8

La période  $T=4.8*50=240$      $f=1/T$

$T=240$  ns

La fréquence

$f=4.17$  KHZ

#### 4.3.1.7 La sortie Q9 de IC1 :

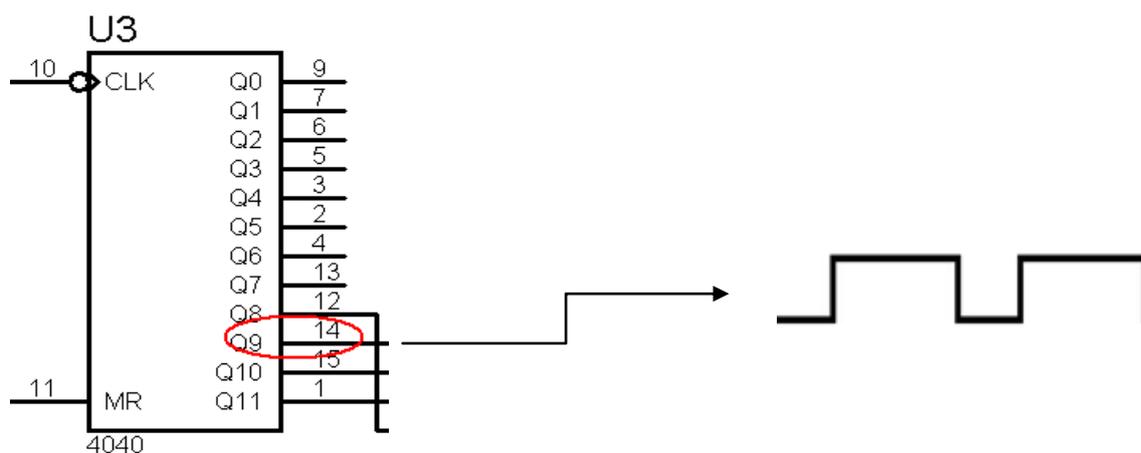


figure 4.9 signal dans la sortie Q9

La période  $T=8*0.1=0.81$

$T=0.81$  s

La fréquence  $f=1/T$

$f=1.23$  KHZ

#### 4.3.1.8 La sortie Q10 de IC1 :

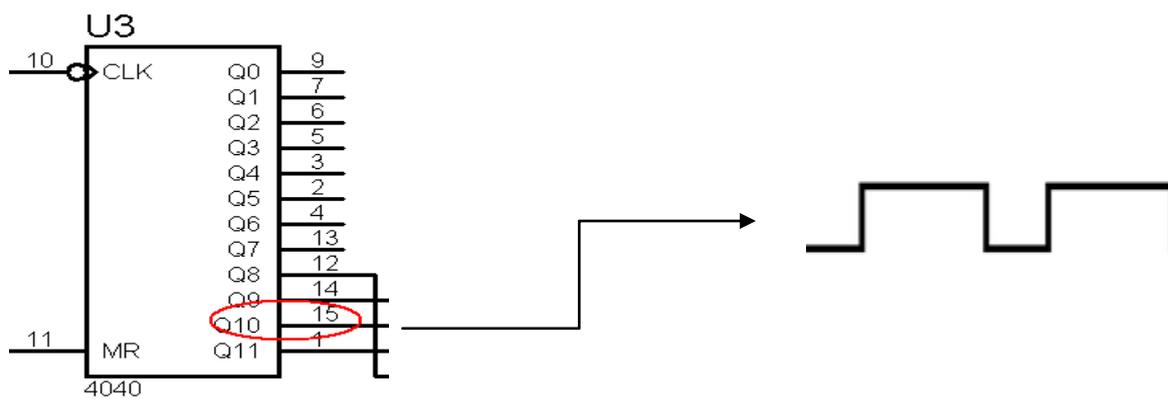


figure 4.10 signal dans la sortie Q10

la periode  $T=1.4s$

la fréquence  $f= 1.591$  KHZ

### 4.3.1.9 La Sortie Au point A

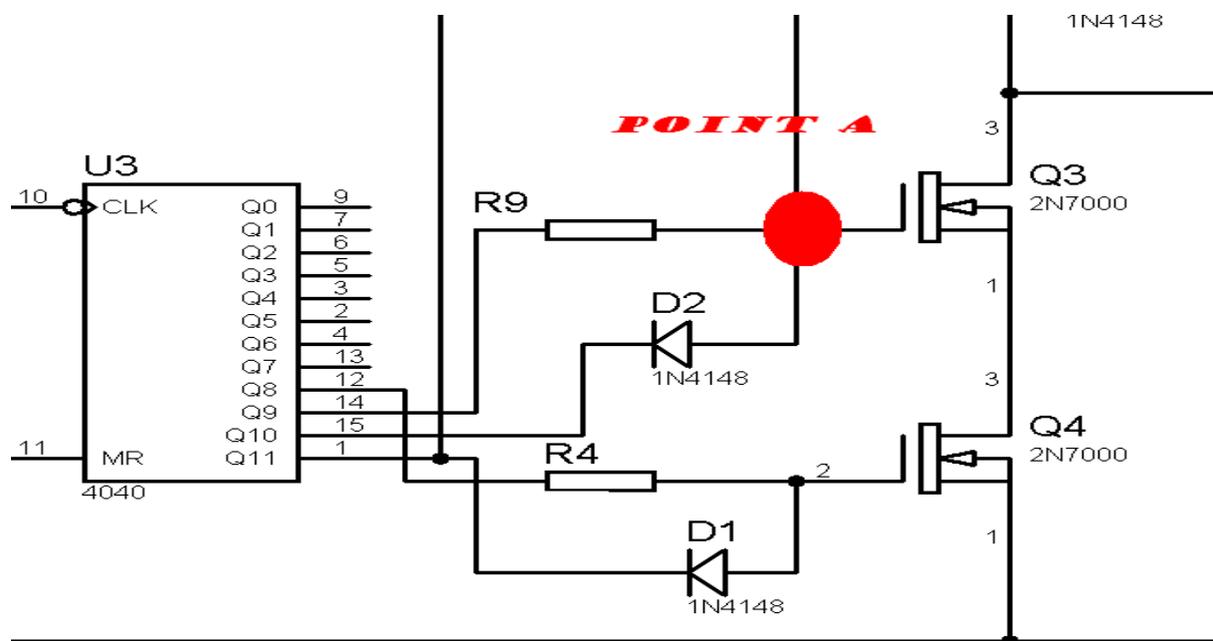


figure 4.11 schéma montre la position de point A



figure 4.12 signal au point A

L'amplitude

$V = 2.5 * 2 \text{ volts}$

$V_A = 5V$

La période  $T = 4.2 * 200 \text{ ms}$

$T = 840 \text{ ms}$

La fréquence

$f = 1/T$        $f = 1000/840$

$f = 1.19 \text{ KHZ}$

### 4.3.1.10 Sortie Au point B

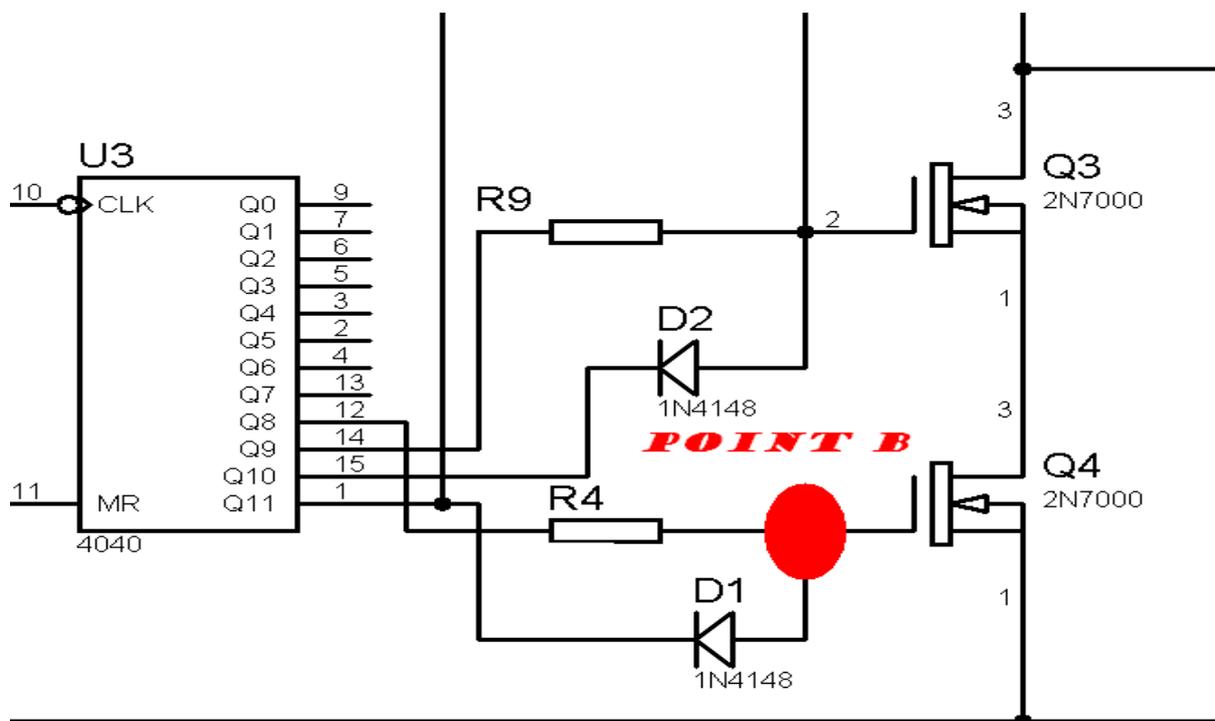


figure 4.13 schéma montre la position de point B

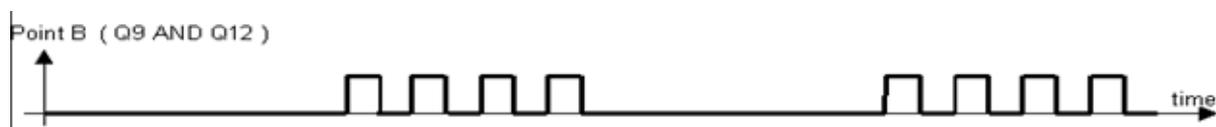


figure 4.14 signal au point B

L'amplitude

V= 2.5\*2volts

VB= 5V

La période

$$T=2.2*200 \text{ ms}$$

$$T=440 \text{ ms}$$

La fréquence

$$f=1/T \quad f=1000/440$$

$$f=2.27 \text{ KHZ}$$

### Remarque

Le cas ou nous tapons sur le bouton Poussoir nous activons la remise a zéro du système donc on va obtenir seulement les résultats dans l'étage du Ne555

## 4.4 Phase de teste de Notre Circuit

Dans cette Partie nous allons Tester Tout notre Réalisation Afin d'Obtenir les résultats Obtenus par la Simulation.

#### 4.4.1 Temporisateur Médical



Figure4.15 temporisateur médical

La phase du teste de notre Temporisateur nous a permis de Trouvé presque les même Valeurs Précédemment calculé par le multisim.

#### 4.4.2 Teste de Pousse Seringue



Figure4.16 : pousse seringue

Le teste de notre PSE a étai effectué avec succès car nous avons obtenu le même déplacement mais avec un autre mécanisme que celui qui est commercialisé.

## **5- Conclusion**

Notre réalisation a étai faite avec succès car nous avons entamé la partie simulation et tout se qui concerne la théorie au début et nous avons finie par comparer les résultats avec la pratique et ce derniers étai identique a nos résultats finale.

## Conclusion Générale

Dans certains 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 optimal 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.

Le pousse seringue électrique (PSE) reste le moyen le plus pratique et le plus précis permettant l'administration des médicaments à débit continu et constant. C'est une pompe doseuse capable de délivrer par intraveineuse une dose médicamenteuse définie avec précision.

Ce projet nous a permis d'approfondir nos connaissances sur le Pousse Seringue ainsi que sur Le Temporisateur Médical, ce qui nous a donné l'occasion d'être face aux différents problèmes liés aux techniques de la réalisation pratique.

Cependant l'injection à intervalles de temps régulièrement espacés présente des inconvénients comme l'accroissement du nombre de manipulations et des risques d'erreurs ; interventions plus fréquentes du personnel infirmier ; augmentation des risques septiques ; contraintes pour le patient.

L'ajout d'un microcontrôleur entre dans nos perspectives. Nous avons vu dans les premiers chapitres qu'après calibrage du pousse seringue, il était nécessaire de surveiller un certain nombre de paramètres afin de garantir une perfusion correcte. C'est le rôle du microcontrôleur. 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 s'il est 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. Il contrôle également que l'horloge ne dérive pas.

A la fin on conclut que chaque conception pratique a besoin d'une amélioration pour une éventuelle augmentation de ces performances, et c'est le but qu'il faut toujours chercher à atteindre.

## Référence :

[1] : Forum Médical ([www.fumed1.com](http://www.fumed1.com)).

[2]: Projet de Fin d'études de l'école d'ingénieurs de Sion.

[3] : [www.em-consulte.com](http://www.em-consulte.com).

[4] : Le Manuel de Réanimation, Soins Intensifs Et Médecine D'urgence – Livre de Jean-L-Vincent .

[5] : Cardiologie clinique Par Wilhelm Rutishauser.

[6] : La néonatalogie Par Marie Dincleaux.

[7 ] : [www.si.ens-cachan.fr](http://www.si.ens-cachan.fr)

[8] : [www.patientensicherheit.ch](http://www.patientensicherheit.ch)

[9] : [www.scribd.com](http://www.scribd.com)

[10] : [www.doc-dz.com](http://www.doc-dz.com)

[11] : [www.fr.wikipedia.org/wiki/NE555](http://www.fr.wikipedia.org/wiki/NE555)

[12] : [www.sen-bretagne.net](http://www.sen-bretagne.net)

## Type et détail Sur les Composants Utilisés

### Transistor 2N2907

#### CARACTÉRISTIQUES :

- Un courant élevé (max. 600 mA)
- Basse tension (max. 60 V).

#### APPLICATIONS :

- Commutation et d'amplification linéaire.

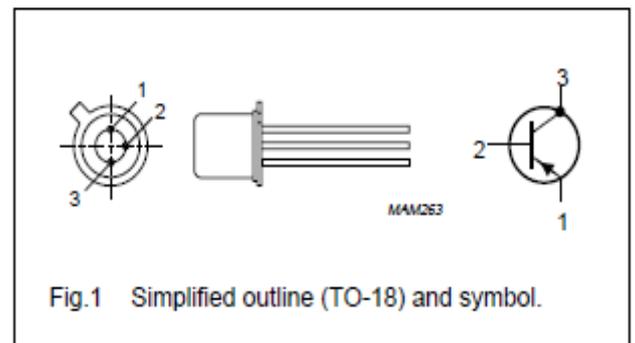
#### DESCRIPTION :

PNP transistor de commutation dans un boîtier métallique TO-18.

NPN complète: 2N2222 et 2N2222A.

#### PINNING

PIN	DESCRIPTION
1	emitter
2	base
3	collector, connected to case

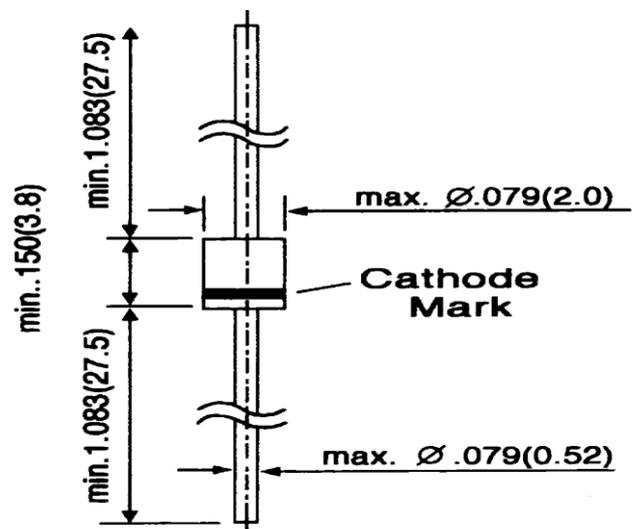


### La diode 1N4148

La **diode** est un composant électronique. C'est un dipôle non-linéaire et polarisé (ou non-symétrique). Le sens de branchement de la diode a donc une importance sur le fonctionnement du circuit électronique.

Il existe de nombreuses familles de composants électroniques dont la désignation contient le mot diode et tous ces composants sont réalisés autour d'une jonction P-N.

Sans précision supplémentaire, ce mot désigne un dipôle qui ne laisse passer le courant électrique que dans un sens.

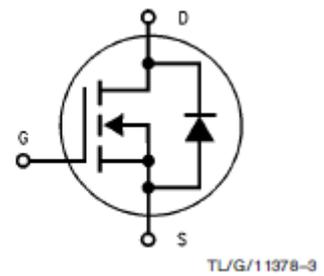
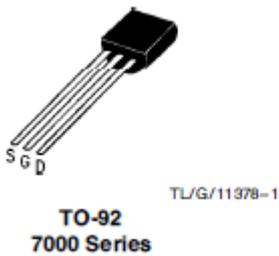


Ce dipôle est aussi appelé diode de redressement car il est utilisé pour réaliser les redresseurs qui permettent de transformer le courant alternatif en courant continu.

## Transistor 2N7000 :

### description générale :

Ces enrichissement à canal n transistors à effet de champ de mode sont produites à l'aide nationale au troisième très haute densité cellulaire génération de technologie DMOS. Ces produits ont été conçus pour minimiser résistance à l'état sauvage de fournir et des performances fiables et une commutation rapide. Ils peuvent être utilisé, avec un minimum d'effort, dans la plupart des applications nécessitant jusqu'à 400 mA à courant continu et peut fournir des courants pulsés jusqu'à 2A. Ce produit est particulièrement adapté à la basse tension, basse les applications actuelles, telles que de petites commandes servo-moteur, conducteurs de puissance MOSFET à grille, et d'autres applications de commutation.



Caractéristiques : de conception efficace haute densité cellulaire approche (3 millions / po 2) commandé en tension petit signal de commutation robuste à haute saturation actuelle Low RDS (ON)