

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
République Algérienne démocratique et populaire

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique

جامعة سعد دحلب البلدية
Université SAAD DAHLAB de BLIDA

كلية التكنولوجيا
Faculté de Technologie

قسم الإلكترونيك
Département d'Électronique



Mémoire de fin d'étude de master

Spécialité : électronique des systèmes embarqués

Présenté par :

HAMZAOUI Radhya

&

FERMELI Yasmine

thème :

Pousse seringue automatisé connecté, avec contrôle précis du dosage et du blocage d'administration de médicaments liquides

Mémoire soutenu publiquement le 29/06/2024 devant les jurés composés

Promotrice : Mme BOUGHRIRA H

Président : Mr GUESSOUME

Examineur : Mr ZAIR

Remerciement

Nous tenons à exprimer notre profonde gratitude à toutes les personnes qui ont contribué à la réalisation de ce mémoire.

Nous remercions tout particulièrement notre promotrice, Madame Boughrira H., pour ses conseils avisés, son soutien constant et ses encouragements tout au long de ce projet. Ses connaissances et son expertise ont été inestimables.

Nous souhaitons également remercier les membres de notre jury, [Mr GHESSOM et Mr ZAIR], pour leurs remarques constructives et leurs suggestions pertinentes qui ont enrichi ce travail.

Un grand merci à toutes les personnes qui nous ont aidés de près ou de loin et spécialement à Toufique Emballage pour avoir facilité la recherche des pièces nécessaires et pour avoir soutenu notre idée de manière exceptionnelle.

Enfin, nous tenons à exprimer notre gratitude à nos familles respectives pour leur amour et leur soutien inconditionnels. Sans leur encouragement et leur patience, ce travail n'aurait pas été possible.

ملخص

يهدف هذا المشروع إلى تطوير نظام مبتكر للتحكم في حقنة طبية عن بعد باستخدام شاشة لمس ومتحكم ESP8266. يتضمن النظام شاشة اللمس ili9341 لإدخال البيانات، و ESP8266 لمعالجة البيانات وإرسالها إلى خادم MQTT ، وأردوينو UNO للتحكم في محرك خطوة بخطوة DRV8825 لضبط سرعة الحقن، وحساس تدفق YFS401 لقياس معدل تدفق الدواء. يتميز النظام بإمكانية التحكم عن بعد لتحسين راحة وسلامة المريض وتقليل التدخل اليدوي

Résumé :

Ce projet vise à développer un système innovant de contrôle d'une seringue médicale à distance en utilisant un écran tactile et un contrôleur ESP8266. Le système comprend un écran tactile ili9341 pour entrer les données, un ESP8266 pour traiter et envoyer les données à un serveur MQTT, un Arduino UNO pour contrôler un moteur pas à pas DRV8825 afin d'ajuster la vitesse d'injection, et un capteur de débit YFS401 pour mesurer le débit du médicament. Le système permet un contrôle à distance pour améliorer le confort et la sécurité du patient tout en réduisant l'intervention manuelle.

Abstract:

This project aims to develop an innovative system for remotely controlling a medical syringe using a touchscreen and an ESP8266 controller. The system includes an ili9341 touchscreen for inputting data, an ESP8266 for processing and sending data to an MQTT server, an Arduino UNO for controlling a DRV8825 stepper motor to adjust the injection speed, and a YFS401 flow sensor to measure the drug flow rate. The system features remote control capability to enhance patient comfort and safety while reducing manual intervention.

Table des matières

Introduction générale	1
Chapitre 1 : les bases théorique et technique de pousse seringue électromécanique.....	2
1.1 Introduction.....	2
1.2 Généralité sur les pousSES seringues électriques.....	2
1.2.1 Définition	2
1.2.2 Principe de fonctionnement.....	2
1.2.3 Les modes de perfusion	3
1.3 Etudes de la partie mécanique	3
1.3.1 les mécanismes existants.....	4
1.3.2 les types de moteur	5
1.4 Études de la partie command (électronique).....	6
1.4.1 Les systèmes embarqués connectées.....	6
1.4.2 Les capteurs	7
1.5 Conclusion	9
2 Chapitre 2 : étude et conception d'un pousse seringue électromécanique.....	10
2.1 Introduction.....	10
2.2 Partie mécanique	10
2.2.1 dimensionnement	10
2.2.2 Modélisation des pièces 3D.....	13
2.2.3 Commande du moteur	13
2.3 Conception électronique.....	15
2.3.1 Schéma synoptique.....	15
2.3.2 Moteur pas à pas : NEMA 17HS19-2004S1.....	16

2.3.3	Arduino UNO	18
2.3.4	ESP8266 NODEMCU ESP-12E V1.0	18
2.3.5	Driver 8825	19
2.3.6	Le circuit de contrôle d'un moteur	20
2.3.7	Capteur de débit YFS401	21
2.3.8	ILI9341 Ecran Tactile LCD, 2,8 pouces	22
2.4	Partie programmation	24
2.4.1	Organigramme générale.....	24
2.4.2	Organigramme ESP8266 et ILI9341	26
2.4.3	Organigramme de ESP8266 /commande du moteur et lecteur de débit	27
2.5	MQTT	28
2.5.1	Définition	28
2.5.2	Mode de fonctionnement [5].....	28
2.5.3	Composants de MQTT.....	29
2.5.4	Fonctionnement de MQTT.....	29
2.6	Conclusion	30
Chapitre 3 : Implémentation et résultat		31
3.1.	Introduction	31
3.2.	Partie mécanique	31
3.2.1.	Element du pousse seringue	31
3.3.	Partie electronique et programmation	33
3.3.1.	Interface graphique.....	34
3.3.2.	Commande de pousse seringue.....	36
Conclusion générale.....		38

4. Références.....	39
---------------------------	-----------

Introduction générale

Le pousse-seringue électrique sert, comme son nom l'indique, à pousser une seringue, de façon continue, lente et sans intervention humaine. Il s'agit d'un appareil électronique, permettant en effet d'injecter en continu et à un certain débit une quantité de produit.

A l'heure actuelle, il existe de nombreux modèles de pousse seringue électrique avec leur caractéristique et modes d'utilisations qui sont appropriées. Ils sont couramment utilisés en soins infirmiers. Il semble malheureusement que leur utilisation ne soit pas toujours optimale, pour améliorer et faciliter l'utilisation de ces pousse seringue nous avons réalisé un prototype de pousse seringue automatisé connecté pour à mener bien de notre travail, nous avons utilisé la carte Arduino UNO, ESP8266 NODE MCU aussi MQTT.

Ce rapport de mémoire est organisé en trois chapitres :

- Le premier est consacré aux généralités sur les bases théorique et technique de PSE.
- Le deuxième est dédié à la conception et étude les déférents composantes de notre projet
- Le troisième est consacré à la réalisation pratique de projet.

Enfin, on termine par conclusion générale eu mettant en exergue les résultats obtenus.

Chapitre 1 : les bases théorique et technique de pousse seringue électromécanique

1.1 Introduction

Un pousse seringue, dit (sering pump) en anglais, est utiliser pour administrer des liquides médicamenteux aux patients pendant un certain temps à débit constant. Il est utilisé dans les hôpitaux et les centres de soins pour des patients nécessitant des injections en continu. Il est largement utilisé pour l'administration d'anticancéreux, d'insuline, d'antalgiques ou encore d'amines vasopressives dans de nombreuses spécialités médicales : anesthésie-réanimation, chirurgie, infectiologie, soins palliatifs, etc. [1]

Dans ce chapitre, nous présenterons, le fonctionnement des pousse-seringues ainsi que les principaux composants matériels et protocoles importants qui assurent le bon comportement de ces dispositifs.

1.2 Généralité sur les pousses seringues électriques

1.2.1 Définition

Un pousse-seringue électrique (ESP) est un dispositif médical qui délivre des injections précises et régulières de médicaments sur une période de temps prolongée, en poussant le piston de la seringue à une vitesse réglable pour obtenir un débit et une régularité faibles. Le contenu de la seringue est ainsi administré sans l'intervention d'un infirmier.



Figure 1.1 : Pousse seringue électrique

1.2.2 Principe de fonctionnement

Le fonctionnement de pousse seringue électrique repose sur trois parties principales : mécanique, électronique et interface d'utilisateur.

Mécanique : compose principalement d'un moteur électrique et d'un piston. Lorsque le dispositif est activé, le moteur tourne de manière discrète et entraîne le déplacement du piston grâce à un système de vis sans fin qui va pousser le contenu de la seringue.

Électronique : est constitué d'un microcontrôleur qui offre des capacités de gestion complètes. Avec le microcontrôleur aux commandes, il régule le fonctionnement du moteur, assure le suivi des variables importantes telles que la vitesse de livraison importantes et le volume restant, et déclenche des alarmes en cas de problème. En utilisant des capteurs intégrés, il garantit une administration précise et sécurisée du médicament.

Interface d'utilisateur : cette interface se compose d'une interface graphique facile à naviguer, de boutons de commande et d'un écran d'affichage. Les utilisateurs peuvent ajuster en temps réel la vitesse d'administration, déterminer le volume à injecter, définir des alarmes et surveiller de près la progression de l'administration.

1.2.3 Les modes de perfusion

Il existe plusieurs modes de fonctionnement, qui peuvent être indifféremment choisis sur les mêmes pousse-seringues électriques, en fonction du profil patient et des préférences du thérapeute :

Mode "perfusion continue" : mode le plus simple, le plus basique et le plus utilisé, permet de régler la quantité à injecter ainsi que le débit ;

Mode "AIVT" pour "Anesthésie Intra Veineuse Totale" : permet de régler le débit ainsi que la posologie en fonction de l'âge, du poids et du sexe du patient. C'est le pousse-seringue qui calcule lui-même la quantité à injecter. Plus souvent utilisé en anesthésie, plus rarement en réanimation, ce mode permet 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 ;

Mode "AIVOC" pour "Anesthésie Intra Veineuse à Objectif de Concentration" dont la dose est calculée en fonction soit de la concentration plasmatique souhaitée, c'est à dire en quantité de médicament dans le plasma sanguin, soit de la concentration au site d'action (le cerveau pour un hypnotique par exemple). Ce mode fonctionne avec des modèles pharmacocinétiques déterminées en fonction de la molécule choisie et des données du patient ;

Mode "PCA" pour "Analgésie Contrôlée par le Patient", grâce à un capot de protection et verrouillé par clé ou code, limitant ainsi l'accès unique au personnel soignant. [1]

1.3 Etudes de la partie mécanique

Cette partie mécanique d'un pousse seringue électrique est responsable de la propulsion du piston de la seringue, permettant ainsi l'injection du médicament ou du liquide dans le patient. Son fonctionnement se base généralement sur la conversion d'un mouvement rotatif ou un

mouvement linéaire. Pour assurer le bon fonctionnement il y a deux composants essentiels : le moteur électrique qui convertit l'énergie électrique en mouvement rotatif, et le système de transmission qui transforme ce mouvement rotatif en mouvement linéaire.

1.3.1 les mécanismes existants

Où les systèmes de transmission il y a trois types de mécanismes principaux sont couramment utilisés.

- **Vis à billes ou vis trapézoïdale :** Ce système offre une haute précision et une faible friction, garantissant un mouvement fluide et précis du piston. Cependant, sa complexité de fabrication et son coût élevé en font un choix moins répandu.

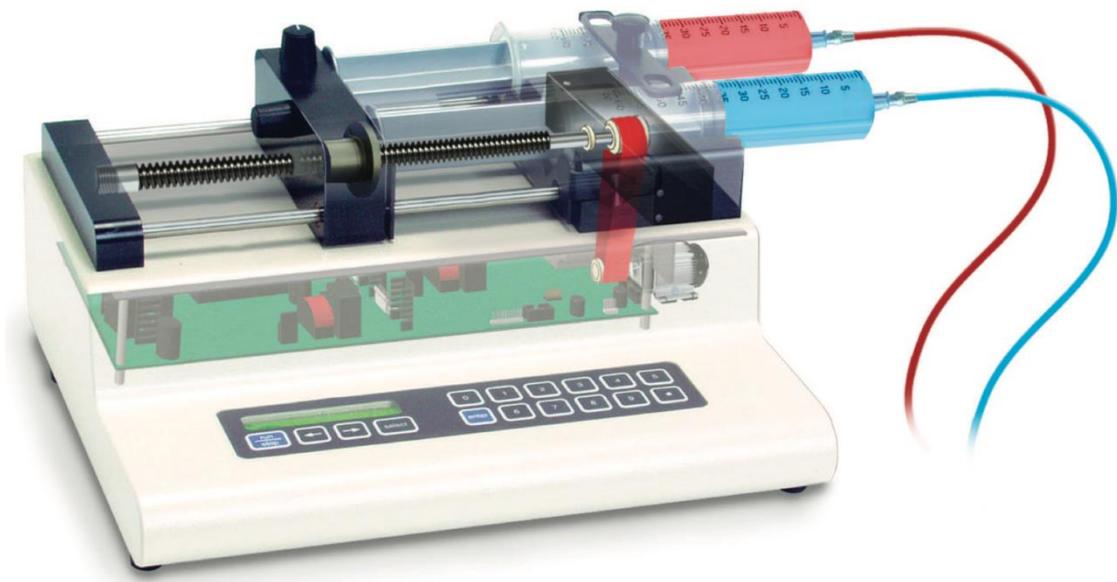
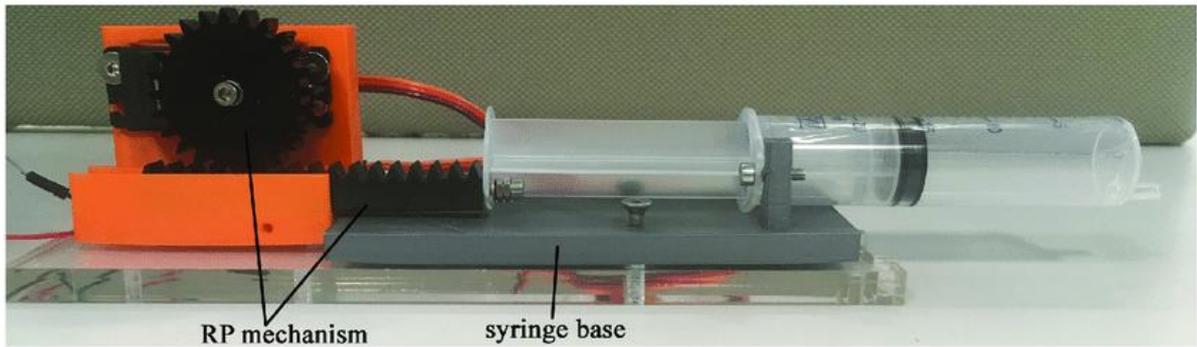


Figure 1.2 modèle de PSE à vis mère

- **Crémaillère et pignon :** Ce mécanisme simple et robuste se distingue par sa fiabilité et son coût modéré. Néanmoins, sa précision est limitée comparée à la vis à billes.



[2]figure 1.3 modèle de pousse seringue à crémaillère et pignon

- **Systèmes à courroie** : Ces systèmes offrent une flexibilité de conception et un coût abordable. Cependant, l'usure de la courroie au fil du temps et la nécessité d'une tension correcte pour un mouvement précis sont des points à prendre en compte.

1.3.2 les types de moteur

- **Moteur pas à pas**

Les moteurs pas à pas se déplacent en incréments discrets (pas) et sont contrôlés par un contrôleur électronique qui envoie des impulsions pour chaque pas. Ils offrent une haute précision, une facilité de contrôle et sont capables de maintenir la position sans nécessiter de courant continu. Cependant, ils sont moins efficaces énergétiquement et peuvent présenter des vibrations à faible vitesse.

- **Moteur à courant continu (DC)**

Les moteurs à courant continu convertissent l'énergie électrique en mouvement rotatif continu. La vitesse de rotation de ces moteurs est directement proportionnelle à la tension appliquée. Ils sont appréciés pour leur efficacité énergétique, leur simplicité de conception et la facilité de contrôler leur vitesse. Cependant, pour assurer une précision élevée, ces moteurs nécessitent souvent un système de rétroaction (feedback) qui peut ajouter à la complexité de leur mise en œuvre.

- **Les moteurs à courant alternatif (AC)**

Les moteurs à courant alternatif (AC) sont moins courants dans ce type d'application en raison de leur taille et de la complexité du contrôle. Cependant, ils peuvent être utilisés dans des configurations spécifiques nécessitant une puissance élevée.

1.4 Études de la partie command (électronique)

1.4.1 Les systèmes embarqués connectés

Un système embarqué connecté est un dispositif électronique intégré, conçu pour accomplir une tâche spécifique, qui peut se connecter à un réseau pour échanger des données. Utilisé dans des domaines comme l'automobile, la domotique, et l'Internet des objets (IoT), il combine matériel et logiciels optimisés pour une performance fiable et souvent en temps réel.

Types de carte à microcontrôleur embarquée :

Il existe plusieurs types de carte à microcontrôleur

- **Raspberry**

Est un nano ordinateur monocarte à faible courbe et de petite taille. Il intègre un processeur ARM, GPU, RAM, et divers ports pour la connectivité notamment USB, HDMI, Ethernet, wi-fi, et Bluetooth, ou il y a plusieurs modèles comme le Raspberry Pi 2,3,4 et ZERO.

Ces systèmes monocarte ont été développés par des professeurs de l'université de Cambridge. Il a plusieurs systèmes d'exploitation officiels qui sont optimisés pour les Raspberry Pi, comme Raspbian, le système de la fondation, ou encore Arch Linux.

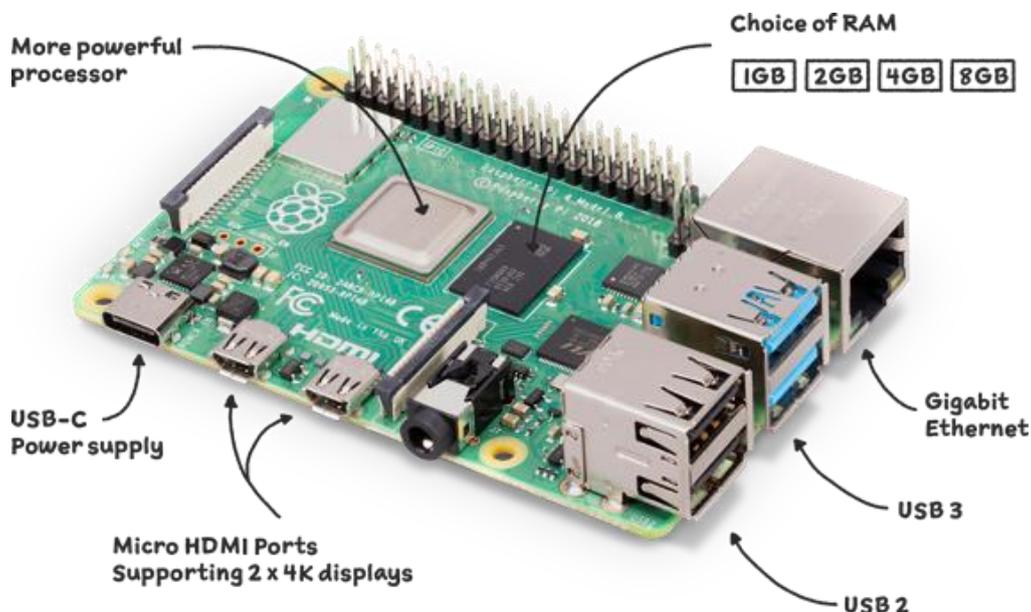


Figure 1.4 la carte raspberry

Spécifications

Processeur : ARM Cortex-A

RAM : Varie de 512 Mo à 8 Go selon le modèle

Connectivité : Wi-Fi, Bluetooth, Ethernet

GPIO : Broches d'entrée/sortie générales pour connecter divers capteurs et actionneurs

- **Arduino**

Une carte Arduino est une petite carte électronique équipée d'un microcontrôleur. Le microcontrôleur permet, à partir d'événements détectés par des capteurs, de programmer et commander des actionneurs, la carte Arduino est donc une interface programmable.

- **ESP8266 NODEMCU**

Module basé sur un ESP8266 cadencé à 80 MHz et exécutant le firmware open source NodeMCU. Cette carte se programme via l'IDE Arduino et est compatible avec les scripts LUA.

Ce microcontrôleur dispose d'une interface WiFi idéale pour les objets connectés. Des connecteurs latéraux mâles et femelles permettent d'enficher le module sur une plaque de montage rapide.

L'interface sans fil Wifi permet la création de point d'accès sans fil, l'hébergement d'un serveur, la connexion à internet et le partage des données par exemple.

Le module se programme directement à partir de l'IDE Arduino (installation d'une extension nécessaire) et nécessite un cordon microUSB (non inclus). Son implantation le rend compatible avec les plaques de connexions rapides.

1.4.2 Les capteurs

- **Capteur de pression**

Un capteur de pression est un dispositif capable de mesurer la pression appliquée. Le capteur de pression convertit la pression physique en un signal électrique.

Un capteur de pression, souvent appelé transducteur ou transmetteur de pression, est un dispositif utilisé pour mesurer et convertir une pression mécanique ou hydraulique en un signal électrique.

Le signal électrique peut être utilisé pour afficher la mesure de la pression sur un afficheur ou être envoyé à un régulateur, un automate ou à un système d'acquisition de données pour un traitement ultérieur.

Ils peuvent être utilisés pour mesurer et surveiller la pression, pour contrôler et ajuster la pression, et pour fournir des alarmes et des alertes en cas de changement de pression. Ils peuvent également être utilisés à des fins de diagnostic, pour aider à résoudre des problèmes dans le process industriel. [3]

- **Capteur de position**

Le capteur de position est un dispositif qui permet de recueillir des informations sur la position précise et le mouvement d'un objet. Les informations peuvent être obtenues par contact direct avec l'objet ou à distance à l'aide des capteurs magnétiques. Il permet également de détecter l'épaisseur d'une pièce, le niveau d'un fluide ou encore l'angle de rotation d'un arbre.

Le capteur de position est indispensable pour faire fonctionner correctement les différentes machines comme les machines-outils. [4]

- **Capteur de débit**

Les capteurs de débit surveillent la vitesse d'écoulement ou le débit de gaz ou de liquides et garantissent ainsi une production optimale. La mesure se fait avec fiabilité et sans usure et les capteurs enregistrent aussi d'autres informations comme par exemple la température.

Grâce à leur variété de formes et de procédés de mesure, les capteurs de débit autosen s'utilisent dans des applications variées dans la technique des procédés, des processus et des installations. Les capteurs de débit électroniques couvrent un large éventail d'applications : de la simple surveillance des valeurs limites jusqu'à la détermination précise du débit. [5]



Figure 1.5 capteur de débitmètre

1.5 Conclusion

On à vue dans ce chapitre un aperçu générale des pousse seringue électrique, permettant de poser les bases théoriques et techniques de notre projet en décrivant le principe de fonctionnement et présent de manière générale l'élément principale pour contrôler les diverses parties de fonctionnement.

2 Chapitre 2 : étude et conception d'un pousse seringue électromécanique

2.1 Introduction

Lors de ce chapitre, nous allons présenter les sections du projet y compris la conception mécanique, la conception électronique et la conception informatique. Chaque section comprend les calculs, les éléments et les étapes nécessaires pour construire notre système.

2.2 Partie mécanique

2.2.1 dimensionnement

Dans cette partie du projet il existe 3 principaux composants participant à pousser la seringue: moteur pas à pas, vis-mère "lead screw" et des pièces imprimés en 3D.

Le mouvement de rotation du moteur sera converti en mouvement de translation grâce à un système de « vis sans fin », d'écrou (lead screw) et d'une pièce imprimée en 3D. Cette pièce sera alors rattachée à la partie qui va pousser la seringue. Le reste de la seringue est immobilisée grâce à d'autres pièces imprimées en 3D.

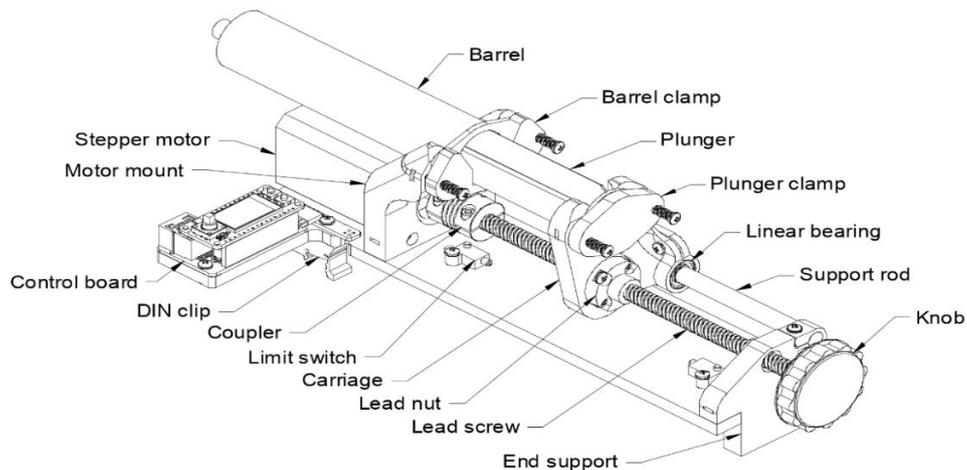


Figure 2.1 : Dimensionnement mécanisme de PSE

On peut comprendre comment le mouvement mécanique passe de la rotation du Stepper Motor au mouvement linéaire du Carriage, ce qui déplace le Plunger à l'intérieur du Syringe Barrel pour effectuer l'injection du liquide.

Le schéma décrit le processus de conversion du mouvement rotatif en mouvement linéaire à l'aide d'un moteur pas à pas et d'une vis mère. Le processus commence par la rotation du moteur pas à pas, qui entraîne la rotation de la vis mère fixée au moteur. Le mouvement rotatif de la vis est converti en mouvement linéaire grâce aux filets hélicoïdaux de la vis. L'écrou de tête se déplace le long de la vis mère et est fixé au chariot, qui se déplace sur des paliers linéaires. Le mouvement linéaire de l'écrou de tête pousse le chariot vers l'avant et vers l'arrière, entraînant ainsi le mouvement du piston à l'intérieur du cylindre de la seringue. Lorsque le piston est poussé, le liquide est expulsé du cylindre de la seringue pour être injecté. Ce processus illustre comment le mouvement rotatif précis du moteur pas à pas peut être utilisé pour déplacer le piston linéairement à l'intérieur de la seringue afin d'injecter le liquide.

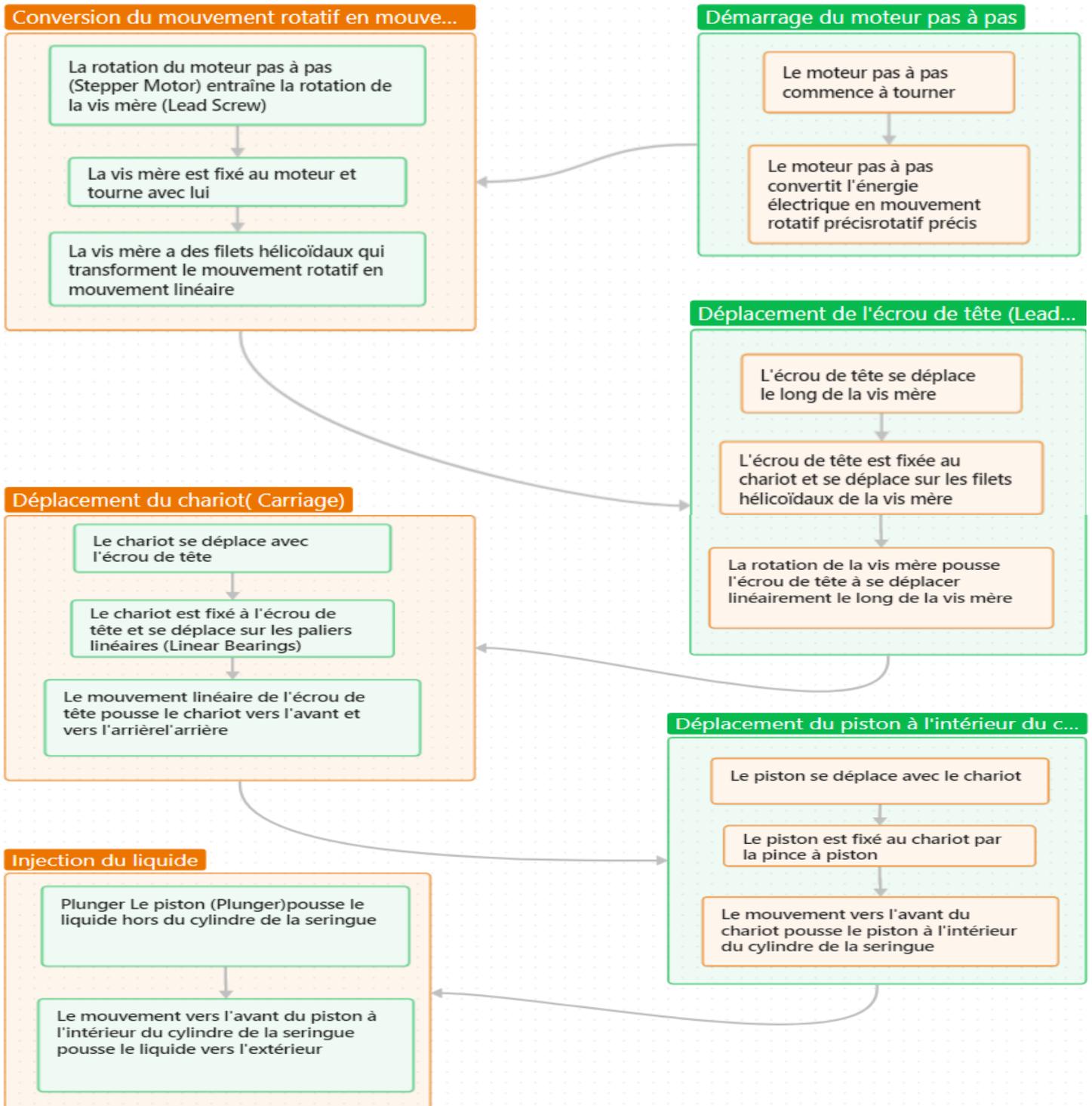
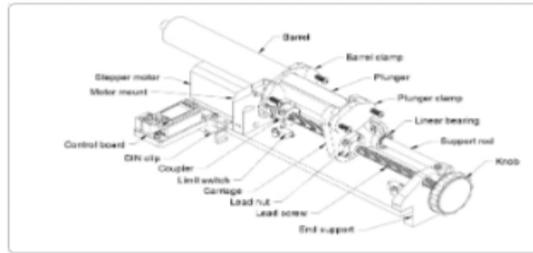
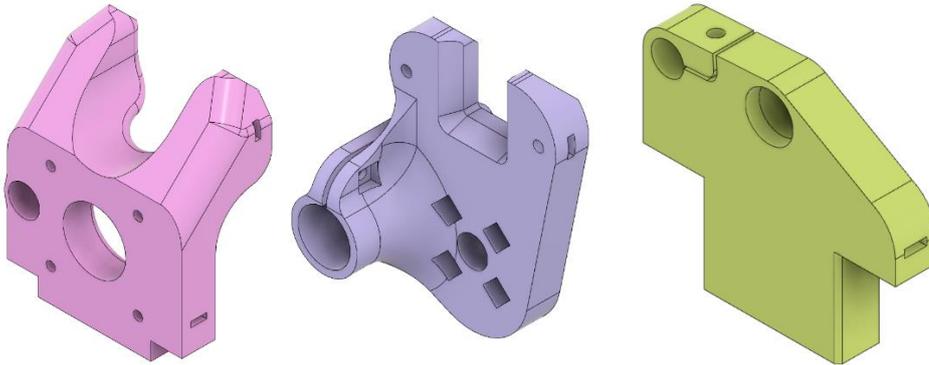


figure 2.2 Organigramme mécanique

2.2.2 Modélisation des pièces 3D



Les fichiers des pièces de support intérieur en plastique ont été trouvés en ligne open source (source : <https://karpova-lab.github.io/syringe-pump/mechanical/#carriage>)

2.2.3 Commande du moteur

la technique de Microstepping avec le driver DRV8825 a été appliquée. En réglant le microstepping à 32 pas par pas complet, la précision du contrôle du moteur est améliorée, ce qui aide à améliorer considérablement la précision de l'injection.

- Full Step(pas): Lors de l'utilisation du pas complet (234 pas par ml), la précision est limitée en raison du nombre réduit de pas.

On fait le calcul suivant :

- Sur la vis sans fin on mesure 1cm = 8tours or 1tour = 200pas

Si 1 cm = 8 tours, et chaque tour = 200 pas :

$$1 \text{ cm} = 8 \text{ tours} \times 200 \text{ pas/tour} = 1600 \text{ pas}$$

- Sur la seringue on mesure 10ml= 1,4cm on a donc 1ml = 1.4/10cm=0.14cm
- Calcul du nombre de pas nécessaires pour injecter 1 ml :

$$1 \text{ ml} = 0,14 \text{ cm} \times 1600 \text{ pas/cm} = 224 \text{ pas.}$$

Ajustement de la valeur calculée :

Après des expériences, 10 pas ont été ajoutés pour corriger la valeur :

Donc la valeur finale pour injecter 1 ml = 224 pas + 10 pas = 234 pas.

Alors le nombre de pas injecter dans 1ml est 234 pas.

- 32 Step Microstepping(32pas): En utilisant le microstepping (32 pas par pas complet, 7488 pas par ml), la précision s'améliore considérablement en raison de l'augmentation significative du nombre de pas.
le nombre de pas injecter dans 1ml est 7488 pas.

La relation entre la rotation et translation par vis écrou et le volume



Figure 2.3: Dimension de pitch

La relation entre le volume et nombre de pas du moteur pour le pousse seringue

Total Steps per Revolution = micro-steps/step \times steps/rev

Distance per Step = Lead Screw Pitch / Total Steps per Revolution

Diameter of Plunger = 30 mm

Area of Plunger = $\pi \times (\text{Diameter of Plunger} / 2)^2$

Volume per Step = Distance per Step \times Area of Plunger

Number of Steps = Desired Volume (ml) / Volume per Step (ml/step)

Pumping Speed (ml/min) = Desired Volume (ml) / Time Duration (minutes)

Steps per Minute = Pumping Speed (ml/min) / Volume per Step (ml/step)
Steps per Second = Steps per Minute / 60

Calculs le débit volumétrique :

- On a les paramètres suivants :
 - Volume maximal : 50 ml.
 - Diamètre de la seringue : 30 mm
 - Diamètre de l'embout : 2 mm
- Pour calcul de la vitesse :

Vitesse = distance / temps.

8 tours de lead screw = 1 cm.

Donc 1 tour = 1/8 cm.

- La relation entre la vitesse initiale et finale de la seringue :

$$V_f = V_i \times 2 \text{ mm} / 30 \text{ mm} = 1/15 \times V_i.$$

Erreurs et incertitudes :

Incertitudes dans la mesure des distances :

Erreur de mesure/lecture +/- 0,5 mm

2.3 Conception électronique

2.3.1 Schéma synoptique

Le pousse seringue repose sur plusieurs composants principaux pour fonctionner de manière intégrée et précise. Tout d'abord, l'utilisateur saisit les données requises, telles que le temps et le volume à injecter, via l'écran ILI9341 qui sert d'interface utilisateur. Cet écran est connecté au module ESP8266, qui transfère les données saisies vers le contrôleur Arduino via une connexion RX/TX. Parallèlement, l'ESP8266 joue le rôle de passerelle sans fil, facilitant la communication entre l'Arduino et une interface graphique (GUI) sur un PC via MQTT pour un contrôle à distance. Cette interface permet aux utilisateurs d'entrer les paramètres nécessaires pour les opérations d'injection. Tous ces composants sont connectés à un réseau Wi-Fi, assurant une communication fluide et rapide qui est essentielle pour une coordination sans faille entre les différents éléments du système. Après avoir reçu les données, l'Arduino les traite et calcule la vitesse et les étapes nécessaires pour déplacer le moteur afin d'injecter le médicament pendant la durée spécifiée.

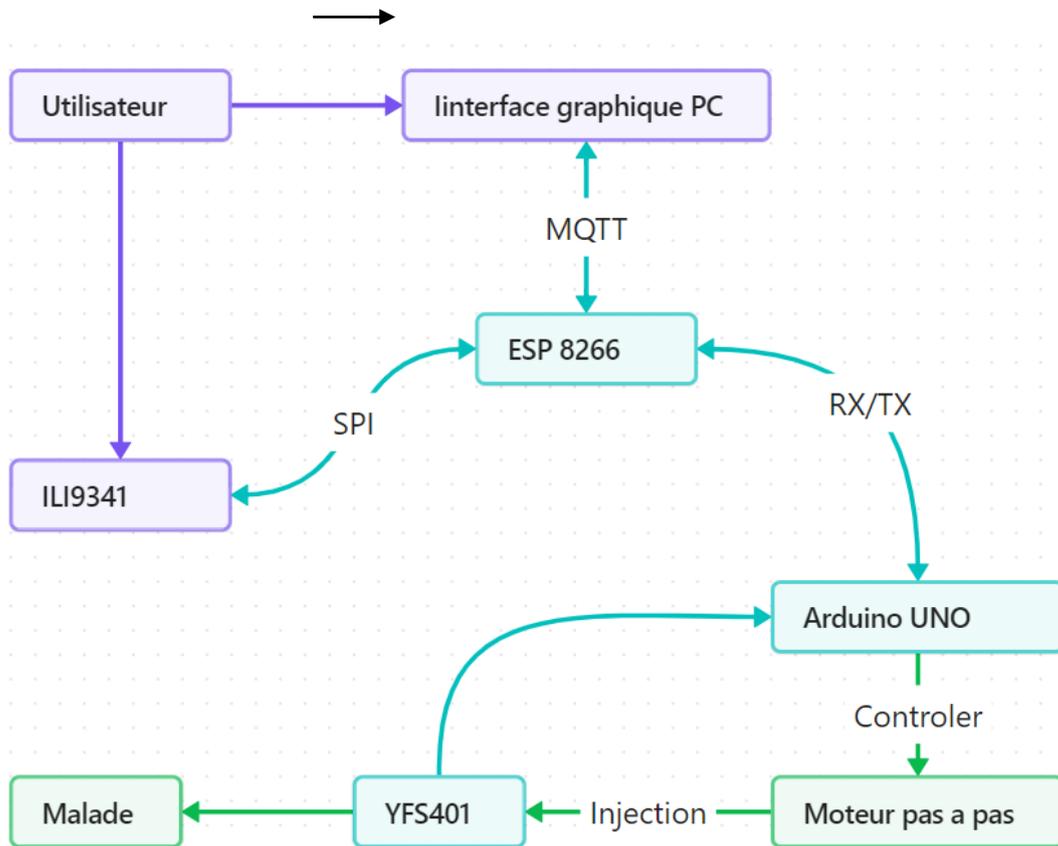


Figure 2.4 : le schéma synoptique

Selon le schéma, chaque composant est un élément important de notre conception et nous les présenterons ci-dessous

2.3.2 Moteur pas à pas : NEMA 17HS19-2004S1

2.3.2.1 Présentation

Le NEMA 17HS19-2004S1 est un moteur pas à pas bipolaire, nous avons choisi le modèle bipolaire plutôt qu'unipolaire en raison de sa capacité à utiliser la technologie de micro-pas. Cela nous permet d'obtenir des mouvements plus précis et fluides. Il est couramment utilisé dans des dispositifs tels que les imprimantes 3D, les machines CNC, et les équipements robotiques.



Figure 2.5 : NEMA 17HS19-2004S1

2.3.2.2 Branchement avec driver8825

Dans NEMA 17, toutes les broches sont connectées en interne à la bobine. Pour effectuer le mouvement, nous devons magnétiser la bobine. En interne, pour contrôler le moteur pas à pas, nous devons utiliser la paire verte et noire. La deuxième paire sera rouge et bleue.

Moteur	DRV8825
B2	B2
A2	A2
A1	A1
B1	B1

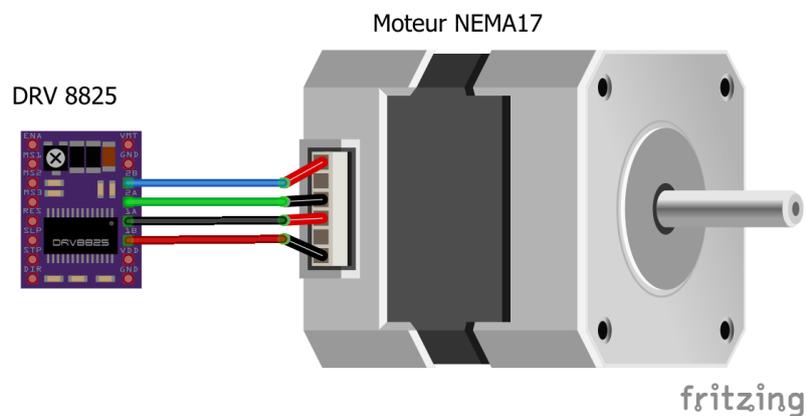


Figure 2.6 : branchement moteur avec DRV8825

2.3.3 Arduino UNO

2.3.3.1 Présentation

Dans notre application on a utilisé Arduino uno qui compose d'un microcontrôleur ATmega328P, c'est celle qui pilotera le moteur pas à pas

2.3.3.2 Branchement avec driver 8266

Arduino	DRV8266
5V	RST
5V	SLIP
7	STEP
6	DIR
GND	GND

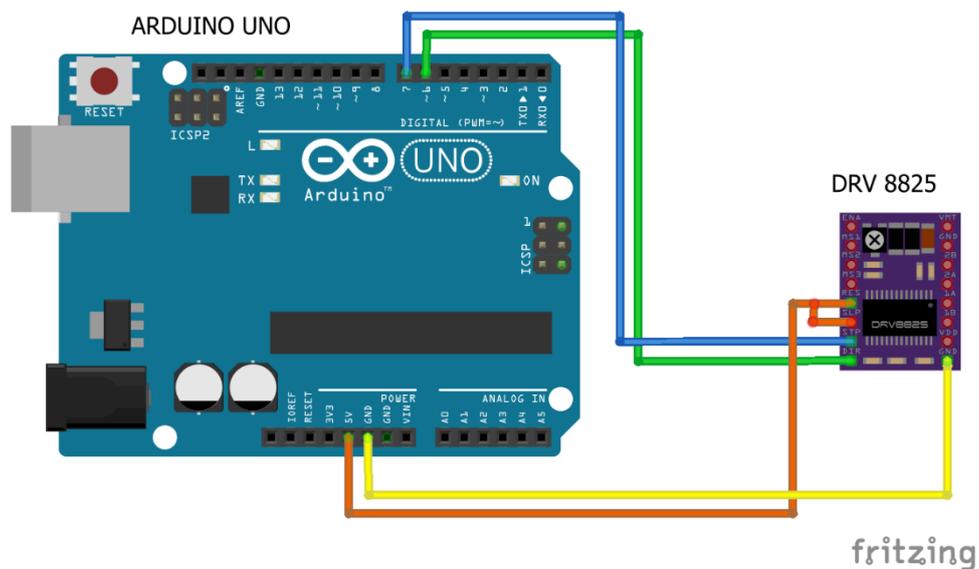


Figure 2.7 : Branchement d'Arduino avec DRV8825

2.3.4 ESP8266 NODEMCU ESP-12E V1.0

2.3.4.1 Présentation

NODEMCU esp8266 est un firmware et une carte de développement open source basé sur Lau spécialement destinés aux applications basées sur L'IOT. Il comprend d'expressif systèmes et

matériel basé sur le module ESP-12E. Il est léger et possède une capacité de mémoire et de calcul supérieure aux Arduino. Le NODEMCU ESP8266 possède une puce wifi permettant de se connecter au réseau local, de créer un serveur ou de créer son propre réseau afin que d'autres appareils s'y connectent.

Dans ce projet on a connecté le ESP8266 avec l'écran tactile et non pas l'Arduino car il y a certaines bibliothèques nécessaires ne sont pas compatibles avec l'Arduino.

2.3.4.2 Branchement avec Arduino uno

ESP8266	Arduino
TX	RX
RX	TX
GND	GND

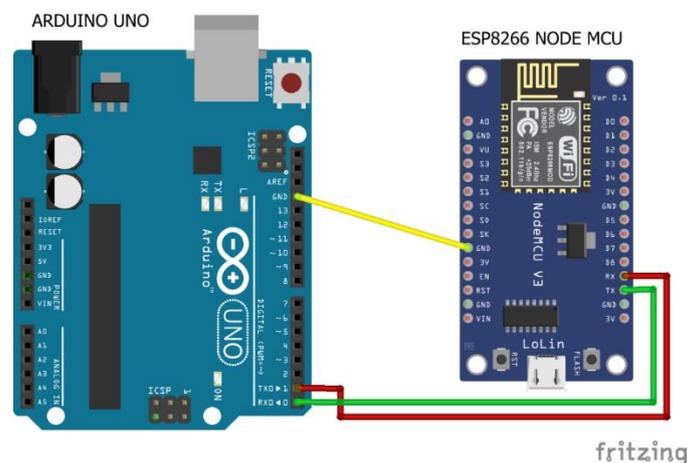


Figure 2.8 : branchement ESP8266 avec l'Arduino

2.3.5 Driver 8825

2.3.5.1 Définition

Le DRV8825 est une carte de pilote de moteur pas à pas dotée d'une puce DRV8825 qui permet le contrôle des moteurs pas à pas via un micrologiciel et un logiciel de programmation de type Arduino. La carte DRV8825 peut fournir jusqu'à 2,5 A de courant de sortie en crête ou 1,75 A RMS (avec un dissipateur thermique approprié à 24 V et 25 °C). Une interface simple étape/direction permet une interface facile avec les circuits du contrôleur.

Les broches permettent la configuration du moteur en mode pas complet jusqu'à 1/32 pas c'est bien pourquoi on a choisi le DRV8825, cette caractéristique offrant une résolution élevée pour les applications nécessitant des mouvements fins et précis comme notre projet.

2.3.5.2 Brochage

Le module dispose d'un total de 16 broches qui peuvent être divisées en quatre catégories : les broches de sortie en bleu qui seront connectées au moteur, les broches de commande en vert, les broches de sélection de taille de pas en marron et les broches d'alimentation en rouge. [6]

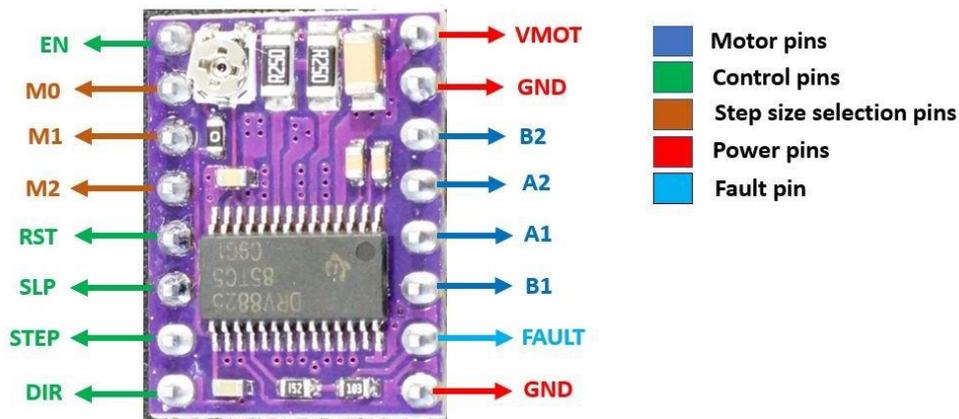


Figure 2.9 : le brochage de DRV8825

2.3.5.3 Configuration des Micro-pas

MS0	MS1	MS2	Micro-pas
FAIBLE	FAIBLE	FAIBLE	Étape complète
HAUT	FAIBLE	FAIBLE	1/2 étape
FAIBLE	HAUT	FAIBLE	1/4 étape
HAUT	HAUT	FAIBLE	1/8 étape
FAIBLE	FAIBLE	HAUT	1/16 étape
HAUT	FAIBLE	HAUT	1/32 étape
FAIBLE	HAUT	HAUT	1/32 étape
HAUT	HAUT	HAUT	1/32 étape

2.3.6 Le circuit de contrôle d'un moteur

Moteur	Arduino
DIR	6
STEP	7
ENABLE	8
DRV8825	
M0	9

M1	10
M2	11

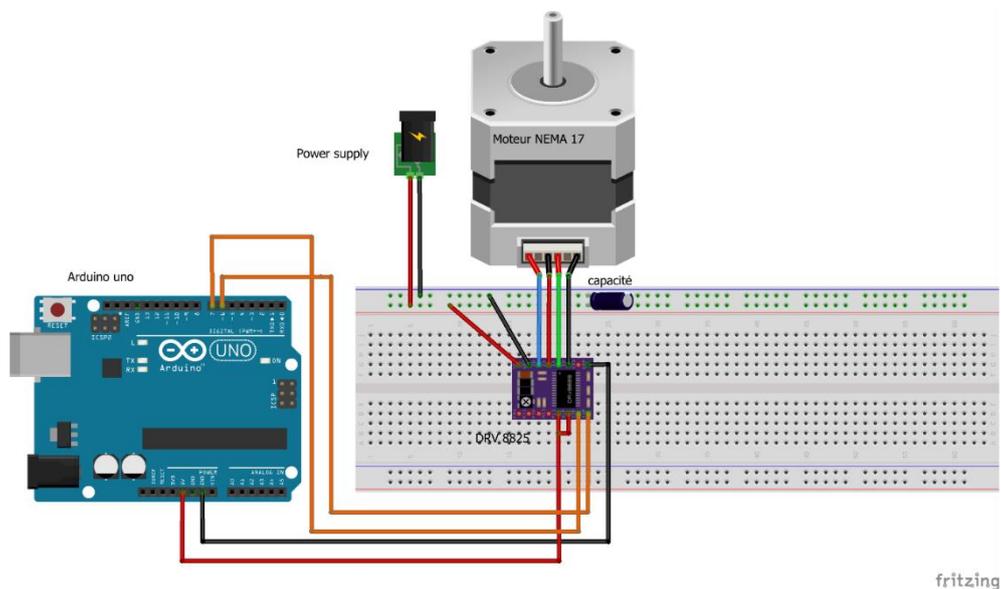


Figure 2.10 : connexion des composants de contrôle moteur

2.3.7 Capteur de débit YFS401

Le capteur de débit YFS401 est utilisé pour mesurer le débit de médicament pendant le processus d'injection. Le capteur envoie ces données à l'ESP8266, permettant une surveillance précise et garantissant que le médicament s'écoule au débit requis.

2.3.7.1 Le principe de fonctionnement

Ce capteur de débit est constitué d'un rotor et d'un capteur à effet hall. Lorsque l'eau passe dans le capteur, la rotation du rotor génère des impulsions en fonction du débit.



Figur 2.11 : capteur be débit

2.3.7.2 Brochage avec l'Arduino UNO

- Noir : masse
- Rouge : 5 à 24 Vcc
- jaune : signal avec Arduino UNO pin 2

2.3.8 ILI9341 Ecran Tactile LCD, 2,8 pouces

2.3.8.1 Présentation

Un écran tactile est un écran d'affichage qui peut détecter les commandes tactiles du doigt ou du stylet d'un utilisateur. [8]

Il permet d'interagir directement avec le contenu ce qui le rend intuitif et convivial ainsi elle rendant les taches plus rapides et plus faciles. Il supporte une interface SPI (Serial Peripheral Interface) pour la communication avec des microcontrôleurs et des plateformes de développement comme Arduino et ESP8266/ESP32.

L'écran tactile ili9341 est utilisé pour entrer les données nécessaires au processus d'injection. L'utilisateur peut entrer le volume requis pour l'injection et le temps d'injection via cet écran. L'écran envoie ces données à l'ESP8266 via l'interface SPI pour un traitement précis et rapide des donnée

2.3.8.2 Branchement avec ESP8266

Le brochage peut varier selon le modèle exact du module, mais voici une configuration typique pour un module ILI9341 via SPI :

Ecran Ili 9341	ESP8266
----------------	---------

VCC	3.3V
GND	GND
LED	3.3V
MOSI	D7
SCK	D5
CS	D8
RESET	D4
DC	D3

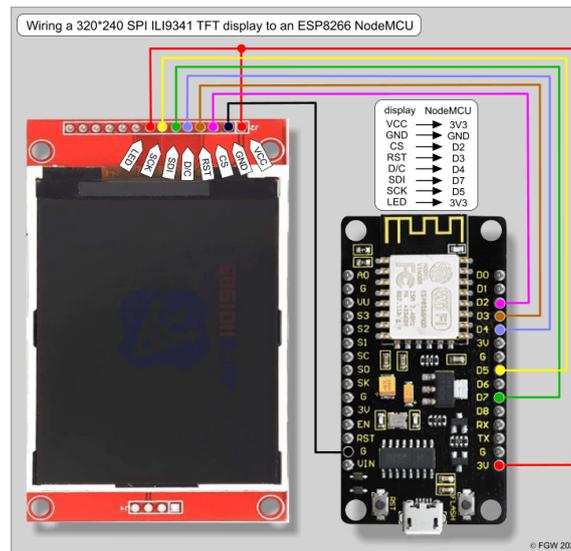


Figure 2.12 : la connexion de l'écran ili9341 avec ESP8266

2.3.8.3 Alimentation

Afin fin de pouvoir alimenter les déférents composants de notre prototype qui sont la carte ARDUINO UNO, le driver 8825, le moteur NEMA17, ESP8266 NODE MCU et l'écran tactile, nous aurons besoin d'une alimentation 12V 3A.



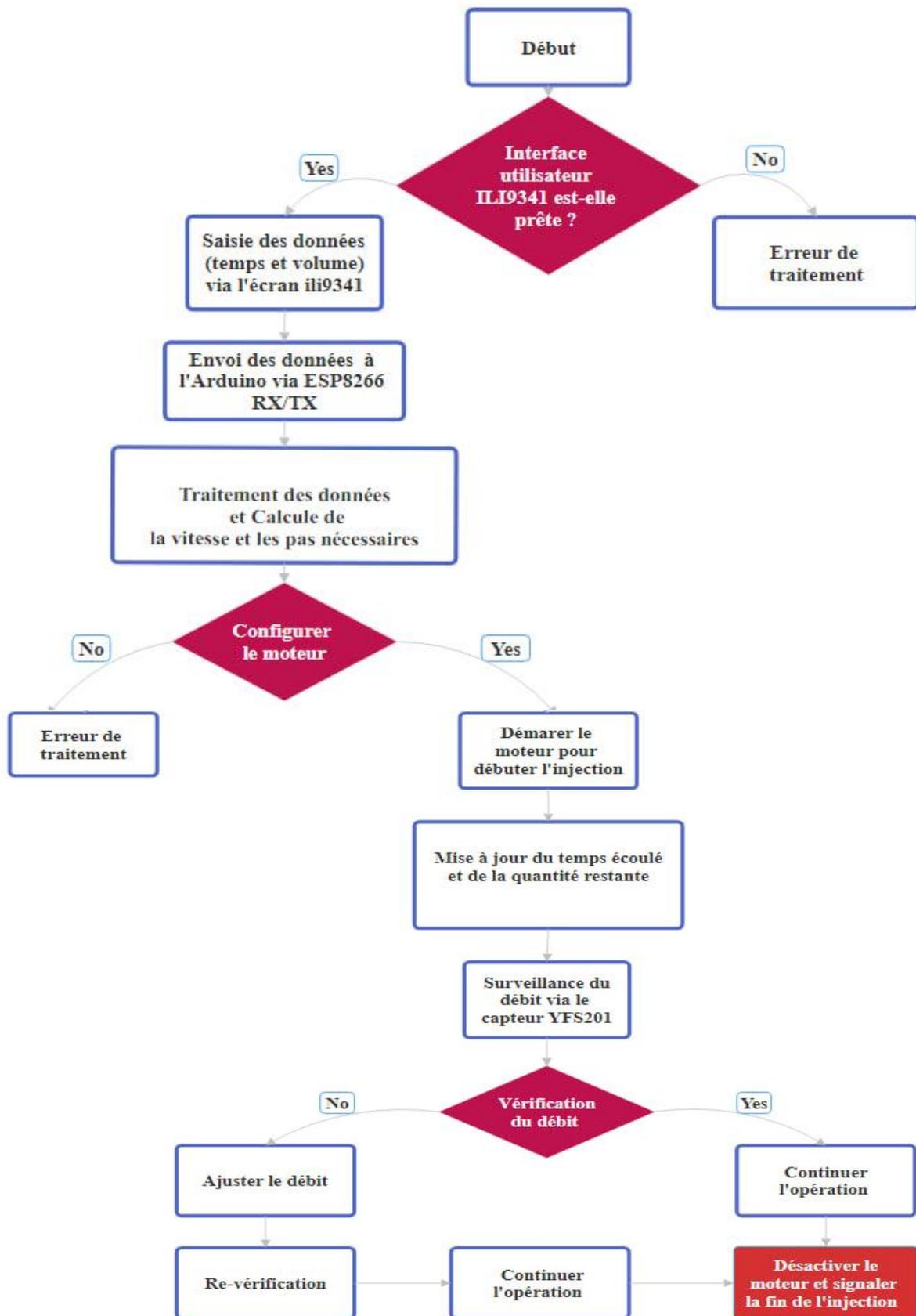
Figure 2.13 : Alimentation

2.4 Partie programmation

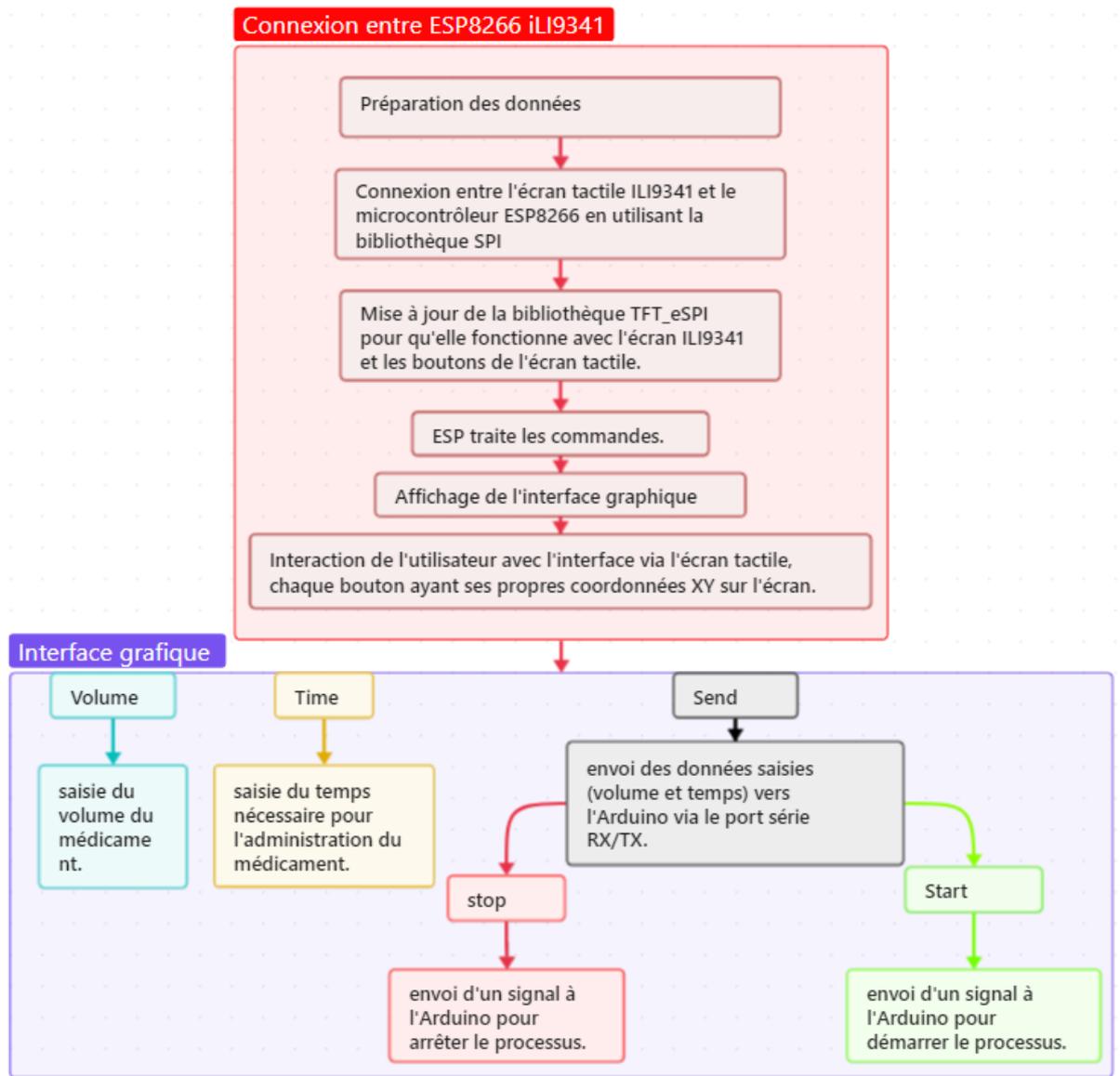
2.4.1 Organigramme générale

Lors du démarrage de l'injection, le moteur pas à pas (Stepper Motor) est activé pour contrôler le mouvement de la seringue et injecter le médicament. Pendant le processus d'injection, le capteur de débit YFS201 surveille le débit de liquide passant par la seringue et envoie continuellement les données à l'Arduino. Si l'Arduino détecte que le débit n'est pas conforme aux valeurs requises, il ajuste la vitesse du moteur pour réguler le débit en conséquence. Le temps écoulé et la quantité restante sont mis à jour en continu pour garantir la précision du processus.

À la fin du temps spécifié ou une fois le volume requis injecté, l'Arduino arrête le moteur et signale la fin de l'injection. Ce système garantit un contrôle précis et une surveillance continue du processus d'injection, augmentant ainsi la précision et l'efficacité, que ce soit dans les applications médicales pour l'administration de médicaments ou dans les applications industrielles nécessitant l'injection de liquides à des débits précis. Le réseau Wi-Fi permet également un contrôle à distance, améliorant ainsi la flexibilité et l'accessibilité du système de contrôle des pousse-seringues.

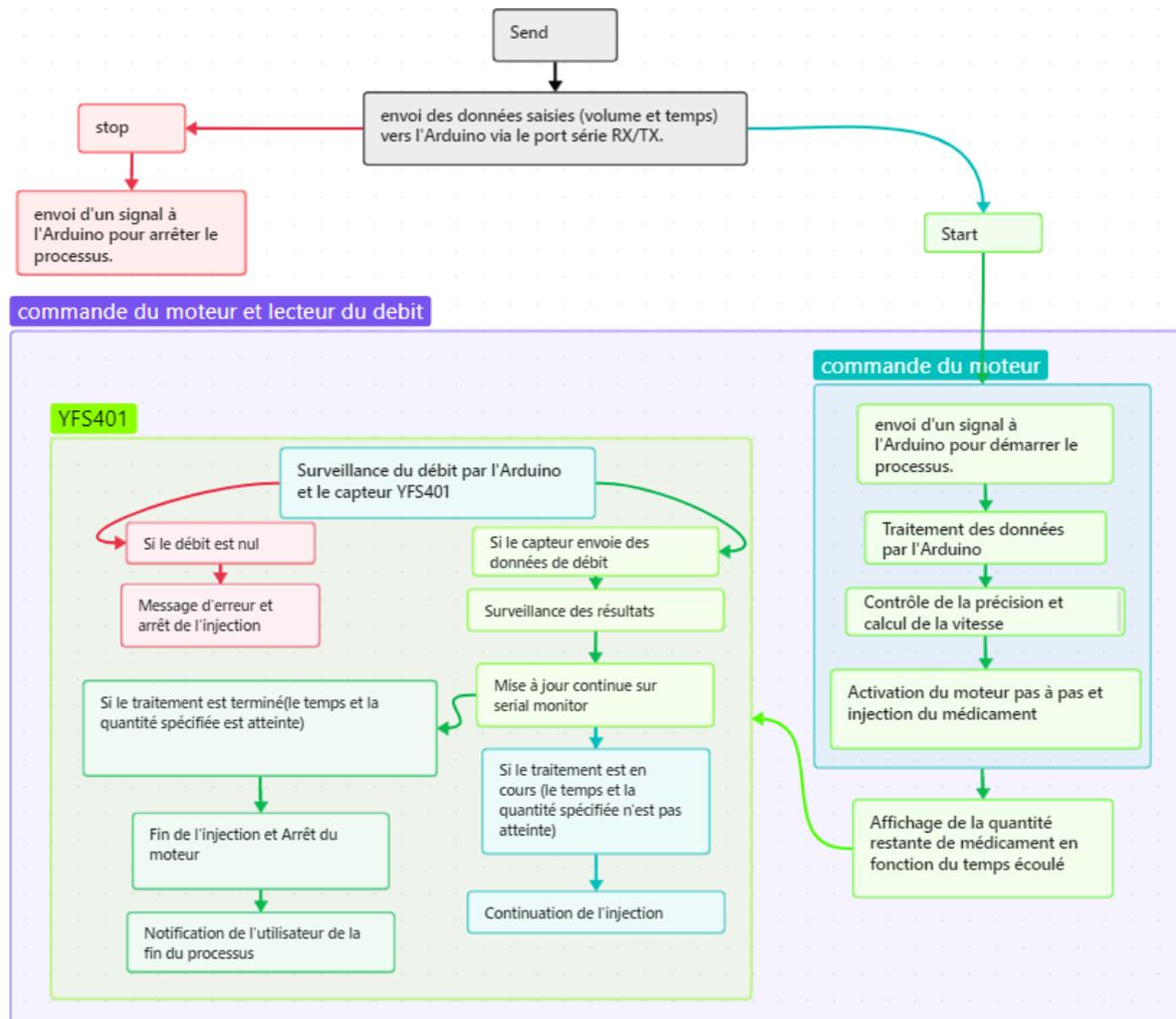


2.4.2 Organigramme ESP8266 et ILI9341



L'organigramme décrit le processus de configuration et de connexion de l'écran tactile ILI9341 avec le microcontrôleur ESP8266 en utilisant la bibliothèque SPI, et de mise à jour de la bibliothèque TFT_eSPI pour qu'elle fonctionne avec l'écran ILI9341 et les boutons tactiles. L'organigramme comporte plusieurs étapes où l'ESP traite les commandes et affiche l'interface utilisateur graphique. L'utilisateur peut entrer le volume du médicament via le bouton "Volume" et le temps d'administration via le bouton "Time". Après avoir saisi les données, l'utilisateur peut les envoyer à l'Arduino via le bouton "Send". Le processus peut être démarré via le bouton "Start" et arrêté via le bouton "Stop". L'organigramme montre comment l'utilisateur interagit avec l'interface, chaque bouton ayant ses propres coordonnées XY sur l'écran.

2.4.3 Organigramme de ESP8266 /commande du moteur et lecteur de débit



L'organigramme décrit le processus de gestion du flux de données et du contrôle de l'injection de médicament en utilisant Arduino et le capteur YFS401. Le processus commence par la réception des données par l'Arduino, où il traite les données et vérifie la précision des calculs et la vitesse du moteur. Si les données ne sont pas reçues, la connexion est vérifiée et les données sont retransmises. Le moteur pas à pas est activé pour injecter le médicament et afficher la quantité restante de médicament en fonction du temps écoulé. L'Arduino et le capteur de débit YFS201 surveillent le débit. Si les données de débit ne sont pas présentes, un message d'erreur est envoyé et l'injection est arrêtée. Si le capteur envoie des données de débit, les résultats sont surveillés et une mise à jour continue est effectuée sur le moniteur série. Lorsque le traitement est terminé, l'injection est arrêtée et l'utilisateur est informé de la fin du processus.

2.5 MQTT

2.5.1 Définition

MQTT est un protocole de messagerie standard OASIS pour l'Internet des objets (IoT). Il est conçu comme un transport de messagerie de publication/abonnement extrêmement léger, idéal pour connecter des appareils distants avec une empreinte de code réduite et une bande passante réseau minimale. Aujourd'hui, MQTT est utilisé dans diverses industries, telles que l'automobile, la fabrication, les télécommunications, le pétrole et le gaz. [9]

2.5.2 Mode de fonctionnement [5]

Contrairement au principe du client/serveur utilisé sur le Web , MQTT utilise celui de la publication/souscription ou plusieurs clients se connectent à un seul serveur (le broker) et ne communiquent pas entre eux ils vont soit publié des informations, ou souscrire à leur réception . Les messages sont envoyés par des publieurs (Publisher) sur un canal appelé topic ces messages peuvent être lu par les abonnés ou les souscripteurs (subscriber) les topics aux canaux d'information peuvent avoir une hiérarchie qui permet de sélectionner les informations que l'on désire.

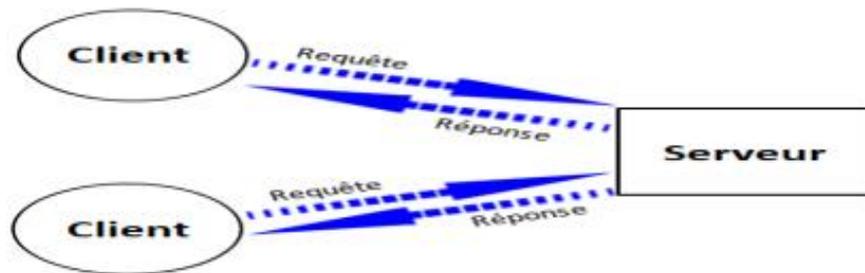


Figure 2.14 : le mode de serveur

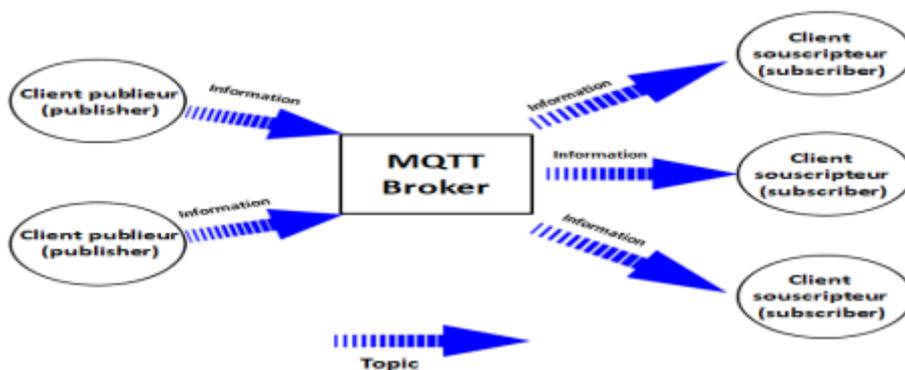


Figure 2.15 : le mode de MQTT

2.5.3 Composants de MQTT

MQTT se compose de :

a. le client : un client dans MQTT peut être soit subsidier (souscripteur) ou Publisher (publieur)

b. Broker : le serveur qui gère la transmission des données entre les clients.

c. Topic : Un topic dans MQTT ou ce qu'on appelle un sujet est un point de terminaison où les clients se connectent. C'est un centre de distribution central pour la publication et l'abonnement des messages.

d. le message ou l'information : C'est l'information qu'on souhaite échanger entre les appareils. Elle peut être soit une commande ou des données.

2.5.4 Fonctionnement de MQTT

A. Connexion et Déconnexion du client

- **la connexion :** Tout d'abord le client doit s'enregistrer auprès du broker et cela avec la commande CONNECT pour permettre l'échange des paramètres de connexion telle que les identifiants du client, le broker va soit confirmer au client qu'il est bien inscrit ou il va indiquer qu'une erreur a été détecté en renvoyant un code d'erreur de retour et un CONNACK. Pour que le broker soit au courant que le client est toujours actif il faut utiliser la commande PINGREQ et le broker va lui répondre avec un PINGRESP pour lui indiquer que la connexion est toujours active.

- **la déconnexion :** Si le client souhaite se déconnecter il envoie une commande DISCONNECT au broker.

B. L'abonnement et le désabonnement

- **l'abonnement :** Les clients s'enregistrent avec la commande SUBSCRIBE auprès du broker sur des topics qui seront des chemins d'accès aux ressources. Les clients recevront une notification lorsque quelqu'un publie sur ces topics.

- **Désabonnement :** Si un client souhaite annuler un abonnement d'un ou plusieurs topics il utilise la commande UNSUBSCRIBE et ainsi il ne recevra plus les publications qui concernent ces topics. La bonne réception de cette commande est confirmée par le broker par un UNSUBACK portant le même identifiant de paquet.

- **les topics (sujets) :** Dans MQTT, le mot rubrique fait référence à une chaîne UTF-8 que le courtier utilise pour filtrer les messages pour chaque client connecté. Le sujet comprend un ou plusieurs niveaux de sujet. Chaque niveau de sujet est séparé par une barre oblique. [9]



2.6 Conclusion

Ce chapitre a présenté une vue complète de notre projet, du coupe chaque aspect est bien planifié. Nous avons détaillé les calculs et décrit les composants et leur connections pour le construire électromécanique aussi expliquer les logiciels et les protocoles utilisé pour le contrôle sur le système, en inclut les organigrammes.

Chapitre 3 : Implémentation et résultat

3.1. Introduction

Ce chapitre est consacré à la présentation de la réalisation et des résultats obtenus lors du projet. Nous aborderons d'abord l'environnement de travail, puis nous détaillerons les étapes de réalisation mécanique et électronique, en illustrant chaque étape par des photos et des diagrammes pertinents. Enfin, nous discuterons des résultats obtenus et de leur signification.

3.2. Partie mécanique

3.2.1. Element du pousse seringue

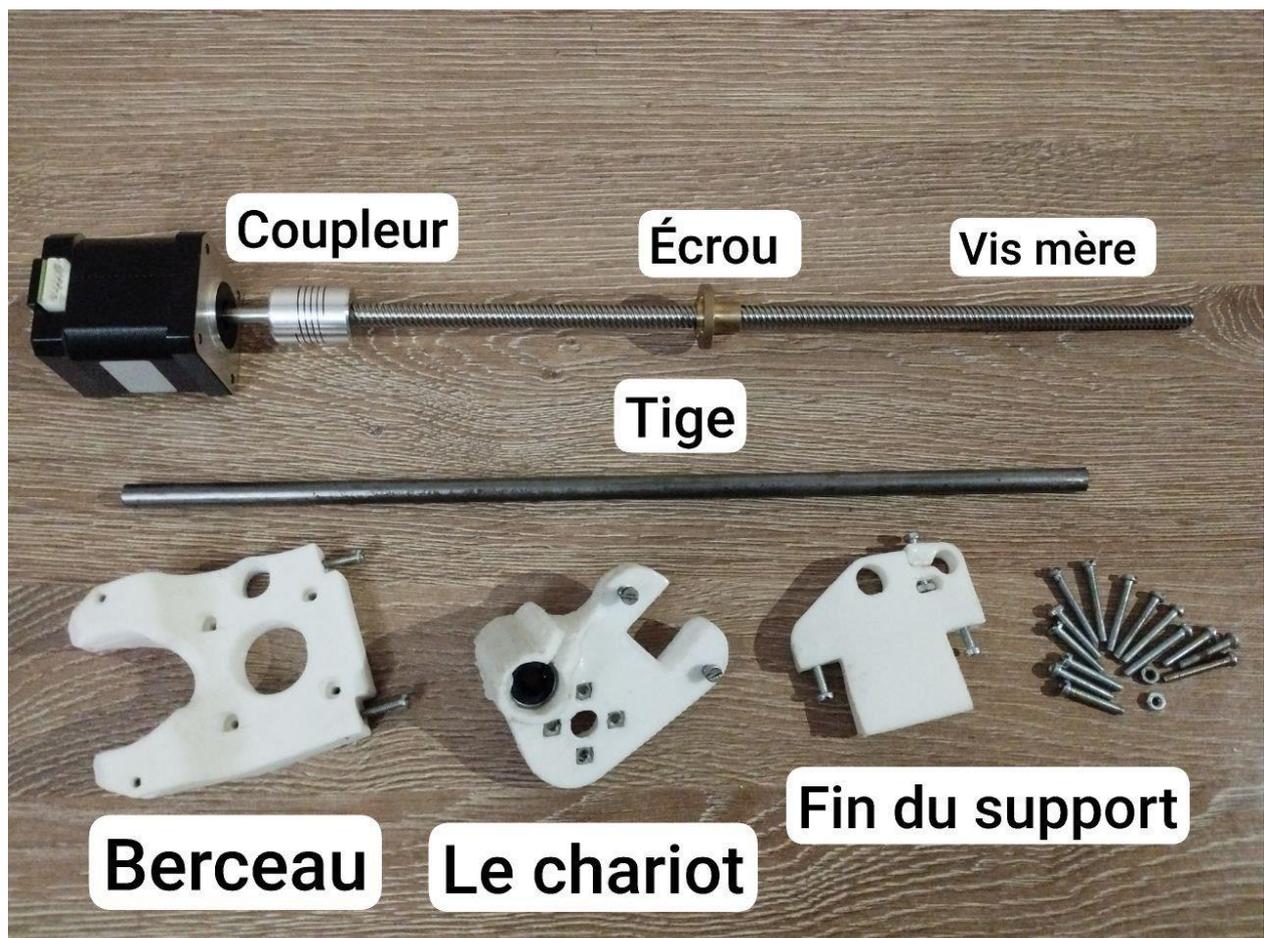


Figure 3.1: Assemblage du pousse seringue

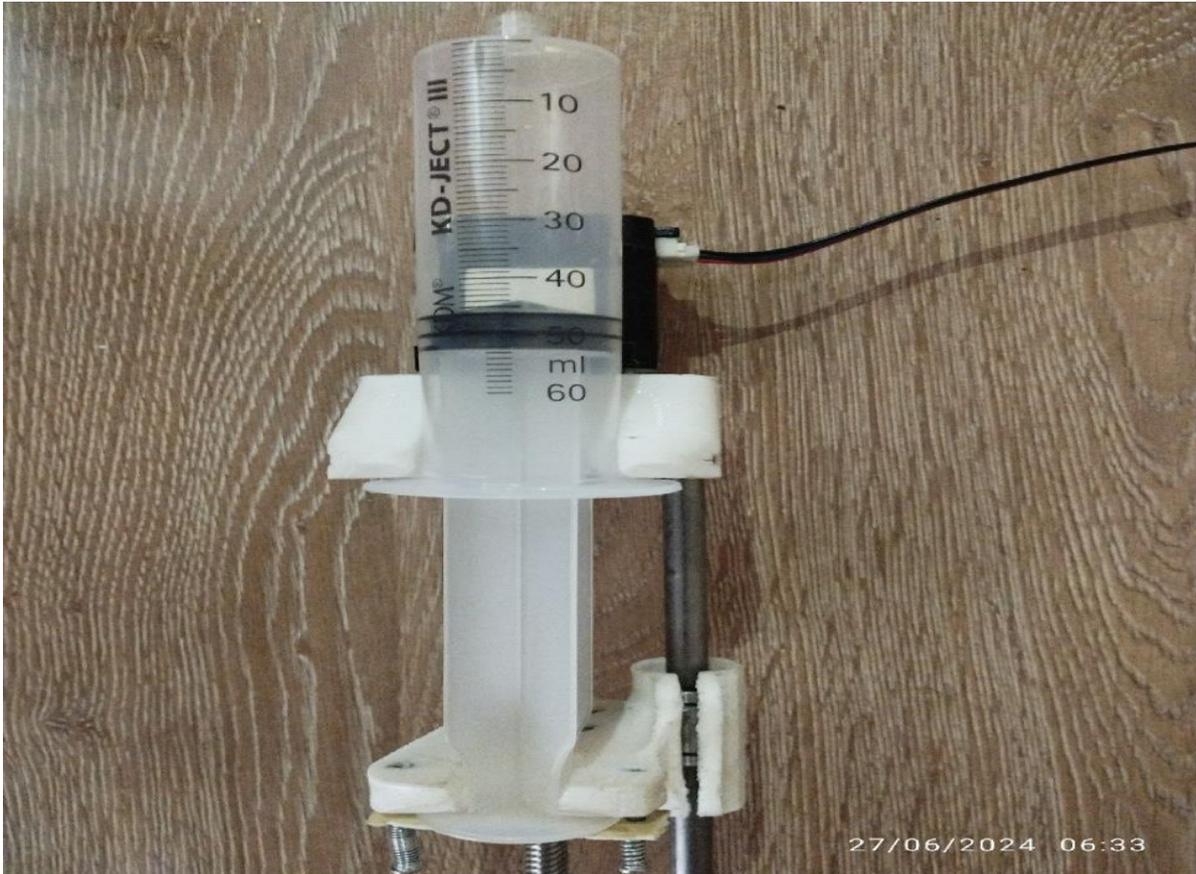
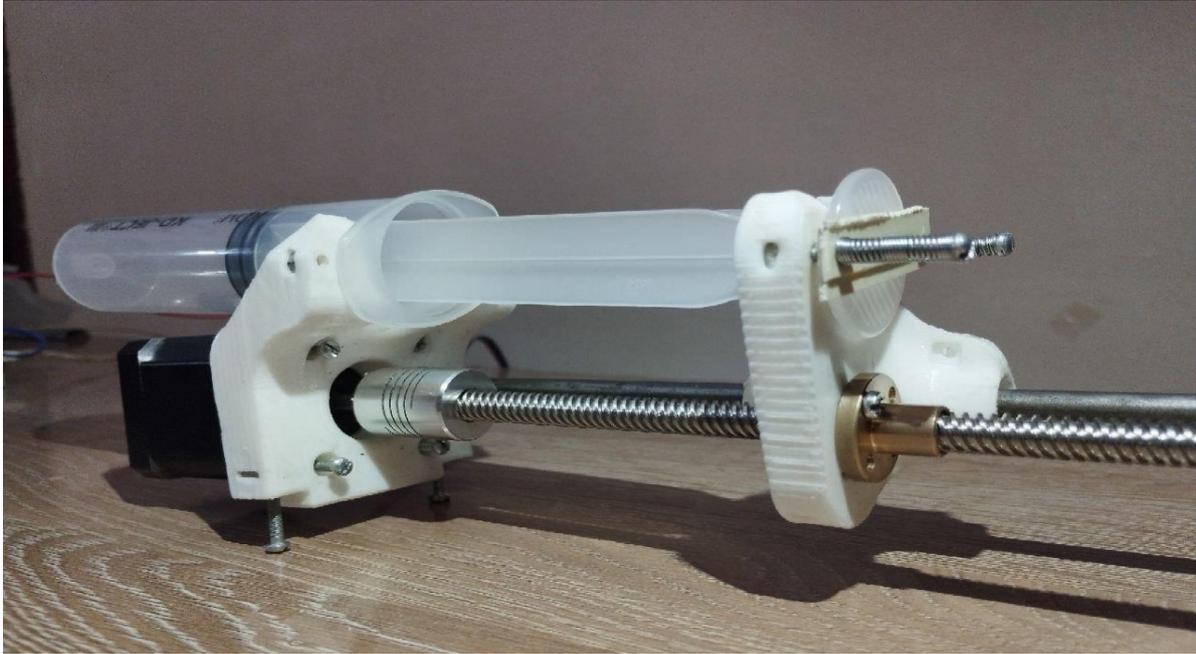


Figure 3.2 : Assemblage final des composants mécaniques

Cette image montre l'assemblage complet de ces composants mécaniques, illustrant leur installation dans le cadre général de la pompe pour garantir un mouvement précis et fluide lors de l'injection du médicament.

3.3. Partie électronique et programmation

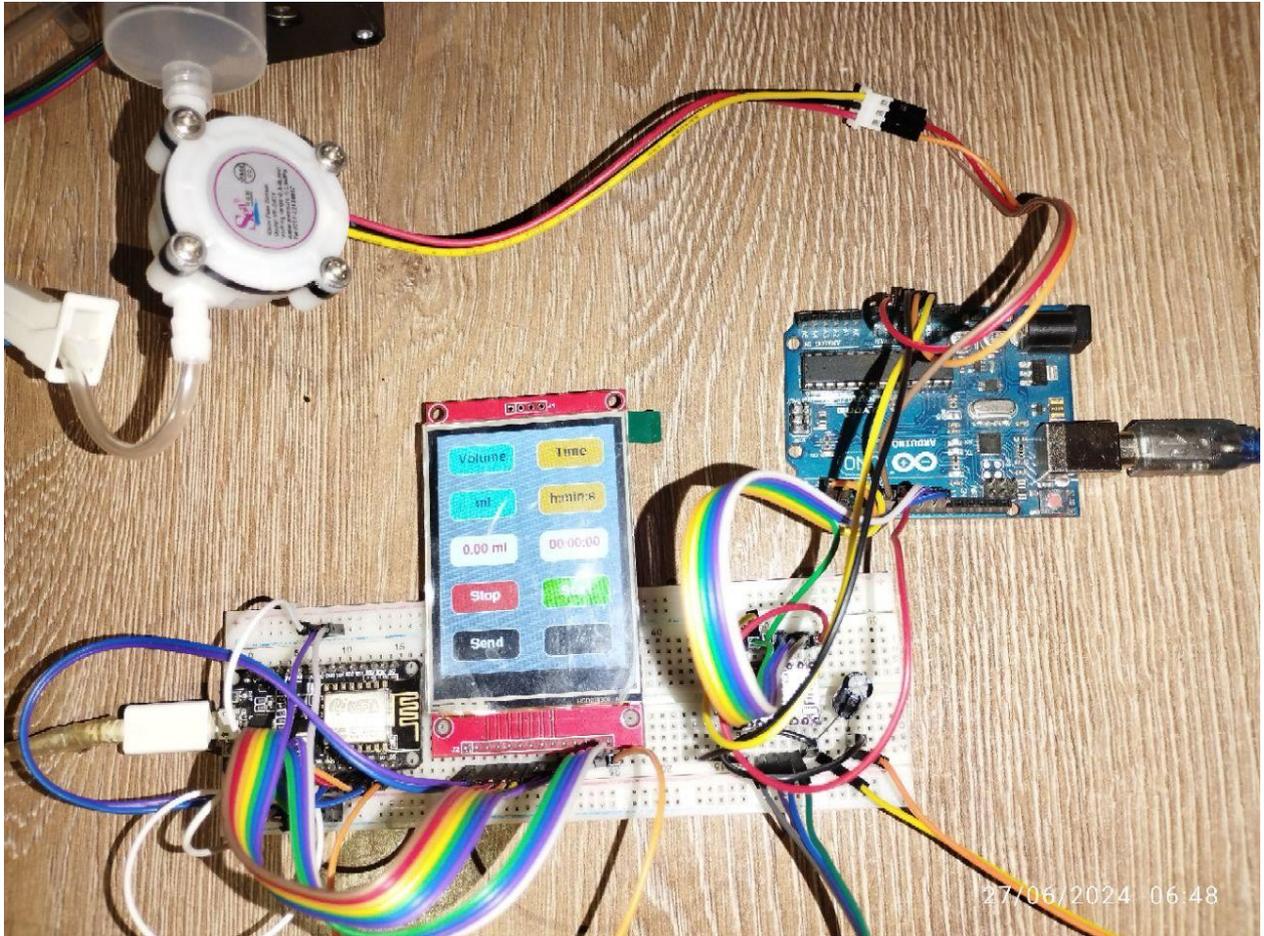


Figure 3.3 : circuit de contrôle de pousse seringue

3.3.1. Interface graphique

a) Ecran tactile ili9341

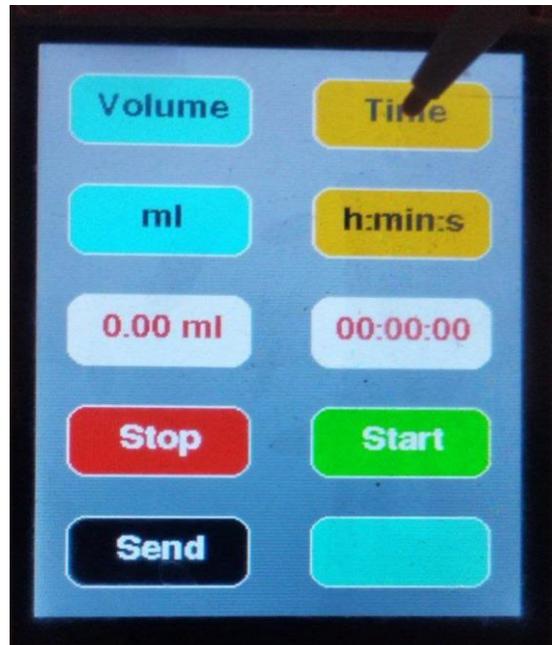


Figure 3.4: Ecran tactile

Interaction de l'utilisateur avec l'interface via l'écran tactile

Lors de l'interaction de l'utilisateur avec l'interface via l'écran tactile, chaque bouton sur l'écran a ses propres coordonnées XY. L'utilisateur appuie sur le bouton "Volume" pour saisir le volume du médicament requis. Ensuite, l'utilisateur peut appuyer sur le bouton "Time" pour saisir le temps nécessaire pour administrer le médicament. Une fois ces données saisies, l'utilisateur peut appuyer sur le bouton "Send" pour envoyer les données saisies (volume et temps) vers l'Arduino via la connexion série RX/TX. Après l'envoi des données, l'utilisateur peut démarrer le processus de pompage en appuyant sur le bouton "Start", ce qui envoie un signal à l'Arduino pour commencer le pompage. Si l'utilisateur souhaite arrêter le processus de pompage, il peut appuyer sur le bouton "Stop" pour envoyer un signal à l'Arduino pour arrêter le processus.

b) Interface de PC

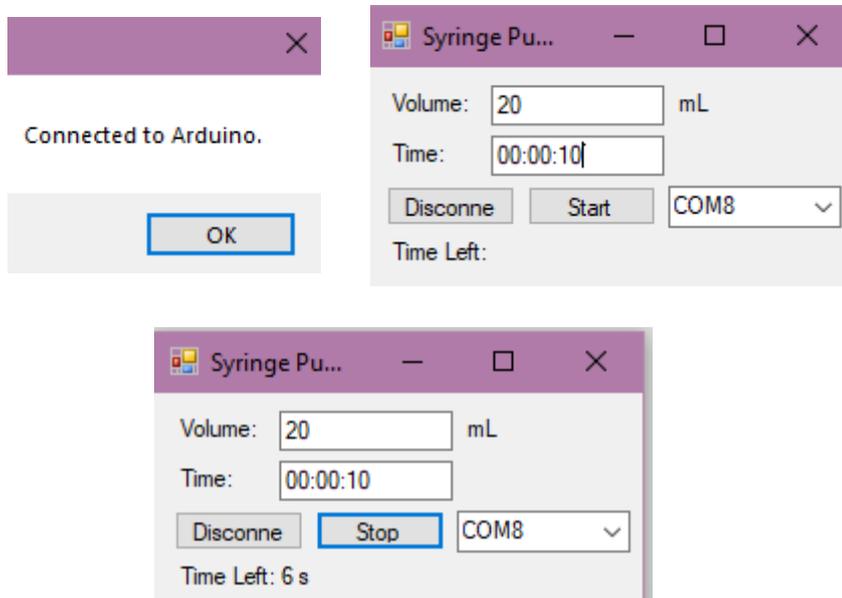


Figure 3.5: interface graphique sur PC

Pour un volume Volume =20ml

Time=10s

```
أدخل كمية الدواء بالملترات
: أدخل الزمن المطلوب بالثواني
الكمية الكلية: 20.00
الزمن الكلي: 10.00
الكمية المضخة في الثانية: 2.00
الخطوات الكلية: 149760.00
السرعة المطلوبة: 14976.00
الزمن المنقضي: 1 ثانية، الكمية المتبقية: 18.00 مل
الزمن المنقضي: 2 ثانية، الكمية المتبقية: 16.00 مل
الزمن المنقضي: 3 ثانية، الكمية المتبقية: 14.00 مل
الزمن المنقضي: 4 ثانية، الكمية المتبقية: 12.00 مل
```

3.3.2. Commande de pousse seringue

3.3.2.1. Impact du Pitch et du Type de Commande sur la Précision de l'Injection dans un Projet de Pousse seringue

a) Impact du Pitch sur la Précision de l'Injection

L'impact de l'utilisation d'un Pitch de valeur 8 avec le driver DRV8825 sur la précision de l'injection a été étudié par rapport à la valeur habituelle de 2. Il a été constaté que l'utilisation d'un Pitch de valeur 8 a entraîné une diminution de la précision du contrôle de l'injection en raison de l'augmentation du nombre de pas nécessaires pour déplacer le moteur sur la même distance. En revanche, un Pitch de valeur 2 offre une meilleure précision dans le contrôle de la quantité injectée.

b) Comparaison de la Précision

- Précision de l'injection avec un Pitch de 8: En raison du nombre de pas inférieur par ml, la précision peut être réduite lors de l'utilisation d'un Pitch de 8, en particulier dans les applications nécessitant une haute précision, telles que l'injection de médicaments précis.
- Précision de l'injection avec un Pitch de 2: En utilisant un Pitch de 2, le nombre de pas par ml augmente, ce qui améliore considérablement la précision. Cela le rend plus adapté aux applications nécessitant une grande précision dans le volume injecté.

3.3.2.2. Résultat de la commande

Lecture de débit :

Test pour

Volume=20

Time=10

```

: أدخل كمية الدواء بالمللترات
: أدخل الزمن المطلوب بالثواني
الكمية الكلية: 20.00
الزمن الكلي: 10.00
الكمية المضخة في الثانية: 2.00
الخطوات الكلية: -149760.00
السرعة المطلوبة: -14976.00
mL كمية السائل المخرجة: 0 mL/s معدل التدفق: 0
الزمن المنقضي: 1 ثانية، الكمية المتبقية: 18.00 ملL
mL كمية السائل المخرجة: 18 mL/s معدل التدفق: 18
الزمن المنقضي: 2 ثانية، الكمية المتبقية: 16.00 ملL
mL كمية السائل المخرجة: 73 mL/s معدل التدفق: 55
الزمن المنقضي: 3 ثانية، الكمية المتبقية: 14.00 ملL
mL كمية السائل المخرجة: 117 mL/s معدل التدفق: 44
الزمن المنقضي: 4 ثانية، الكمية المتبقية: 12.00 ملL
mL كمية السائل المخرجة: 165 mL/s معدل التدفق: 48
الزمن المنقضي: 5 ثانية، الكمية المتبقية: 10.00 ملL
mL كمية السائل المخرجة: 198 mL/s معدل التدفق: 33
الزمن المنقضي: 6 ثانية، الكمية المتبقية: 8.00 ملL
mL كمية السائل المخرجة: 212 mL/s معدل التدفق: 14
الزمن المنقضي: 7 ثانية، الكمية المتبقية: 6.00 ملL
mL كمية السائل المخرجة: 223 mL/s معدل التدفق: 11
الزمن المنقضي: 8 ثانية، الكمية المتبقية: 4.00 ملL

```

Figure 3.6 : Les résultat de débit mètre

Calcul du nombre de pas pour 1 ml :

$$\text{stepsPerMl} = \text{stepsPerMlFullStep} \times \text{microsteppingFactor} = -234 \times 32 = -7488 \text{ pas pour } 1 \text{ ml}$$

Calcul du nombre total de pas :

$$\text{totalSteps} = \text{stepsPerMl} \times \text{totalMl} = -7488 \times 20 = -149760 \text{ pas}$$

Calcul de la vitesse requise pour le moteur :

$$\text{speed} = \text{totalSteps} / \text{timeInSeconds} = -149760 / 10 = -14976 \text{ pas/seconde}$$

Calcul de la quantité injectée par seconde :

$$\text{amountPerSecond} = \text{totalMl} / \text{timeInSeconds} = 20 / 10 = 2 \text{ ml/seconde}$$

Calcul du débit volumétrique (L/s) en utilisant le capteur de débit :

Supposons que pulseCount en une seconde soit p :

$$\text{flowRate} = (1000.0 / (\text{millis}() - \text{oldTime})) \times \text{pulseCount} / (\text{calibrationFactor} \times 60) = (1000.0 / 1000) \times p / (4.5 \times 60) = p / 270$$

Pour le convertir en millilitres par seconde :

$$\text{flowMilliLitres} = \text{flowRate} \times 1000 = (p / 270) \times 1000 = 1000 \times p / 270 \approx 3.7p \text{ ml/seconde}$$

Conclusion générale

L'objectif du présent du travail étant de réaliser une pousse seringue automatisé connecté, avec contrôle précis du dosage et du blocage d'administration de médicament liquide.

On a finalement réussi à répondre aux besoins auquel le pousse-seringue doit subvenir. En effet, l'utilisateur choisit un volume et un débit, en rentrant le temps pour pousser 1ml, pour lesquels le fluide va être poussé.

Lors du lancement de notre projet de pousse-seringue, nous avons été confrontés à un défi majeur en raison de l'absence de Pitch de valeur 2, couramment utilisé pour le contrôle précis des seringues médicales. En conséquence, nous avons dû utiliser un Pitch de valeur 8 comme alternative. Cela a entraîné une réduction de la précision dans la détermination des quantités de liquide injectées, ce qui pourrait affecter négativement les doses requises, en particulier pour les petites injections.

Notre projet de fin d'étude nous a permis d'acquérir une expérience supplémentaire et un savoir-faire pour une prise en charge de conceptions électroniques futures dans le domaine de la perfusion en particulier et le domaine du médical en général. Enfin, nous espérons que notre travail puisse apporter aide et satisfaction aux futurs utilisateurs.

4. Références

- [1 V. Dollé, «PasseportSanté,» 21 mai 2021. [En ligne]. Available:
] <https://www.passeportsante.net/materiel-medical?doc=pousse-seringue-electronique-ca-marche#qu-est-ce-qu-un-pousse-seringue-electrique->.
- [2 researchgate. [En ligne]. Available: https://www.researchgate.net/figure/Pressure-in-the-VCP-vs-maximum-deformation-of-its-surface_fig5_325715667.
- [3 «fujielectric,» [En ligne]. Available: <https://www.fujielectric.fr/blog/capteur-de-pression-definition/#:~:text=Un%20capteur%20de%20pression%20est,physique%20en%20un%20signal%20%C3%A9lectrique..>
- [4 «mga-technologies,» [En ligne]. Available: <https://www.mga-technologies.fr/capteur-position/#:~:text=Le%20capteur%20de%20position%20est,l'aide%20des%20capteurs%20magn%C3%A9tiques.>
- [5 «utosen,» [En ligne]. Available: <https://autosen.com/fr/Capteurs-Process/Capteurs-de-debit#:~:text=capteur%20de%20d%C3%A9bit%20%3F-,Les%20capteurs%20de%20d%C3%A9bit%20surveillent%20la%20vitesse%20d'%C3%A9coulement%20ou,comme%20par%20exemple%20la%20temp%C3%A9rature..>
- [6 «microcontrollerslab,» [En ligne]. Available: https://microcontrollerslab.com/drv8825-stepper-motor-driver-module-arduino-tutorial/#google_vignette.
- [7 «lenovo,» [En ligne]. Available: <https://canada.lenovo.com/fr/ca/en/glossary/what-is-touch-screen/?orgRef=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F>.
- [8 «MQTT,» [En ligne]. Available: <https://mqtt.org/>.
]
- [9 B. Rayane et N. E. HANACHI , «Etude comparative de protocoles de,» thèse, ouargla,
] 2019.
- [1 H. Team, «hivemq,» 20 février 2024. [En ligne]. Available:
0] <https://www.hivemq.com/blog/mqtt-essentials-part-5-mqtt-topics-best-practices/>.
- [1 «elprocus,» [En ligne]. Available: <https://www.elprocus.com/stepper-motor-types-1-advantages-applications/>.
- [1 M. Rouss, «techopedia,» 16 juillet 2015. [En ligne]. Available:
2] <https://www.techopedia.com/definition/13345/stepper-motor>.
- [1 J. MSV, «thenewstack,» 22 avril 2016. [En ligne]. Available: <https://thenewstack.io/mqtt-3-protocol-iot/>.
- [1 K. Draif, «moussasoft,» [En ligne]. Available: <https://www.moussasoft.com/yf-s201-4-capteur-de-debit-deau-avec-arduino/>.