



République Tunisienne

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

Université de Monastir



N° d'ordre :

Mémoire de Projet de Fin d'Etudes

Présenté en vue de l'obtention du

**Diplôme National de Licence en Technologie
d'Informations et de Communication**

Spécialité :

Internet of Things (IoT)

par

...Nom et prénom de l'étudiant...

.....Titre du projet.....

Soutenu le xxxxxxxx devant le jury composé de :

M./Mme :

M./Mme :

M./Mme :

Président

Rapporteur

Encadrant Pédagogique

M./Mme :

Encadrant Peofessionnel

Résumé

Mots clés :

Abstract

Table des matières

Introduction Générale :	10
1. Chapitre : Contexte générale du projet	12
1.1 Introduction	12
1.2 Présentation de la société d'accueil : MEDIWAVE	12
1.3 Différents services	12
1.4 pousse seringue électrique	13
1.4.1 Définition	13
1.4.2 Principe de fonctionnement	14
1.4.3 Différents types des Pousse seringues électriques	15
1.4.4 Différents modes d'administration des Pousse Seringues	15
1.4.5 Avantage et critique de l'existant	16
1.5 Norme et exigences	17
1.5.1 Exigence générale	17
1.5.2 Processus de développement logiciel	18
1.6 Méthodologie de travail	19
1.6.1 Problématique	19
1.6.2 Solution	19
1.6.3 Implémentation	19
1.7 Conclusion	21
2. Chapitre : Analyse et spécification des besoins	22
2.1 Introduction	22
2.2 Spécification des besoins	22
2.2.1 Expression du besoin	22
2.2.2 Cahier des charges	23
2.3 Architecture globale du PSC	24
2.3.1 Schéma synoptique du PSC	24
2.3.2 Détails du matériel utilisé :	25
2.3.3 Architecture Software du PSC	35
35	
2.3.4 Outils et logiciels utilisés :	35
2.3 Conclusion	36
3. Chapitre : Conception et réalisation	37
3.1 Introduction	37
3.2 OS kernel	37
3.2.1 Middleware (FreeRTOS)	37

3.2.2	Tâches Et Queues (File d'attente)	38
3.3	Moteur pas à pas.....	43
3.3.1	L6474 Driver / L6474.C :	43
3.3.2	Interruptions	47
3.3.3	Flux de données :	49
3.3.4	Calcule	49
3.4	Interface homme machine « IHM »	51
3.5	Capteurs et mesures	57
3.5.1	Capteur de diamètre.....	57
3.5.2	Capteur de position	58
3.5.3	Capteur de température.....	59
3.6	Connectivité	60
3.6.1	Solution proposée :	61
3.6.2	Architecture et protocoles :	61
3.6.3	Implémentation :	61
3.7	Taches en cours de développement	65
3.8	Conclusion.....	65

Liste des figures

Figure 1.1 :Modèle de pousse seringue	14
Figure 1.2: Partie mécanique de pousse seringue	14
Figure 1.3:Pousse seringue à double voie	15
Figure 1.4:Structure du projet sur Git Hub.....	20
Figure 1.5 : Cycle de travail avec l'outils Git.....	20
Figure 2.1:Schéma synoptique du PSC	25
Figure 2.2 : Carte de développement OpenH743I-C	25
Figure 2.3: Composants du CoreH743I.....	26
Figure 2.4: Moteur PAS à PAS (NEMA17)	27
Figure 2.5 : stepper motor driver shield L6474	28
Figure 2.6 : LCD TFT 4.3	29
Figure 2.7 : Node MCU ESP8266	29
Figure 2.8 : Capteur de position (3590S-2-103L).....	30
Figure 2.9 : Capteur de diamètre (PTL01-15W0-103B1)	31
Figure 2.10 : Capteur de proximité (OPB745WZ).....	31
Figure 2.11 : Capteur jauge de contrainte (FSS020WNST)	32
Figure 2.12 : Batterie (RRC2054)	33
Figure 2.13 : RRC-PMM240	33
Figure 2.14: Buzzer (458-1402-ND)	34
Figure 3.1 : Structure du code	38
Figure 3.2: Priorités et tailles de chaque tache	39
Figure 3.3 : Création des taches	40
Figure 3.4 : états des tâches	41
Figure 3.5 : file d'attente et mode FIFO	42
Figure 3.6 : création d'une file d'attente (queue)	42
Figure 3.7 : définition des fonctions de lecture et écriture dans une queue	43
Figure 3.8: schéma de câblage du driver L6474	43
Figure 3.9 : structure du registre STEP_MODE.....	44
Figure 3.10 : adresse des différents registres	45
Figure 3.12 : fichier de paramètre par défauts.....	46
Figure 3.11 : structure C L6474_Init_t.....	46
Figure 3.13 : les fonctions pour commander le moteur.....	47
Figure 3.14 : Structure du registre STATUS	48
Figure 3.15 : Fonctions d'appel lors une interruption	48
Figure 3.16 : fonction pour calculer la vitesse de déplacement nécessaire	50
Figure 3.17 : fonction pour calculer la vitesse du moteur.....	50
Figure 3.18 :fonction pour commander le moteur selon les paramètres calculer	51
Figure 3.19: interfaçage RGB.....	51
Figure 3.20: Structure de données passées dans LTDC.....	52
Figure 3.21 : Communication dalle tactile résistive et processeur	52
Figure 3.22 : Modèle de conception modèle-vue-présentateur	53
Figure 3.23 : Modèle-Vue-Présentateur et communication externe.....	54
Figure 3.24 : interface principale.....	55
Figure 3.25 : interface clavier	56

Figure 3.26 : structure C Infusion_paramT	57
Figure 3.27 : structure tache IHMHandle	57
Figure 3.28:fonction d'appel lors d'une interruption wdg analogique	60
Figure 3.29 : Adresses UID de l'stm32h743l.....	62
Figure 4.3.30 : structure de la tache ConnectivityHandle	63
Figure 3.31 : structure de la tache ConnectivityHandle	64
Figure 3.32 : structure du code Arduino pour Esp8266	
Figure 4.3.33 : structure de la tache ConnectivityHandle	64
Figure 3.34: Communication entre Firebase et la carte ESP8266	65
Figure 3.35 : structure du code Arduino pour Esp8266	65

Liste des tableaux

Tableau 1.1: Etapes de développement logiciel et niveau de sécurité.....	18
Tableau 2.1 : Les différents composants de STM32H7	27
Tableau 3.1: Les différents composants de OpenH7	69

Liste des abréviations

A :

AIVT : Anesthésie Intra Veineuse Totale

AIVOC : Anesthésie Intra Veineuse à Objectif de Concentration

P :

PSE : pousse seringue électrique

T :

TIVA : Total Intra Veinous Anaesthesia

I :

IHM : interface homme machine

R :

RTOS : real time operating system

S :

SPI : Serial Peripheral Interface

M :

MVP : model-view-presenter

MVC : model-view-controler

[illegible]

Afin de bien introduire et expliquer le sujet, nous avons d'écrit dans ce rapport tout le travail effectué pendant le stage. Dans le premier chapitre, nous allons présenter le contexte du projet, y compris une brève introduction à l'organisation d'accueil, les problèmes soulevés et les solutions suggérées. Le deuxième chapitre tentera de présenter tous les concepts en détail ce qui aidera à développer notre projet. Le troisième chapitre portera sur l'analyse et la description des besoins, et le quatrième chapitre sera consacrée à la description globale et détaillée de la réalisation du projet et de nos solutions. Finalement, notre rapport s'achèvera par une conclusion générale regroupant les principaux résultats trouvés et par quelques perspectives.

1. Chapitre : Contexte générale du projet

1.1 Introduction

Le premier chapitre de ce rapport vise à mettre le projet dans son cadre général. Nous commençons tout d'abord par présenter l'entreprise d'accueil. Puis, nous décrivons la problématique en spécifiant les besoins qui nous ont incités à réaliser notre projet. Ensuite, nous analysons les solutions existantes afin d'identifier leurs imperfections. Enfin, nous proposons nos solutions envisagées d'une manière claire et méthodique.

1.2 Présentation de la société d'accueil : MEDIWAVE

L'électronique excite aujourd'hui dans divers domaines et secteurs. Pour cela, la présence des systèmes embarqués est devenue un critère de base pour assurer le bon développement d'une société ou d'une industrie. A ce propos le secteur industriel envisage une grande croissance grâce aux progrès technologiques notamment dans le domaine robotique et celui de l'automatisation des machines. Cet aspect encourage plusieurs sociétés à s'investir dans la recherche et le développement des solutions afin d'améliorer le processus de production. **MEDIWAVE** est un excellent exemple des industries qui ont su profiter des bienfaits de la technologie. Elle a été mise en exploitation depuis MAI 2020. Elle est située à Sousse sous la direction générale de **M.Farid KAMEL**. Son domaine d'activité est principalement l'étude, la conception et la réalisation des machines industrielles spéciales.

1.3 Différents services

« MEDIWAVE » regroupe plusieurs services :

- **Etude, conception et mise en œuvre de solutions médicales**

C'est une conception des produits en trois dimensions avec des logiciels bien spécifiques CAP. « MEDIWAVE » élabore des dessins techniques, qui sont une étape indispensable située entre la conception et la réalisation du produit final. La création haut de gamme est facilitée par l'utilisation d'outils spécialisés dans la mécanique.

- **Conception des appareils médicaux spéciaux**

Cette partie englobe l'étude, la conception et la construction de machines industrielles spéciales et tout autre outil de production en série répondant aux besoins des clients.

- **Usinage mécanique**

MEDWAVE se caractérise par la fabrication de divers outils, notamment les petits moules d'injection, les outils de soudage, les outils de montage et les outils de commande.

- **Electricité et électronique médicale**

C'est la conception des armoires électrique. Une étude complète de l'architecteur des différents réseaux (dimensionnement câbles, ICC, protection) se fait afin d'assurer le meilleur rapport qualité/prix. Le domaine de fabrication de la société est large et englobe : la gestion de production et de commande, la gestion des alarmes et surveillance des défauts, la supervision et les réseaux de courant forts ou faibles. La conception électronique consiste à la réalisation d'ensembles électronique consiste à la réalisation d'ensembles électroniques médicale et des cartes électroniques médicale d'après un cahier des charges.

- **Maintenance médicale**

Le domaine de la maintenance est vaste et peut être effectué en électronique, automatisme, mécanique, hydraulique, pneumatique et contrat de maintenance clés en main.

1.4 pousse seringue électrique

1.4.1 Définition

Un pousse-seringue ou seringue auto pulsée (SAP) ou encore pousse-seringue électrique (PSE) est un dispositif médical de classe IIb utilisé pour administrer de faibles quantités de fluide (avec ou sans médicament) à un patient à travers une seringue allant de 1ml jusqu'à un volume de 100ml. On le retrouve également en chimie ou en recherche biomédicale. On les retrouve majoritairement dans les services de soins des Centres Hospitaliers. Facile d'utilisation, leur programmation rapide permet aux personnels soignants de lancer une perfusion en quelques secondes, de manière complètement sécurisée et ainsi permettre la bonne observance médicamenteuse pour les patients.

Un pousse seringue électrique (PSE) est par définition un appareil qui permet d'obtenir un débit constant d'un médicament avec une vitesse déterminée. La vitesse de déplacement du piston de la seringue varie selon une programmation définie par l'utilisateur. On peut utiliser plusieurs modèles et tailles de seringue. (La figure 1.1) illustre un modèle de pousse seringue électrique

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



Figure 1.1 :Modèle de pousse seringue

1.4.2 Principe de fonctionnement

La figure 1.2 présente les différentes parties vues de l'extérieur d'un PSE, le système combine des parties électriques et mécaniques. 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 corps du patient. Cette partie mécanique est mue par un moteur électrique alimenté soit par le secteur,

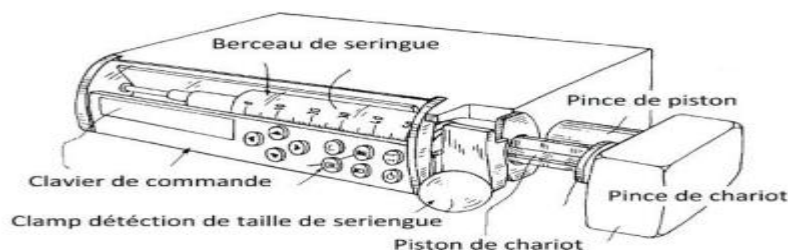


Figure 1.2: Partie mécanique de pousse seringue

soit par une batterie. 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 aujourd'hui 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.

1.4.3 Différents types des Pousse seringues électriques

Il existe des pousse-seringues à une simple ou plusieurs voies (généralement deux) ce qui permet une injection en différents sites de différents médicaments à un même patient.

❖ Pousse seringue à simple voie :

Une Pousse Seringue à simple voie ou mono voie c'est un dispositif qui permet d'injecter une seule solution à la fois, le support de ce dernier peut acquérir une seule seringue de n'importe quel dosage, on les trouve généralement dans les blocs opératoires.

❖ Pousse seringue à double voie :

Il existe des pousSES seringues double voies monobloc (voir figure 1.3). Ils intègrent les mêmes contraintes qu'un pousse-seringue standard (simple voie). Mais ce 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 1.3:Pousse seringue à double voie

1.4.4 Différents modes d'administration des Pousse Seringues

Un pousse seringue peut fonctionner selon un ou plusieurs modes :

- ↳ Le mode "**PERFUSION CONTINUE**" qui permet de régler la quantité à injecter ainsi que le débit.
- ↳ Le mode "**AIVT**" (Anesthésie Intra Veineuse Totale) qui 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.
- ↳ Le mode "**AIVOC**" (Anesthésie Intra Veineuse à Objectif de Concentration) dont la dose est calculée en fonction de la concentration plasmatique souhaitée.

❖ **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 une formule. [1]

❖ **Le mode TIVA :**

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. [2]

❖ **Le mode AIVOC :**

Ce mode est considéré comme étant un sous mode du mode TIVA, mais son fonctionnement diffère assez largement, nous le traiterons donc de façon spécifique. Il propose de délivrer une médication selon le principe d'une dose à objectif de concentration plasmatique, c'est à dire en quantité de médicament dans le plasma sanguin. 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 terme.

1.4.5 Avantage et critique de l'existant

La fiabilité de ces dispositifs repose essentiellement sur la qualité (constance et précision) des débits annoncés et mesurés. On ne doit enregistrer aucun changement de rythme de

perfusion qui n'ait été programmé. 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. 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 ;
- ↳ Contraintes pour le patient. De plus, l'utilisation du pousse seringue pour des injections continues permet une injection lente et très précise de l'agent thérapeutique [9]. Généralement les avantages et les inconvénients des PES sont :
- ↳ Précision, facilité de mise en place et perfusion de grands volumes.
- ↳ Matériel adapté aux médicaments photosensibles (Lasix).
- ↳ Fonctionnement de l'appareil de façon autonome.

Malgré tous ces avantages, les PSE classiques manquent de connectivité, de commandabilité et de supervision à distance... Ces inconvénients peuvent être comblés en ayant recours aux outils de l'IOT pour concevoir une nouvelle génération de PSE les Pousse seringue connectés (PSC)

1.5 Norme et exigences

La norme internationale IEC 62304 – logiciels de dispositifs médicaux – processus du cycle de vie des logiciels est une norme qui spécifie les exigences du cycle de vie pour le développement de logiciels médicaux et de logiciels au sein des dispositifs médicaux. Il est harmonisé par l'Union européenne et les États-Unis et peut donc être utilisé comme référence pour se conformer aux exigences réglementaires de ces deux marchés. La norme est composée d'une exigence générale, et de 5 processus, dont seul le processus de développement du logiciel nous concerne [3].

1.5.1 Exigence générale

L'exigence consiste à identifier le système de management de qualité, le système de gestion de risque à utiliser, et de classer le niveau de sécurité du logiciel.

Les deux premiers, intéressent l'ingénieur qualité plus que l'ingénieur développement, mais la troisième étape est nécessaire pour avancer dans le développement vu que le niveau de sécurité attribué affecte directement le processus de développement. Ci-dessous les niveaux de sécurité possible et leur conséquence au cas d'une défaillance du système :

↳ Classe A : Aucune blessure ou atteinte à la santé n'est possible.

↳ Classe B : Une BLESSURE NON GRAVE est possible.

↳ Classe C : La mort ou une BLESSURE GRAVE est possible.

La pousse seringue électrique à un niveau de sécurité variable selon l'utilisation. Par exemple d'un département pédiatrie ou l'utilisation fréquente est l'infusion des compléments alimentaire la classification sera B, par contre dans une chambre d'urgence, ou soins intensifs, ou la plupart des médicaments utilisés sont dangereux en haute concentration. Une erreur de dosage peut provoquer la mort du patient, le pousse seringue est classifié C.

Vue que notre produit vise toute utilisation possible du pousse seringue nous avons attribué le niveau de sécurité C au processus de développement logiciel.

1.5.2 Processus de développement logiciel

Le processus de développement du logiciel représente des étapes à suivre pour qu'elle soit conforme à la norme IEC 62304. Les étapes à suivre sont régies par le niveau de sécurité attribué. Le tableau 1.1 décrit les étapes à suivre selon le niveau de sécurité.

Etape	Classe A	Classe B	Classe C
Planification du développement logiciel	X	X	X
Analyse des exigences logicielles	X	X	X
Conception architecturale du logiciel		X	X
Conception détaillée du logiciel			X
Implémentation de l'unité logicielle	X	X	X
Vérification de l'unité logicielle		X	X
Intégration logicielle et tests d'intégration		X	X
Test du système logiciel	X	X	X
Version du logiciel	X	X	X

Tableau 1.1: Etapes de développement logiciel et niveau de sécurité.

1.6 Méthodologie de travail

1.6.1 Problématique

Afin de respecter les exigences de la norme IEC 62304 et étant donné les différentes tâches dans ce projet et les diverses technologies utilisées nous aurons toujours besoin de tester le code source. Donc le basculement d'une version à une autre, est difficile et consomme beaucoup de temps. D'autre part la supervision de l'avancement du projet est nécessaire, ainsi que, la nécessité de garder un journal décrivant l'historique des différentes étapes du cycle de développement de la solution proposée.

1.6.2 Solution

L'outil le plus utilisé aujourd'hui est **GIT** pour le contrôle de version. Git est un projet open source développé par le fameux **Linus Torvald** (le créateur du noyau linux). A chaque commit, on garde une trace du changement apporté au code. Si une erreur est commise on peut revenir en arrière et comparer les versions antérieures de code. Pour héberger les dépôts Git on a utilisé GitHub qui nous accompagne dans notre collaboration avec nos contributeurs (l'équipe 3DWAVE, l'équipe ACTIA, Notre encadreur universitaire M. Sadok BAZINE).

1.6.3 Implémentation

Le projet sur GitHub est créé sous le nom de "Syringe-Pump-Project", il admet le code source ainsi que les datasheets des composants utilisés, même ce rapport est disponible il est développé de la même manière (voir figure 2.4)


 sbazine First report corrections	4961137 3 hours ago	🔒 46 commits
📁 .settings	SDMMC interface / Local Storage	3 days ago
📁 Core	SDMMC interface / Local Storage	3 days ago
📁 Debug	SDMMC interface / Local Storage	3 days ago
📁 Drivers	update	12 days ago
📁 FATFS	SDMMC interface / Local Storage	3 days ago
📁 InternShipReport	First report corrections	3 hours ago
📁 Middlewares	SDMMC interface / Local Storage	3 days ago
📁 TouchGFX	returning to L6474 stepper driver	8 days ago
📄 .cproject	SDMMC interface / Local Storage	3 days ago
📄 .gitattributes	Initial commit	3 months ago
📄 .mxproject	SDMMC interface / Local Storage	3 days ago
📄 .project	-	3 months ago
📄 L6474-Datasheet.pdf	Add files via upload	3 months ago
📄 OpenH743I-C_SchDoc.pdf	Schematic of CoreH743I	3 months ago
📄 README.md	Initial commit	3 months ago

Figure 1.4: Structure du projet sur Git Hub

Dès que nous sommes satisfaits du code on fait un commit vers la branche main à l'aide de la commande `git commit -m "message"`. Puis pour publier les changements locaux et les charger sur le serveur on utilise la commande `git push`. À l'aide de la commande `git pull` les contributeurs peuvent faire un fetch du contenu et le télécharger pour le modifier (figure 2.5). Pour revenir en arrière on utilise la commande `git reset --hard`. Cette méthodologie nous a aidés dans beaucoup de situations dont on a besoin de retourner en arrière vers une version spécifique où on a avancé tellement loin que c'est très difficile de retourner manuellement.

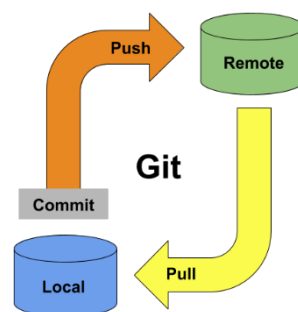


Figure 1.5 : Cycle de travail avec l'outils Git

1.7 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté les normes du cycle de vie du logiciel, puis énuméré les exigences générales. Enfin nous introduisons la méthode de travail pour faciliter le travail entre nous. Dans le chapitre suivant, nous décrirons les matériaux que nous avons utilisés et l'architecture matérielle et logicielle générale du projet.

2. Chapitre : Analyse et spécification des besoins

2.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous présenterons l'architecture globale du projet en précisant l'ensemble des matériels et logiciels utilisés.

2.2 Spécification des besoins

2.2.1 Expression du besoin

Dans le domaine de la santé, le cadre médical est confronté à plusieurs situations, parfois critiques et nécessite une disponibilité à plein temps des infirmiers pour administrer les médicaments aux patients. Tel que le cas de covid19 et surtout pour les malades dans un état comateux, qui nécessitent une alimentation sous forme de perfusion, suivant plusieurs modes et sur une période de temps long, qui peut prendre des semaines et parfois des mois. Parmi les appareils utilisés pour la réalisation de cette opération on peut citer le pousse seringue électrique. Dans certains cas, la quantité de produit administré par injection à un patient doit être fractionnée dans le temps. (Voir figure 2.1)

Outre les avantages de l'utilisation des PSE, qui ont été largement détaillés dans le chapitre précédent, nous avons évoqué l'intérêt que peut apporter le mariage des outils de l'IOT à la technologie des PSE, ceci sera exprimé avec plus de détails dans la section suivante.

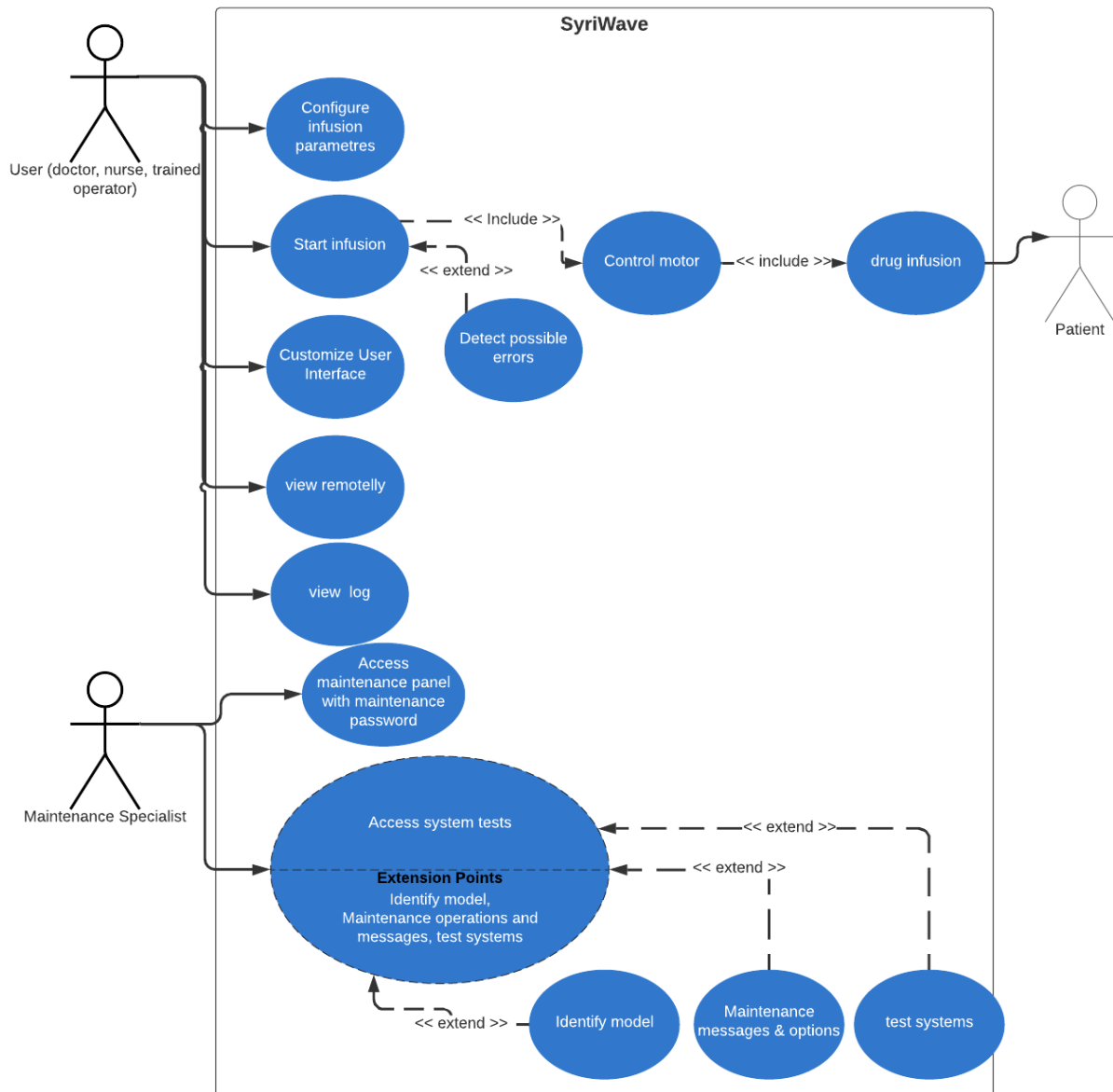


Figure 2.1 diagramme de cas d'utilisation de la pousse seringue

2.2.2 Cahier des charges

La définition d'un cahier des charges était l'un de nos principaux objectifs.

Il est question dans ce projet de développer une solution électronique pour le pilotage d'un modèle mécanique d'un Pousse Seringue Électrique (PSE). La solution envisagée doit satisfaire les exigences suivantes :

- Propose une Interface Homme Machine (IHM) permettant une interaction étroite et un accès facile aux principales fonctionnalités du PSE.

- Elaborer une carte de commande basée sur un microcontrôleur STM32 incluant tous les composants nécessaires pour la commande du moteur et l'exploitation des capteurs installés sur le modèle mécanique du PSE, ainsi que la gestion de l'IHM.
- Doter le prototype de(s) moyen(s) de communication nécessaire(s).
- Une solution logiciel exécutant les tâches du PSE développer selon la norme IEC 62304. (Voir figure 2.2)

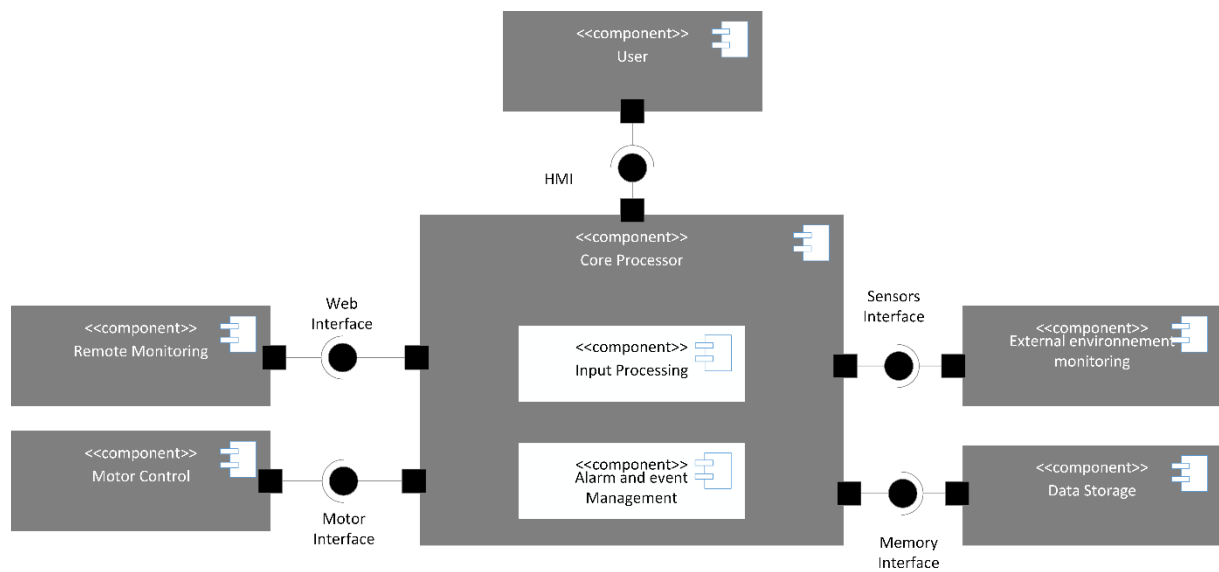


Figure 2.2: diagramme des composants de la pousse seringue

2.3 Architecture globale du PSC

2.3.1 Schéma synoptique du PSC

Nous nous limitons dans cette partie à l'architecture et aux composants électroniques dont on aura besoin pour le développement de la partie électronique embarquée du PSC. Sachant que, la partie mécanique est développée par une autre équipe au sein de la société d'accueil.

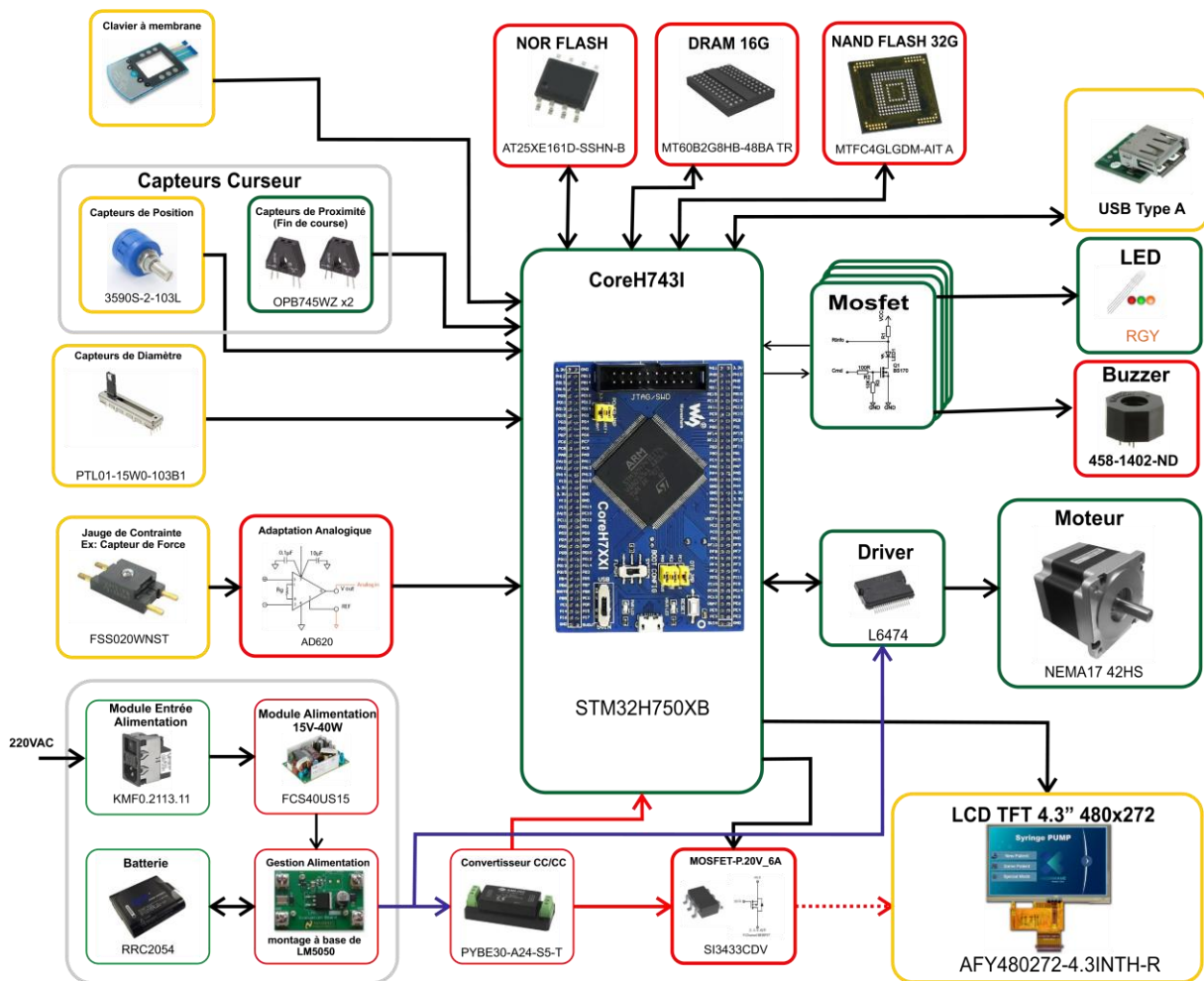


Figure 2.3: Schéma synoptique du PSC

2.3.2 Détails du matériel utilisé :

❖ OpenH743I-C

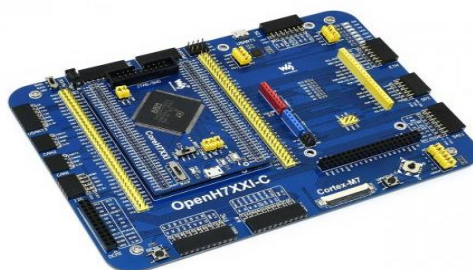


Figure 2.4 : Carte de développement OpenH743I-C

OpenH743I-C est une carte de développement conçue pour le microcontrôleur STM32H743IIT6. L'OpenH743I-C prend en charge une extension supplémentaire avec diverses cartes d'accessoires en option pour une application spécifique (voir Annexe 1).

❖ CoreH743I

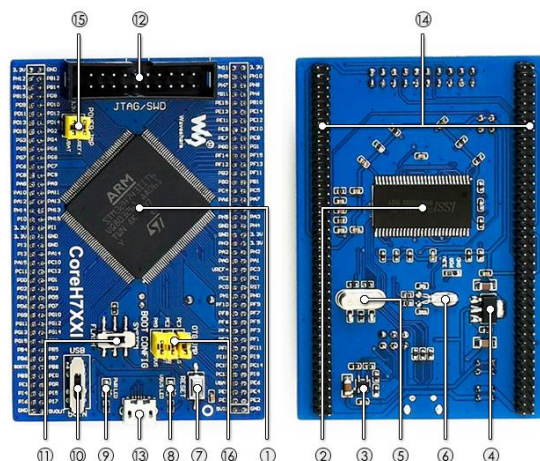


Figure 2.5: Composants du CoreH743I

N°	Nom de composant	Description
1	STM32H743IIT6	Le MCU STM32 haute performance qui comprend : Noyau : RISC 32 bits Cortex-M7 + FPU double précision + accélérateur graphique Chrom-ART Fonctionnalité : instructions DSP à cycle unique Fréquence de fonctionnement : 480 MHz, 1027 DMIPS / 2,14 DMIPS/MHz Tension de fonctionnement : 1,62 V-3,6 V Forfait : LQFP176 Mémoires : 2MB Flash, 1MB RAM (864KB utilisateur+192KB TCM+4KB Backup) Convertisseurs AD et DA : 3 x AD (16 bits); 2 x DA (12 bits) Débogage/programmation : prend en charge les interfaces JTAG/SWD et IAP
2	IC42S16400J / IS42S16400J	SDRAM 1 Meg Bits x 16 Bits x 4 Banks (64-MBIT)
3	STMP2151STR	Dispositif de gestion d'alimentation USB embarqué
4	AMS1117-3.3 :	3.3V voltage régulateur
5	8M Crystal	
6	32.768K Crystal	Pour RTC interne avec étalonnage
7	Reset Button	

8	VBUS LED	Indicateur de port USB
9	PWR LED :	Power Indicateur
10	Commutateur d'alimentation	Alimenté par une connexion 5Vin ou USB
11	Sélection du mode de démarrage	Pour configurer la broche BOOT0
12	JTAG/SWD interface	Pour le débogage/programmation
13	Connecteur USB	Prend en charge l'appareil et/ou l'hôte
14	Extension des broches du MCU	VCC, GND et toutes les broches d'E/S sont accessibles sur les connecteurs d'expansion pour une expansion ultérieure
15	SAUTEUR DE PUISSANCE	

Tableau 2.1 : Les différents composants de STM32H7

❖ MOTEUR PAS à PAS (NEMA17) :

Le moteur est très efficace et vous pouvez facilement contrôler le débit de la seringue avec. Comme elle montre la figure..



Figure 2.6: Moteur PAS à PAS

✓ Caractéristiques (NEMA17)

- 200 pas par révolution : 1,8 degrés
- Bobine 1 : Rouge (A+) et Bleu (A-). Bobine # 2 Vert (B+) & Noir (B-).
- Moteur bipolaire, nécessite 2 ponts en H ponts !
- Dimension 42 mm / 1,65 "corps carré
- Fixation : 31mm / 1,22 trous de montage carrés, vis métriques de 3mm "(M3)
- arbre d'entraînement de diamètre 5mm, 23.5 mm de long, avec un méplat usiné

- Tension nominale 12V (vous pouvez utiliser une tension inférieure, mais le couple chutera) avec courant 1.7A max
- Couple de maintien 40 N.cm.Min
- Couple de détente 2,2 N.cm
- Vendu avec un câble de connexion de 100cm avec extrémité en DuPont femelle au pas de 2.54mm

❖ **X-NUCLEO-IHM01A1 (L6474) :**



Figure 2.7 : stepper motor driver shield

Le X-NUCLEO-IHM01A1 est une carte d'extension de pilote moteur pas à pas basée sur le L6474. Elle fournit une solution facile à utiliser pour piloter un moteur pas à pas, Le contrôle de courant avancé du L6474 offre des niveaux élevés de performance et de robustesse. Comme le montre la figure 3.11 la carte est compatible avec le connecteur Arduino UNO R3 et supporte l'ajout d'autres cartes qui peuvent être empilées pour piloter jusqu'à trois moteurs pas à pas avec une seule carte STM32.

✓ Caractéristiques :

- Tension de fonctionnement : 8 - 45 V
- Courant de crête de sortie de 7,0 A (3,0 A r.m.s.)
- MOSFET à faible puissance RDS(on)
- Vitesse de balayage MOS de puissance programmable
- Jusqu'à 1/16 de micro-pas
- Contrôle du courant avec décroissance adaptative
- Détection de courant non dissipative
- Interface SPI
- Faibles courants de repos et de veille
- Surintensité programmable non dissipative

- Protection sur tous les MOS de puissance
- Protection contre la surchauffe à deux niveaux

❖ **LCD TFT 4.3 :**

Ce module TFT-LCD/carte de commande affiche le contenu, stocké

Images JPEG et texte avec polices internes, au moyen d'un jeu de commandes simple.

Nous travaillons à travers ce grand écran afin que le médecin puisse facilement le contrôler.

(Voir figure)



Figure 2.8 : LCD TFT 4.3

✓ Caractéristiques :

- Dimensions du contour : 105,14 x 66,2 mm.
- Résolution : 480 x 272.
- Zone active : 95,04 x 53,856 mm.
- Interface : RVB.
- Driver IC : HX8527A.
- Tactile : résistive

✚ **ESP8266 :**



Figure 2.9 : Node MCU ESP8266

L'ESP8266 est décliné en plusieurs variantes comme elle montre la (figure 2.7) Un exemple de caractéristiques est indiqué ci-dessous.

✓ Caractéristique :

- 32-bit RISC CPU: Tensilica Xtensa LX106, 80 MHz ;
- 64 Kio de RAM instruction, 96 Kio de RAM data ;
- QSPI flash externe - 512 Kio à 4 Mio (supporte jusqu'à 16 Mio) ;
- IEEE802.11 b/g/n WIFI ;
- TR switch intégré, balun, LNA , amplificateur de puissance
- Authentification par WEP ou WPA/WPA2 ou bien réseau ouvert
- Certaines variantes supportent une antenne externe
- 16 broches GPIO
- Interfaces SPI
- Interface avec DMA (partageant les broches avec les GPIO) ;
- UART sur des broches dédiées, plus un UART dédié aux transmissions pouvant être géré par GPIO2 ;
- 1 10-bit ADC

❖ **Capteur de position (3590S-2-103L) :**



Figure 2.10 : Capteur de position (3590S-

✓ Caractéristiques :

- Support de douille
- Fonction de broche AR en option
- Arbre et douilles en plastique ou en métal
- Bobiné
- Cosses à souder ou broches PC
- Scellable (joint complet du corps)

- Conçu pour une utilisation dans les applications IHM
- ❖ **Capteur de diamètre (PTL01-15W0-103B1) :**



Figure 2.11 : Capteur de diamètre (PTL01-15W0-103B1)

✓ Caractéristiques :

- Type : Slide Potentiometer with LED
- Course : 100mm
- Résistance : 10khoms
- Données de puissance : 200M/W
- Tolérance : 20%
- Type de bande résistive : Linéaire
- Longueur : 35mm
- Largeur : 9mm
- Hauteur : 7mm

❖ **Capteur de proximité (OPB745WZ) :**



Figure 2.12 : Capteur de proximité

✓ Caractéristiques :

- Distance de détection : 3.81mm
- Collecteur de tension : 15v
- VF-tension directe : 1.8v
- VF-tension inverse : 2v
- Température de fonctionnement min : -40°C
- Température de fonctionnement max : +80°C

❖ Capteur jauge de contrainte (FSS020WNST) :



Figure 2.13 : Capteur jauge de contrainte

✓ Caractéristique :

- Force de commande : 20N
- Précision : 0.5%
- Type de sortie : Analogique
- Style de montage : SMD/SMT
- Tension d'alimentation : 12V

❖ Batterie (RRC2054) :

RRC Power Solutions Smart Battery Packs sont des batteries standard avec des certifications et des approbations mondiales. RRC Power Solutions Smart Battery Packs sont capables de communiquer via SMBus (SMART standard) / I2C et disposent de la technologie Lithium-Ion pour les applications. Les batteries sont conçues pour être utilisées avec SMB-UBC. (Voir figure 2.12).



Figure 2.14 : Batterie (RRC2054)

✓ Caractéristique :

- Nombre de batteries : 4 Battery
- Tension de sortie : 15v
- Capacité : 3200 mAh
- Longueur : 77.4 mm
- Hauteur : 22.4 mm

❖ **RRC-PMM240 :**

C'est un Module de gestion de l'alimentation pour les applications mobiles comme elle montre la (figure 2.13). un exemple des caractéristique ci-dessous :



Figure 2.15 : RRC-PMM240

✓ Caractéristique :

- 240,00 W max. puissance de sortie à l'application
- 82,00 W max. puissance de sortie vers la batterie
- Sélection automatique de la source d'alimentation
- Large plage de tension d'entrée CC
- Données 3D disponibles du module de gestion de l'alimentation et des batteries pour une intégration facile dans l'utilisateur vers l'application
- Convient à la batterie intelligente standard de RRC au format RRC20xx

❖ **Buzzer (458-1402-ND) :**

Figure 2.16: Buzzer (458-1402-ND)



Il s'agit d'un actionneur utilisé lorsqu'il y a un problème, y compris l'arrêt du déplacement de la seringue.

✓ Caractéristique :

- Type d'entrée : DC
- Voltage : 5V
- Fréquence : 2.075KHZ
- Durée : variable
- Mode d'opération : Pin select able

2.3.3 Architecture Software du PSC

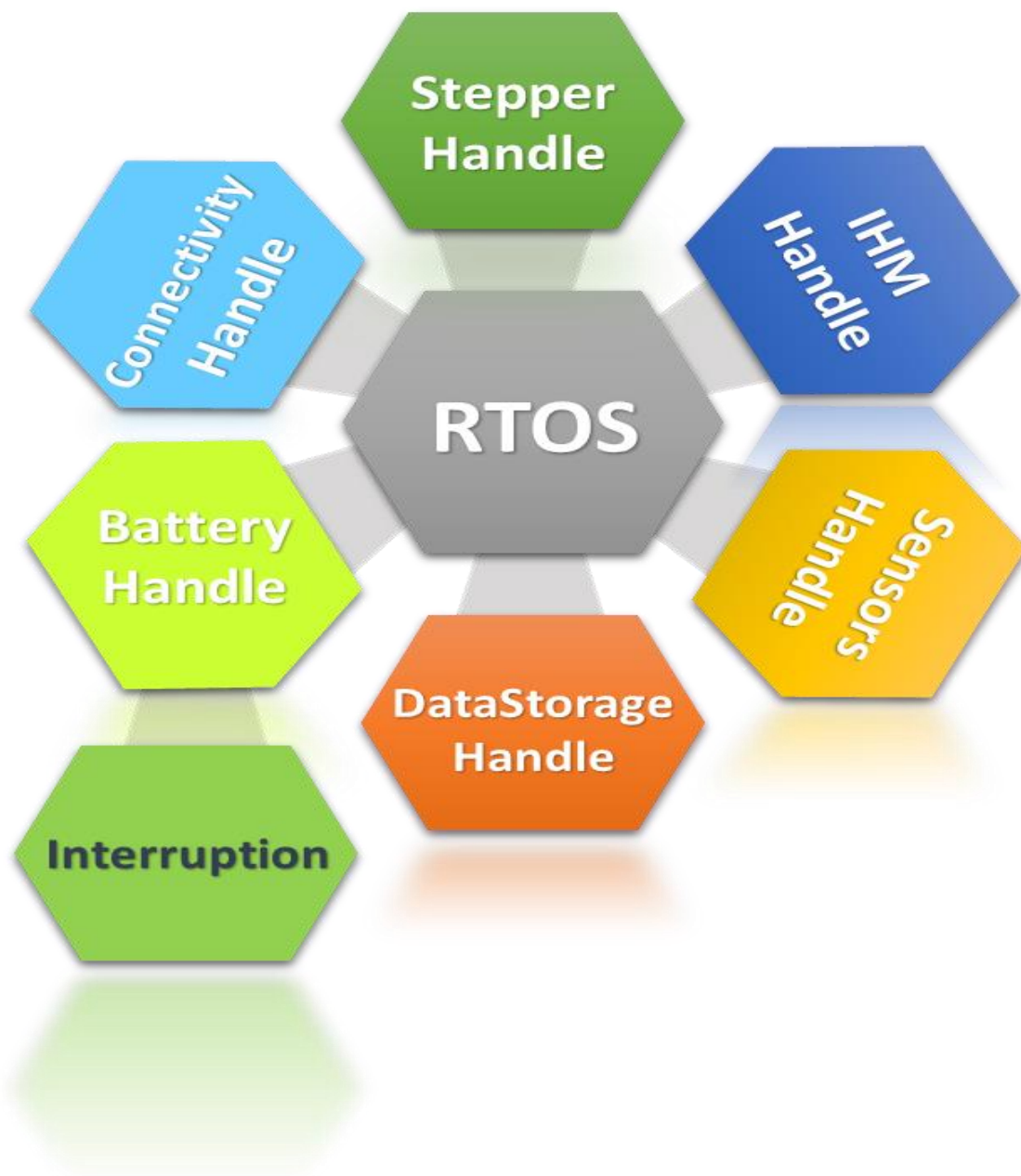


Figure 2.17: Architecture SOFTWARE du PSC

2.3.4 Outils et logiciels utilisés :

❖ **STM32CUBEIDE :**



STM32CubeIDE : est un outil de développement multi-OS tout-en-un, qui fait partie de l'écosystème logiciel STM32Cube. STM32CubeIDE est une plate-forme de développement C/C++ avancée avec configuration périphérique, génération de code, compilation de code, et des fonctionnalités de débogage pour les microcontrôleurs et microprocesseurs STM32. Il est basé sur le framework Eclipse®/CDT™ et GCC toolchain pour le développement et GDB pour le débogage.



TOUCHGFX :



TouchGFX : est un cadre logiciel graphique gratuit avancé optimisé pour les Microcontrôleurs STM32. Profitant des fonctionnalités graphiques STM32 et architecture, TouchGFX ce qui accélère la création des objets de l'IHM grâce à la création des interfaces graphiques de type smartphone.

2.3 Conclusion

Tous ces dispositifs nous facilitent la conception et la réalisation de nos projets de manière efficace. Au départ, nous avons commencé par une étude conceptuelle de l'interface. Ensuite nous Les matériaux et outils utilisés sont décrits. Enfin, nous avons évoqué la conception et la réalisation de notre projet.

3. Chapitre : Conception et réalisation

3.1 Introduction

Les chapitres précédents nous permettent d'identifier clairement les objectifs de notre projet et Outils qui nous permettent de mettre en œuvre le système. Cela nous permet d'accéder à la phase de mise en œuvre et de regrouper les tâches à partir le système d'exploitation en temps réel (RTOS) .

3.2 OS kernel

3.2.1 Middleware (FreeRTOS)

L'un des exigences majeures pour les dispositifs médicaux est la stabilité du système (**soft + le soft externe + le hardware autour**).

Notre Solution était alors de travailler dans le domaine temps réels, où le taux d'erreur est minimal et la stabilité est maximale.

➤ RTOS

Le système d'exploitation temps réel est un OS qui gère plusieurs tâches concurrentes selon leurs degrés de priorités, il est utilisé quand il y a des exigences temporelles sur les processus. Ce type d'ordonnancement, appelé ordonnancement préemptif.

RTOS garantis la performance maximale du processeur et la bonne gestion de la mémoire ainsi que le fonctionnement sans erreur (Error-Free) offert par ces types de systèmes.

➤ FreeRTOS/CMSISV2

Dans le domaine de l'embarqué les ressources sont relativement limitées en termes de mémoire et de traitements. Dans ce projet on utilise un microcontrôleur Stm32H7 (**Arm Cortex-M7**) qui est de la catégorie haute performance, mais on reste toujours limités de ressources.

C'est pour cela qu'on a choisis **FreeRTOS**, c'est un système d'exploitation embarqué multitâches temps réel préemptif supporte actuellement 35 architectures. Il est aujourd'hui parmi les plus utilisés dans le marché des systèmes d'exploitation temps réel pour l'embarquée grâce à sa faible taille qui est de l'ordre de 4000 à 9000 octets.

What our code looks like

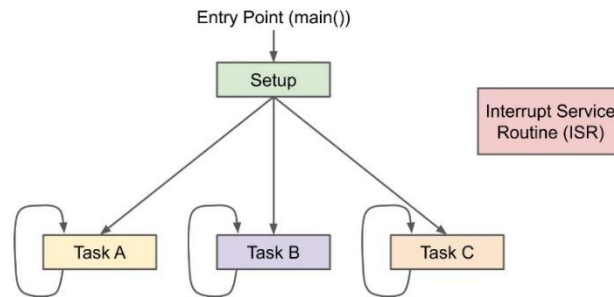


Figure 3.1 : Structure du code

On a utilisé le **CMSIS-RTOS API v2** comme une couche d'abstraction à FreeRTOS afin de garantir un système optimisé et améliorer la portabilité du code entre les différents processeurs ARM. comme le montre la figure 3.1 ci-dessus.

3.2.2 Tâches Et Queues (File d'attente)

❖ Création des Taches

Pour développer une application basée sur un OS, on décompose l'application en un ensemble de tâches. Dans FreeRTOS une tâche est fonction C contenant une boucle infinie et ne renvoie pas un résultat.

```

Void vATaskFunction (void *paramètres)
{
    for (;;)
    {
    }
}
  
```

Une tâche est créée par l'intermédiaire de la fonction "osThreadNew" qui retourne l'id de la tache RTOS

```

osThreadNew (osThreadFunc_t func, void *
argument, const osThreadAttr_t * attr)

[in] fun    thread function.

[in] argument  pointer that is passed to the
thread function as start argument.

[in] attr  thread attributes (les priorités sont spécifiées
(figure ci-dessous)).

```

Ci-dessous (dans la figure 3.2) Sont les taches utilisées dans le projet classé selon leurs propriétés.

```

57  /* USER CODE END Variables */
58  /* Definitions for battery_manage */
59  osThreadId_t battery_manageHandle;
60  const osThreadAttr_t battery_manage_attributes = {
61    .name = "battery_manage",
62    .stack_size = 128 * 4,
63    .priority = (osPriority_t) osPriorityNormal,
64  };
65  /* Definitions for Stepper */
66  osThreadId_t StepperHandle;
67  const osThreadAttr_t Stepper_attributes = {
68    .name = "Stepper",
69    .stack_size = 256 * 4,
70    .priority = (osPriority_t) osPriorityHigh,
71  };
72  /* Definitions for Connectivity */
73  osThreadId_t ConnectivityHandle;
74  const osThreadAttr_t Connectivity_attributes = {
75    .name = "Connectivity",
76    .stack_size = 128 * 4,
77    .priority = (osPriority_t) osPriorityAboveNormal,
78  };
79  /* Definitions for Sensors */
80  osThreadId_t SensorsHandle;
81  const osThreadAttr_t Sensors_attributes = {
82    .name = "Sensors",
83    .stack_size = 256 * 4,
84    .priority = (osPriority_t) osPriorityNormal,
85  };
86  /* Definitions for IHM */
87  osThreadId_t IHMHandle;
88  const osThreadAttr_t IHM_attributes = {
89    .name = "IHM",
90    .stack_size = 128 * 4,
91    .priority = (osPriority_t) osPriorityNormal,
92  };

```

Figure 3.2: Priorités et tailles de chaque tache

✓ Tache 1 : stepperHandle

Cette tâche dispose la priorité maximale `osPriorityHigh` car elle gère le moteur pas à pas qui est le cœur du projet et tous les autres services fonctionnent en fonction de son état et de son avancement.

✓ **Tache 2 : IHMHandle**

Elle dispose comme priorité `osPriorityAboveNormal`, elle gère les flux de données entre l'interface homme machine et les autres tâches.

✓ **Tache 3 : ConnectivityHandle**

La connectivité admet le même degré de priorité que la tâche `IHMHandle` `osPriorityAboveNormal`, toutes les données nécessaires sont envoyées à travers cette tâche vers le Cloud afin de les récupérer en temps réels par une application de supervision.

✓ **Tache 4 : SensorsHandle**

Cette tâche représente l'unité de traitements de tous les capteurs utilisés dans ce projet elle dispose comme priorité `osPriorityNormal1`.

✓ **Tache 5 : Battery_manageHandle**

La gestion de batterie est assurée par cette tâche avec une priorité `osPriorityNormal`. (Elle est en cours de développement).

```
/* Create the thread(s) */
/* creation of battery_manage */
battery_manageHandle = osThreadNew(StartBatteryManage, NULL, &battery_manage_attributes);

/* creation of Stepper */
StepperHandle = osThreadNew(Stepper_motor, NULL, &Stepper_attributes);

/* creation of Connectivity */
ConnectivityHandle = osThreadNew(Cloud_Connectivity, NULL, &Connectivity_attributes);

/* creation of Sensors */
SensorsHandle = osThreadNew(Sensors_measurements, NULL, &Sensors_attributes);

/* creation of IHM */
IHMHandle = osThreadNew(Interface, NULL, &IHM_attributes);

/* creation of DataStorage */
DataStorageHandle = osThreadNew(StartDataStorage, NULL, &DataStorage_attributes);
```

Figure 3.3 : Création des tâches

(La figure 3.3) ci-dessus montre comment on à faire la création des tâches.

Une tâche FreeRTOS peut se trouver dans l'un des états suivants :

↳ **Prête (Ready)** : une tâche qui possède toutes les ressources nécessaires à son

exécution. Elle lui manque seulement le processeur.

- ↳ **Active (Running)** : Tâche en cours d'exécution, elle est actuellement en possession du processeur.
- ↳ **Attente (Blocked)** : Tâche en attente d'un événement (queue de messages, sémaphores, timeout ...). Une fois l'événement arrivé, la tâche concernée repasse alors à l'état prêt.
- ↳ **Suspendu (Suspended)** : tâche à l'état dormant, elle ne fait pas partie de l'ensemble des tâches ordonnables. (Voir figure 3.4).

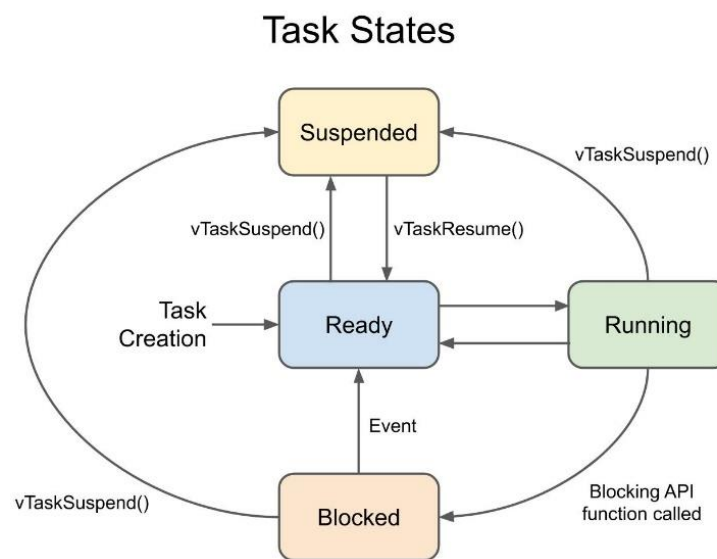


Figure 3.4 : états des tâches

❖ Queues (File d'attente) :

Avant de parler des queues il faut parler des problèmes majeurs lors de l'utilisation d'un système temps réels et surtout s'il s'agit d'un système préemptif. Les variables globales ne sont plus une solution optimale pour stocker l'information à cause de la concurrence des tâches. C'est très probable alors que deux tâches écrivent en même temps dans une variable x , les données ne sont plus utilisables dans ce cas. Beaucoup d'autres problèmes sont rencontrés lors de l'utilisation des variables globales.

Les queues sont utilisées pour résoudre ces problèmes avec une opération atomique c – à - d une écriture ou lecture dans la queue ne peut pas être interrompue avant la fin de l’opération. Comme le montre la figure 3.5 ci-dessous.

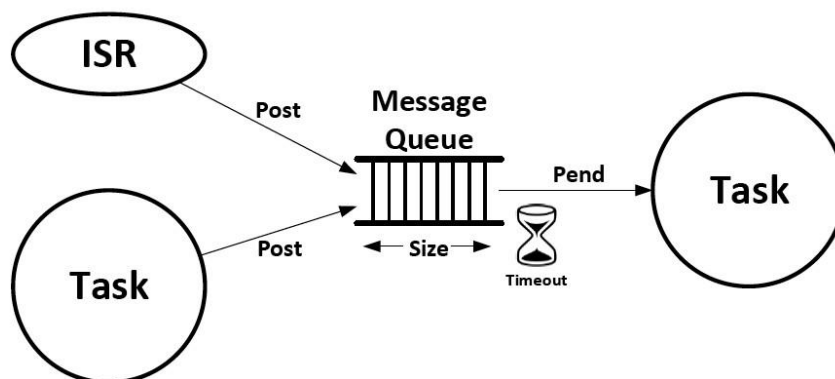


Figure 3.5 : file d’attente et mode FIFO

Il s’agit d’un système FIFO (first input first output). Les files d’attentes sont utilisées dans ce projet dans tous les flux de communications inter tâches

La bibliothèque “Cmsis_Os2” dispose les fonctions nécessaires pour créer, Lire et écrire dans les files d’attente (queues).

Pour créer une queue on utilise la fonction “osMessageQueueNew”, elle retourne en résultat l’id pour la file créée de type “osMessageQueueId_t”. (Voir figure 3.6)

```

/// Create and Initialize a Message Queue object.
/// \param[in] msg_count maximum number of messages in queue.
/// \param[in] msg_size maximum message size in bytes.
/// \param[in] attr message queue attributes; NULL: default values.
/// \return message queue ID for reference by other functions or NULL in case of error.
osMessageQueueId_t osMessageQueueNew (uint32_t msg_count, uint32_t msg_size, const osMessageQueueAttr_t *attr);

```

Figure 3.6 : création d’une file d’attente (queue)

Pour déposer un message dans la file d’attente on utilise la fonction “osMessageQueuePut”, elle place le message pointé par “msg_ptr” dans la file d’attente spécifiée par le paramètre “mq_id”. Le paramètre “msg_prio” est utilisé pour trier les messages en fonction de leur priorité (les chiffres les plus élevés indiquent une plus grande priorité) lors de l’insertion.

La fonction “osMessageQueueGet” lit le contenu de la file d’attente (queue) dont l’id est passé en paramètre, si la queue est vide (pas de messages) et elle a dépassé le délai maximal d’attente “timeout”, la fonction retourne “osErrorTimeout” si non elle retourne “osOK”. Comme la montre (la figure 3.7) ci-dessous.

```

/* Infinite loop */
for(;;)
{
    if(osMessageQueueGet(FlowRateQHandle,&Flowrate , 10U, 100)==osOK && osMessageQueueGet(VolumeQHandle,&
        timeneeded= Time_Needed(Flowrate, volume_to_inject);
        laststep = timeneeded*L6474_GetCurrentSpeed(0);
        osMessageQueuePut(LastStepQHandle, &laststep, 1, 100);
    }
    // ***** 0 => StopMode , 8=> PauseMode *****
    if(osMessageQueueGet(ModeQHandle, &mode, 10U, 100)==osOK && (mode==0 || mode == 8)){
        SyringeStop();
    }
    SyringeMove(Flowrate,radius);
}
/* USER CODE END Stepper_motor */

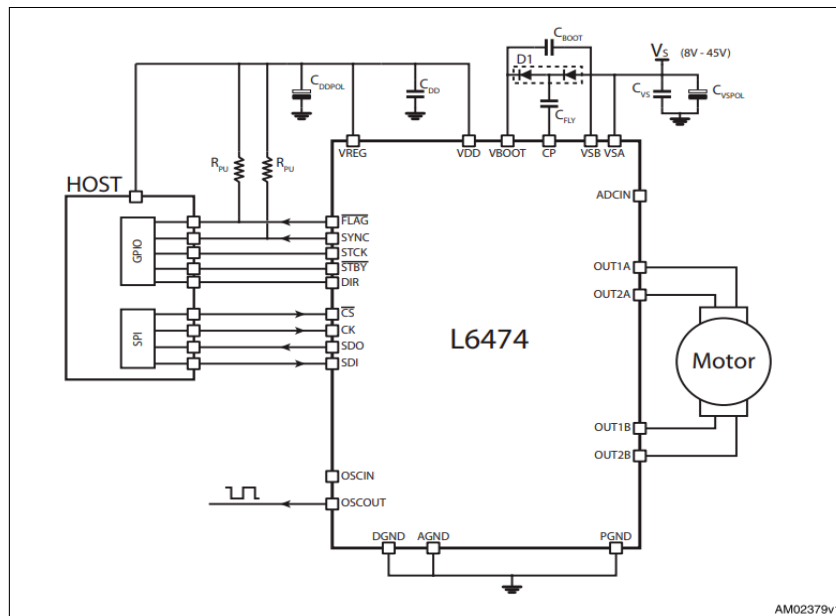
```

Figure 3.7 : définition des fonctions de lecture et écriture dans une queue

3.3 Moteur pas à pas

3.3.1 L6474 Driver / L6474.C :

Afin d'utiliser un moteur pas à pas il est nécessaire d'utiliser un "driver". Ces drivers permettent de transmettre la puissance électrique au moteur afin de le faire tourner selon nos besoins.



DocID022529 Rev 4



Figure 3.8: schéma de câblage du driver L6474

Nous travaillons avec la carte d'expansion **x-nucleo-ihm01a1** basée sur le L6474 Driver et le moteur pas à pas **Nema 17**. Comme la montre la figure 3.8 ci-dessus.

La communication entre notre carte et le driver est à travers le protocole **SPI** 8bit (Serial Peripheral Interface) où Le microcontrôleur représente le Master or que le driver est l'esclave.

“Une liaison SPI (pour Serial Peripheral Interface) est un bus de données série synchrone baptisé ainsi par Motorola, au milieu des années 1980 qui opère en mode full-duplex. Les circuits communiquent selon un schéma maître-esclave, où le maître contrôle la communication. Plusieurs esclaves peuvent coexister sur un même bus, dans ce cas, la sélection du destinataire se fait par une ligne dédiée entre le maître et l'esclave appelée « Slave Select (SS).”, [4]

Le L6474 driver admet plusieurs registres qui sont responsable à convertir la commande SPI en une commande analogique du moteur pas à pas. Chaque registre admet une adresse bien déterminée, par exemple le registre **STEP_MODE** admet l'adresse **0X16** est responsable à changer le mode du micro-pas (**Microstepping**). (Voir figure 3.9, 3.10).

9.1.10 STEP_MODE

The STEP_MODE register has the following structure:

Table 18. STEP_MODE register

Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1	Bit 0
1	SYNC_SEL			1 ⁽¹⁾	STEP_SEL		

1. When the register is written this bit should be set to 1.

The STEP_SEL parameter selects one of five possible stepping modes:

Table 19. Step mode selection

STEP_SEL[2...0]			Step mode
0	0	0	Full step
0	0	1	Half step
0	1	0	1/4 microstep
0	1	1	1/8 microstep
1	X	X	1/16 microstep

Every time the step mode is changed, the electrical position (i.e. the point of microstepping sinewave that is generated) is reset to the first microstep.

Figure 3.9 : structure du registre STEP_MODE

Register address of the L6474 from L6474_Registers_t enum:

```
typedef enum {
    L6474_ABS_POS      = ((uint8_t) 0x01),
    L6474_EL_POS       = ((uint8_t) 0x02),
    L6474_MARK         = ((uint8_t) 0x03),
    L6474_TVAL         = ((uint8_t) 0x09),
    L6474_T_FAST       = ((uint8_t) 0x0E),
    L6474_TON_MIN      = ((uint8_t) 0x0F),
    L6474_TOFF_MIN     = ((uint8_t) 0x10),
    L6474_ADC_OUT      = ((uint8_t) 0x12),
    L6474_OCD_TH       = ((uint8_t) 0x13),
    L6474_STEP_MODE    = ((uint8_t) 0x16),
    L6474_ALARM_EN     = ((uint8_t) 0x17),
    L6474_CONFIG       = ((uint8_t) 0x18),
    L6474_STATUS       = ((uint8_t) 0x19),
    L6474_INEXISTENT_REG = ((uint8_t) 0x1F)
} L6474_Registers_t;
```

Figure 3.10 : adresse des différents registres

La bibliothèque fournit par ST “**X-CUBE-SPN1**” peut gérer tous les commandes bas niveau à travers des fonctions prédéfini qui envoient des trames bien déterminés contenant l’adresse du registre ainsi que le code commande correspondant et des arguments si nécessaire, mais le problème que cette bibliothèque est compatible qu’avec les Nucléo F4, F3, F0, L0.

Dans ce cas, la première étape était d’adapté les fichiers “.h” (header files) avec notre carte (OpenH7). Les trimer et leurs channels, les brochages des pins SPI (MISO – MOSI – CLK – NSS(CS)), le pin de flags ainsi que de la remise à zéro, tous été modifiés ...

Pour l’initialisation du driver on pourrait choisir entre utiliser le fichier des valeurs par défaut des registres “**l6474_target_config.h**”, ou bien de déclarer une variable de type Structure C “**L6474_Init_t**” où on spécifie tous les paramètres à initialiser comme la vitesse du moteur maximale et minimale (pas/s), l’accélération et la décélération (pas/s²), les paramètres relatifs au courant, les alarmes...

Dans notre cas nous avons modifié le fichier des paramètres par défaut selon nos besoins, comme la montre (les figures 3.12 et 3.13) ci-dessous.

```

47 /// The maximum number of devices in the daisy chain
48 #define MAX_NUMBER_OF_DEVICES (3)
49
50 /***** Speed Profile *****/
51
52 /// Acceleration rate in step/s2 for device 0 (must be greater than 0)
53 #define L6474_CONF_PARAM_ACC_DEVICE_0 (1)
54 /// Acceleration rate in step/s2 for device 1 (must be greater than 0)
55 #define L6474_CONF_PARAM_ACC_DEVICE_1 (160)
56 /// Acceleration rate in step/s2 for device 2 (must be greater than 0)
57 #define L6474_CONF_PARAM_ACC_DEVICE_2 (160)
58
59 /// Deceleration rate in step/s2 for device 0 (must be greater than 0)
60 #define L6474_CONF_PARAM_DEC_DEVICE_0 (1)
61 /// Deceleration rate in step/s2 for device 1 (must be greater than 0)
62 #define L6474_CONF_PARAM_DEC_DEVICE_1 (160)
63 /// Deceleration rate in step/s2 for device 2 (must be greater than 0)
64 #define L6474_CONF_PARAM_DEC_DEVICE_2 (160)
65
66 /// Maximum speed in step/s for device 0 (30 step/s < Maximum speed <= 10 000 step/s )
67 #define L6474_CONF_PARAM_MAX_SPEED_DEVICE_0 (1000)
68 /// Maximum speed in step/s for device 1 (30 step/s < Maximum speed <= 10 000 step/s )
69 #define L6474_CONF_PARAM_MAX_SPEED_DEVICE_1 (1)
70 /// Maximum speed in step/s for device 2 (30 step/s < Maximum speed <= 10 000 step/s )
71 #define L6474_CONF_PARAM_MAX_SPEED_DEVICE_2 (1600)
72
73 /// Minimum speed in step/s for device 0 (30 step/s <= Minimum speed < 10 000 step/s)
74 #define L6474_CONF_PARAM_MIN_SPEED_DEVICE_0 (1000)
75 /// Minimum speed in step/s for device 1 (30 step/s <= Minimum speed < 10 000 step/s)
76 #define L6474_CONF_PARAM_MIN_SPEED_DEVICE_1 (800)
77 /// Minimum speed in step/s for device 2 (30 step/s <= Minimum speed < 10 000 step/s)
78 #define L6474_CONF_PARAM_MIN_SPEED_DEVICE_2 (800)
79
80

```

Figure 3.12 : fichier de paramètre par défauts

```

/* Private user code -----*/
/* USER CODE BEGIN 0 */

L6474_Init_t gL6474InitParams =
{
    1, // Acceleration rate in step/s2. Range: (0..inf).
    1, // Deceleration rate in step/s2. Range: (0..inf).
    1000, // Maximum speed in step/s. Range: (30..10000).
    1000, // Minimum speed in step/s. Range: (30..10000).
    250, // Torque regulation current in mA. (TVAL register) Range: 31.25mA to 4000mA.
    750, // Overcurrent threshold (OCD_TH register). Range: 375mA to 6000mA.
    L6474_CONFIG_OC_SD_ENABLE, // Overcurrent shutdown (OC_SD field of CONFIG register).
    L6474_CONFIG_EN_TQREG_TVAL_USED, // Torque regulation method (EN_TQREG field of CONFIG register).
    L6474_STEP_SEL_1_16, // Step selection (STEP_SEL field of STEP_MODE register).
    L6474_SYNC_SEL_1_2, // Sync selection (SYNC_SEL field of STEP_MODE register).
    L6474_FAST_STEP_12us, // Fall time value (T_FAST field of T_FAST register). Range: 2us to 32us.
    L6474_TOFF_FAST_8us, // Maximum fast decay time (T_OFF field of T_FAST register). Range: 2us to 32us.
    3, // Minimum ON time in us (TON_MIN register). Range: 0.5us to 64us.
    21, // Minimum OFF time in us (TOFF_MIN register). Range: 0.5us to 64us.
    L6474_CONFIG_TOFF_044us, // Target Switching Period (field TOFF of CONFIG register).
    L6474_CONFIG_SR_320V_us, // Slew rate (POW_SR field of CONFIG register).
    L6474_CONFIG_INT_16MHZ, // Clock setting (OSC_CLK_SEL field of CONFIG register).
    (L6474_ALARM_EN_OVERCURRENT | // Alarm (ALARM_EN register).
     L6474_ALARM_EN_THERMAL_SHUTDOWN |
     L6474_ALARM_EN_THERMAL_WARNING |
     L6474_ALARM_EN_UNDERVOLTAGE |
     L6474_ALARM_EN_SW_TURN_ON |
     L6474_ALARM_EN_WRONG_NPERF_CMD)
};
/* USER CODE END 0 */

/**

```

Figure 3.11 : structure C L6474_Init_t

Pour avoir une vitesse constante toute au long de l'opération de l'injection, l'accélération et la décélération sont initialisés à 1 (sans accélération / décélération).

La vitesse maximale et minimale va être modifiée dans le code selon le débit d'injection à l'aide des fonctions comme la montre (la figure 3.13) ci-dessous.

```
“uint16_t L6474_SetMaxSpeed(uint8_t deviceId, uint16_t newMaxSpeed)”
“uint16_t L6474_SetMinSpeed(uint8_t deviceId, uint16_t newMinSpeed)”
```

```
582 void L6474_AttachErrorHandler(void (*callback)(uint16_t)); //Attach a user callback to the erro
583 void L6474_AttachFlagInterrupt(void (*callback)(void)); //Attach a user callback to the flag
584 void L6474_CmdDisable(uint8_t deviceId); //Send the L6474_DISABLE command
585 void L6474_CmdEnable(uint8_t deviceId); //Send the L6474_ENABLE command
586 uint32_t L6474_CmdGetParam(uint8_t deviceId, //Send the L6474_GET_PARAM command
587                             uint32_t param);
588 uint16_t L6474_CmdGetStatus(uint8_t deviceId); // Send the L6474_GET_STATUS command
589 void L6474_CmdNop(uint8_t deviceId); //Send the L6474_NOP command
590 void L6474_CmdSetParam(uint8_t deviceId, //Send the L6474_SET_PARAM command
591                         uint32_t param,
592                         uint32_t value);
593 uint16_t L6474_GetAcceleration(uint8_t deviceId); //Return the acceleration in pps^2
594 float L6474_GetAnalogValue(uint8_t deviceId, uint32_t param); //Get parameters (the value is for
595 uint16_t L6474_GetCurrentSpeed(uint8_t deviceId); //Return the current speed in pps
596 uint16_t L6474_GetDeceleration(uint8_t deviceId); //Return the deceleration in pps^2
597 motorState_t L6474_GetDeviceState(uint8_t deviceId); //Return the device state
598 motorDir_t L6474_GetDirection(uint8_t deviceId); //Return the device direction
599 motorDrv_t* L6474_GetMotorHandle(void); //Return handle of the motor driver
600 uint32_t L6474_GetFwVersion(void); //Return the FW version
601 int32_t L6474_GetMark(uint8_t deviceId); //Return the mark position
602 uint16_t L6474_GetMaxSpeed(uint8_t deviceId); //Return the max speed in pps
603 uint16_t L6474_GetMinSpeed(uint8_t deviceId); //Return the min speed in pps
604 uint8_t L6474_GetNbDevices(void); //Return the number of devices
605 int32_t L6474_GetPosition(uint8_t deviceId); //Return the ABS_POSITION (32b signe
606 motorStepMode_t L6474_GetStepMode(uint8_t deviceId); //Return the Step mode
607 motorStopMode_t L6474_GetStopMode(uint8_t deviceId); //Return the stop mode
608 void L6474_GoHome(uint8_t deviceId); //Move to the home position
609 void L6474_GoMark(uint8_t deviceId); //Move to the Mark position
610 void L6474_GoTo(uint8_t deviceId, int32_t targetPosition); //Go to the specified position
611 void L6474_HardStop(uint8_t deviceId); //Stop the motor
612 void L6474_HizStop(uint8_t deviceId); //Stop the motor and disable the pow
613 void L6474_Init(void* pInit); //Start the L6474 library
614 void L6474_Move(uint8_t deviceId, //Move the motor of the specified nu
```

Figure 3.13 : les fonctions pour commander le moteur

3.3.2 Interruptions

Le L6474 contient Un ensemble très riche de protections (thermique, faible tension de bus, surintensité ...) On peut détecter ces irrégularités à travers le registre STATUS qui contient des flags indiquant l'état du driver, comme la montre (la figure 3.14) ci-dessous.

9.1.13 STATUS

Table 28. STATUS register

Bit 15	Bit 14	Bit 13	Bit 12	Bit 11	Bit 10	Bit 9	Bit 8
1	1	1	OCD	TH_SD	TH_WRN	UVLO	WRONG_CMD
Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1	Bit 0
NOTPERF_CMD	0	0	DIR	0	0	1	HiZ

When HiZ flag is high, it indicates that the bridges are in high impedance state. Enable command makes the device exit from High Z state unless error flags forcing a High Z state are active.



DocID022529 Rev 4

41/53

Figure 3.14 : Structure du registre STATUS

Lors de l'initialisation on définit une limite pour chaque grandeur, si elle est dépassée une interruption est lancée dans notre programme, elle dispose toujours la priorité maximale. En cas d'interruption, une alarme est activée en fonction de l'état du driver. Pour le moment les alarme s'agissent des toggles Led et une notification dans l'application mobile. Nous allons les modifier aux furs et à mesure avec des alarmes sonores selon les exigences générales des systèmes d'alarmes (EN 60601-1-8).

```

263 void MyFlagInterruptHandler(void)
264 {
265     /* Get the value of the status register via the L6474 command GET_STATUS */
266     uint16_t statusRegister = L6474_CmdGetStatus(0);
267
268     /* Check HIZ flag: if set, power bridges are disabled */
269     if ((statusRegister & L6474_STATUS_HIZ) == L6474_STATUS_HIZ)
270     {
271         // HIZ state
272         HAL_GPIO_TogglePin(LED2_GPIO_Port, LED2_Pin);
273         HAL_Delay(1000);
274
275         // Action to be customized
276     }
277
278     /* Check direction bit */
279     if ((statusRegister & L6474_STATUS_DIR) == L6474_STATUS_DIR)
280     {
281         // Forward direction is set
282         HAL_GPIO_TogglePin(LED2_GPIO_Port, LED2_Pin);
283         HAL_Delay(1000);
284         // Action to be customized
285     }
286     else
287     {
288         // Backward direction is set
289         HAL_GPIO_TogglePin(LED2_GPIO_Port, LED2_Pin);
290         HAL_Delay(1000);
291         // Action to be customized
292     }
293 }

```

Figure 3.15 : Fonctions d'appel lors une interruption

3.3.3 Flux de données :

On trouvera un échange de données entre la tâche **StepperHandle** et les autres tâches, cet échange est assuré par les queues (files d'attentes).

On reçoit le débit d'injection à l'aide de la file "FlowRateQHandle", cette queue peut contenir 8 message maximum de type "float".

Le volume à injecter et le rayon de la seringue sont placés respectivement dans "VolumeQHandle" et "RadiusQHandle". Selon ces 3 paramètres la vitesse du moteur est calculée comme il est indiqué dans la partie 3.4.

Il y a évidemment un flux de données sortant de la tâche **StepperHandle** vers les tâches qui ont besoin d'informations concernant le moteur. Par exemple, après calculer le temps total d'injection, on dépose cette information dans une queue "TotalTimeQHandle". Ainsi, on partage le nombre total des pas dans la queue "LastStepQHandle".

3.3.4 Calcule

Afin de contrôler le débit d'injection à l'aide d'un moteur pas à pas et un système vis écrou, il faut utiliser la mécanique de fluide.

On commencera avec le terme "**débit volumique**" qui désigne la quantité de liquide qui circule dans une canalisation durant un laps de temps déterminé. Exprimé en litres par seconde (L/s), litres par minute (L/mn) ou en mètres-cubes par heure (m³/h). Dans notre cas, le liquide c'est le médicament à injecter et le canal c'est la seringue.

Étant donné que la **viscosité** des médicaments est de même ordre que celle de l'eau, elle influence peu sur le calcul, donc elle va être négligée.

Pour une section d'un canal donnée, plus la vitesse de passage est grande, plus le débit d'écoulement sera important :

$$V = q_v / S$$

Avec :

q_v : débit volumique en [m³/s]

v : vitesse du fluide en [m/s]

Pour calculer la section ($\pi \cdot r^2$) on obtient le rayon de la seringue à travers la tâche “SensorsHandle”. Le débit est tapé par le médecin dans l’écran TFT. La vitesse du fluide ou la vitesse de déplacement est calculée d’après la formule précédente, comme le montre (la figure 3.16) ci-dessous.

```

337 // returns the speed of Screws (mm/s) needed for a given flow_rate (mm/h) and syringe radius(mm)
338 uint16_t Screws_Speed_From_FlowRate(uint16_t flow_rate , uint8_t radius ){
339     radius = radius*0.001;
340     uint8_t section = radius*radius*3.14159;
341     flow_rate = (flow_rate * 0.001) / 3600;
342     return flow_rate/section ;
343 }

```

Figure 3.16 : fonction pour calculer la vitesse de déplacement nécessaire

L’écrou fait le déplacement d’un pas quand le moteur pas à pas termine une tour complète (une révolution). Donc la vitesse du moteur (en tours/seconde) est :

Une révolution représente 360° , or qu’un pas complet du moteur (Full Step) représente 1.8° donc le nombre des pas totale pour une seule révolution est $360^\circ/1.8^\circ=200$ **pas/révolution**. comme le montre la figure 3.17 ci-dessous.

$N=v/p$

Avec :

N : nombre de tours par seconde(tr/s)

V : vitesse de déplacement nécessaire(m/s)

P : le pas de la vis(m)

```

348 // returns the motor speed needed (rps)
349 uint16_t Motor_Speed(uint16_t screwspeed){
350     return screwspeed / (SCREWSTEP*0.001);
351 }

```

Figure 3.17 : fonction pour calculer la vitesse du moteur

La vitesse du moteur dans la bibliothèque est en **pas/seconde** donc la fonction L6474_SetMaxSpeed prend en paramètre **N*200**.

Le temps total de l’opération d’injection est égal au rapport **volume/débit**, (Voir figure3.18).

```

374 //return number of seconds to finish the injection
375 float Time_Needed(float flow_rate, float volume_to_inject){
376     flow_rate = flow_rate / 3600;
377     return (volume_to_inject/flow_rate);
378 }
379
380 void SyringeMove(uint16_t FlowRate , uint8_t radius){
381     float screwspeed , motorspeed;
382     int pps;
383     screwspeed = Screws_Speed_From_FlowRate(FlowRate,radius);
384     motorspeed = Motor_Speed(screwspeed);
385     pps=motorspeed*200*16; // 1/16 microstep
386     L6474_SetMaxSpeed(0,pps);
387     L6474_SetMinSpeed(0, pps);
388     L6474_Run(0, FORWARD);
389     /*drv8825_setSpeedRPM(drv8825, motorspeed*60);
390     drv8825_setEn(drv8825, EN_START);*/
391 }
392 void SyringeStop(){
393     //drv8825_setEn(drv8825, EN_STOP);
394     L6474_HardStop(0);
395 }
396

```

Figure 3.18 : fonction pour commander le moteur selon les paramètres calculer

3.4 Interface homme machine « IHM »

L'écran tactile résistive (4.3inch 480x272 TFT) va assurer l'interaction entre le médecin et la pousse seringue et vice versa, en fait toutes les données relatives à l'injection sont tapées à travers le médecin. Or que les données d'avancement et de l'état de la seringue ainsi que les alarmes sont affichées à travers l'écran.

❖ LTDC (LCD-TFT display Controller) et contrôleur de touches résistives.

Grace au périphérique LTDC on pourra interfacer l'écran avec la carte STM32, ce périphérique est responsable à transmettre l'ensemble des pixels d'une image sous une format bien déterminé (hors de portée de ce rapport due à sa taille). Le LTDC consomme beaucoup

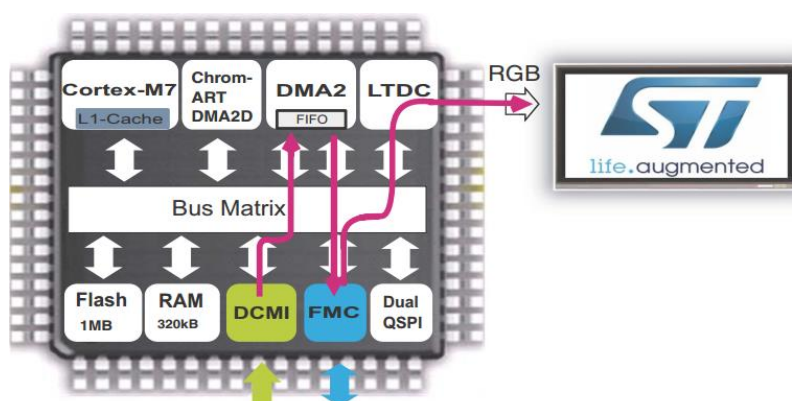


Figure 3.19: interfaçage RGB

de ressources que ce soit au niveau des pins (>40 pins) ou au niveau calculs et traitements.

C'est pour cela qu'on a utilisé un accélérateur **DMA2D**, (voir figure 3.19).

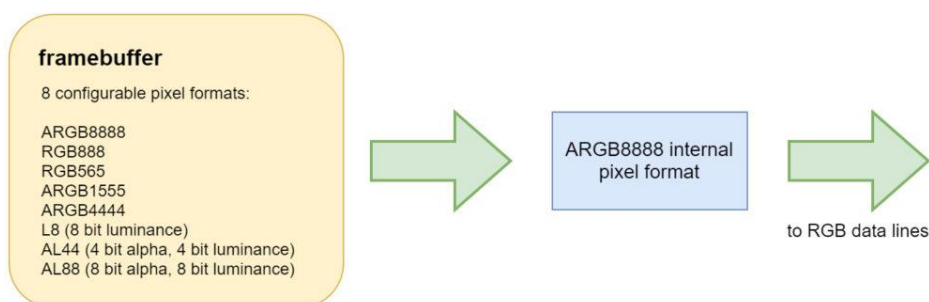


Figure 3.20: Structure de données passées dans LTDC

Le périphérique de touche résistive est un système qui va convertir les données analogiques des touches à des coordonnées x, y puis il les transmet à travers le protocole i2c ou spi pour que le processeur l'interprète. En fait le processeur doit connaître le protocole dont le contrôleur de touche utilise pour transmettre l'information. Dans ce cas un pilote logiciel doit être programmé pour assurer la communication avec le périphérique.

Comme la montre (la figure 3.21) ci-dessous.

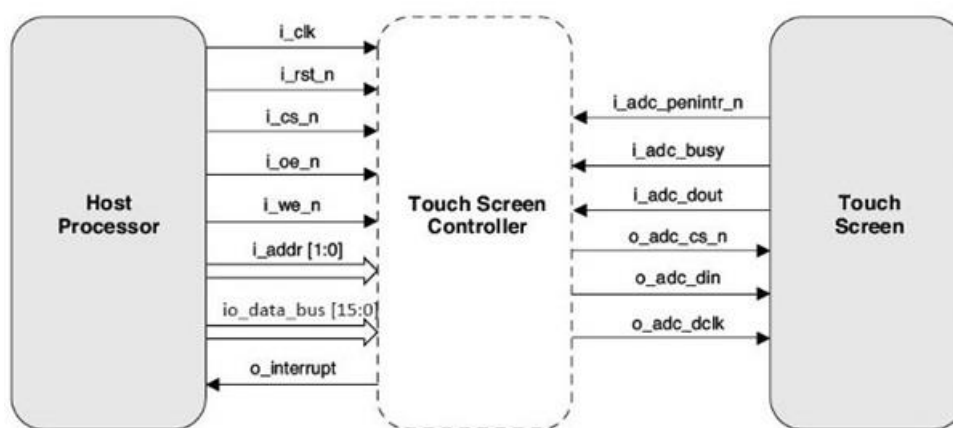


Figure 3.21 : Communication dalle tactile résistive et processeur

❖ Architecture (MVP)

On a utilisé le Framework TouchGFX pour développer l'interface homme machine.

Le X-CUBE-TOUCHGFX est une expansion développée par ST pour faciliter l'intégration avec CUBE-IDE, en fait grâce à la méthode drag and drop, on peut faire le design de l'ensemble des vues (view) et puis on génère le code en C++ selon une architecture appelé MVP avec l'approche orienté objets.

Modèle de conception modèle-vue-présentateur

Les interfaces utilisateur TouchGFX suivent un modèle architectural appelé MVP qui est une dérivation du modèle Modèle-Vue-Contrôleur (MVC). Les deux sont largement utilisés pour créer des applications d'interface homme machine.

Dans MVP, les trois classes sont définies comme suit :

- ↳ **Le modèle (Model)** est une interface de données, elle sert également de lien entre la partie non-UI (Backend system) et la partie UI (User Interface) du projet : c'est le cœur de l'interface graphique.
- ↳ **La vue (View)** est une interface passive qui affiche les données et acquiert les informations de l'utilisateur (via les différents widgets de touchgfx ex : zone de texte, image, bouton, menu déroulant, curseur...)

Le présentateur (Presenter) est une classe qui agit sur le modèle et la vue. Elle récupère les données du modèle et les formate pour les afficher dans la vue. Comme la montre (la figure 3.22) ci-dessous.

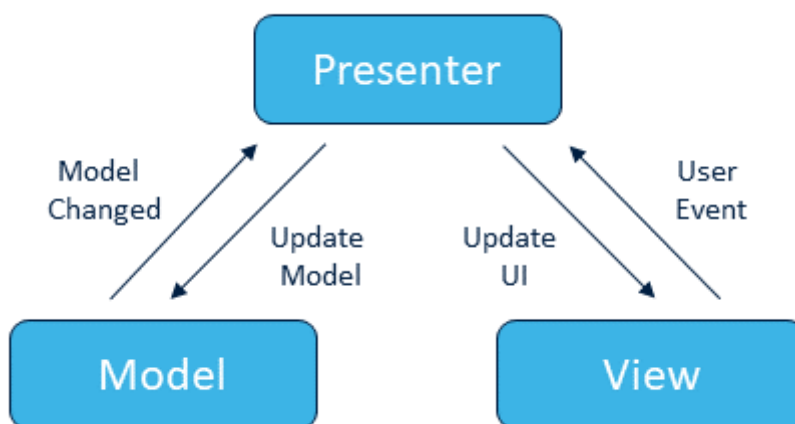


Figure 3.22 : Modèle de conception modèle-vue-présentateur

❖ Les interactions dans TouchGFX

Dans TouchGFX Designer, une interaction est constituée d'un trigger et d'une action :

- Un trigger est ce qui va démarrer l'interaction - ce qui doit se passer dans notre application pour que l'action ait lieu.
- Une action est ce qui va se passer après qu'un déclencheur ait été émis.

Un écran vide n'aura que quatre actions disponibles :

- Call new virtual function
- Change screen
- Execute C++ code
- Wait for

❖ Flux des données

Dans TouchGFX, la communication avec la partie non-UI de l'application, appelée ici le **backend**, se fait à partir de la classe Model. Le système backend dans notre cas est FreeRTOS avec tous les tâches que nous avons parlé précédemment. Du point de vue TouchGFX, cela n'a pas vraiment d'importance, tant qu'il s'agit d'un composant avec lequel il est capable de communiquer. Comme la montre (la figure 3.23) ci-dessous.

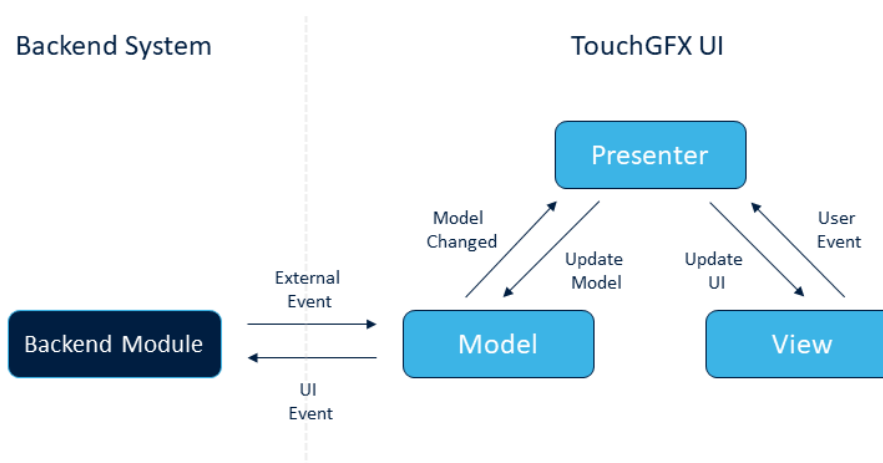


Figure 3.23 : Modèle-Vue-Présentateur et communication externe

Dans notre cas, le protocole de communication entre la partie graphique et le backend est géré à travers les queues (files d’attente) que nous avons déjà utilisées pour la communication inter-taches.

On prend l’exemple du débit d’injection :

Le Médecin tape sur le bouton “RateBtnBuffer”, et grâce à l’interaction “KeyboardRate” il est dirigé vers une interface clavier pour taper en chiffre le débit. Pour chaque chiffre tapé une interaction eu lieu pour le stocker dans un buffer, (voir figure 3.24).

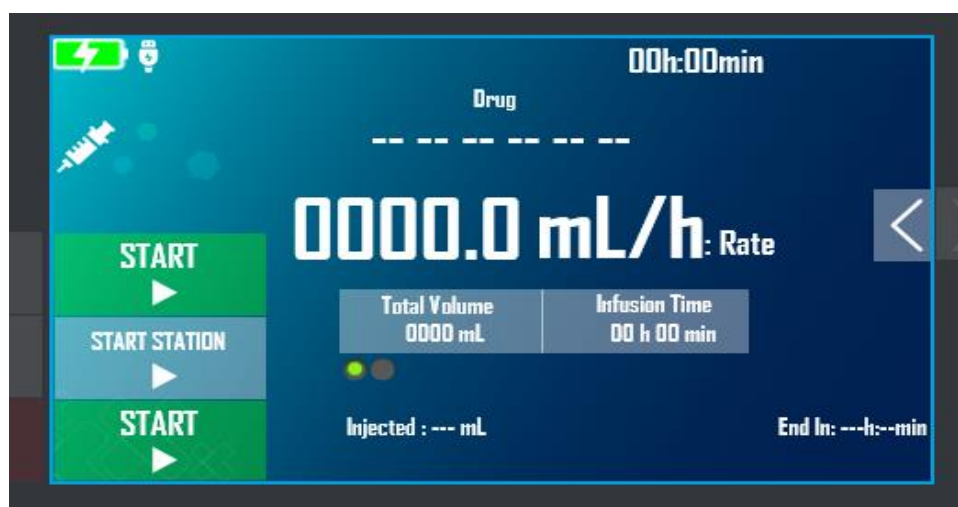


Figure 3.24 : interface principale

Puis il tape le bouton “Save” qui fait l’appel d’une fonction “SaveData” définit dans la classe View de l’interface “KeyboardNb”. Cette fonction passe la valeur du débit à la fonction “saveFlowaRate” définit dans la classe Presenter de la même interface.

Enfin cette dernière fait l’appel de la fonction “saveFlowaRate” définit dans la classe Model , Comme les montre les figures 3.25 et 3.26 ci-dessous.

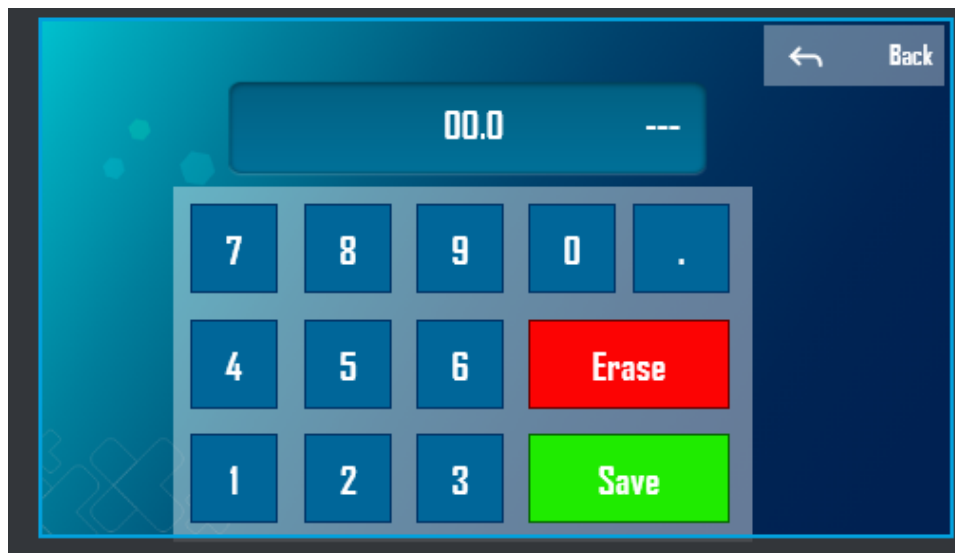


Figure 3.25 : interface clavier

```

67
68 void KeyboardNbPresenter::saveFlowRate(SW_float value)
69 {
70     model->saveFlowRate(value);
71 }
72

220
221 /*=====PERFUSION=====*/
222 void Model::saveFlowRate(SW_float value)
223 {
224     float temp = (float)value.BeforeComma;
225     temp = temp + (float)value.AfterComma / 10.0;
226     PerfusionParameters.Flowrate = temp;
227     calculateThirdParameter(CALLER_FLOWRATE);
228     saveInfusionData();
229 }
230

```

Figure 3.26: Structure de clavier

La fonction “saveInfusionData” transmet les données vers le backend à travers une queue “InfusionQHandle” sous format d’une structure C de type “Infusion_paramT” qui admet tous les paramètres d’infusion (voir figure 3.27).

```

413
414 void Model::saveInfusionData(void)
415 {
416     #ifndef SIMULATOR
417         // RTOS
418         if(PerfusionParameters.Flowrate!=0 || (PerfusionParameters.InfousionVolume!=0 )){
419             osMessageQueuePut(InfusionQHandle,&PerfusionParameters,1,100);
420         }
421     #endif
422 }

```



```

196
197 typedef struct {
198     float Flowrate;
199     float InfusionVolume;
200     float TotalVolume;
201     float KVORate;
202     uint8_t Mode;
203     float Bolus;
204     uint8_t DataChanged;
205 } Infusion_paramT;
206

```

Figure 3.27 : structure C Infusion_paramT

Dans le backend, la tâche “IHMHandle” reçoit toutes les données envoyées d’après la queue d’infusion et les transmet vers d’autres files d’attente selon le besoin. Comme la montre (la figure 3.28) ci-dessous.

```

392 /* USER CODE END Header_Interface */
393 void Interface(void *argument)
394 {
395     /* USER CODE BEGIN Interface */
396     Infusion_paramT msgPerfusionParameters;
397     /* Infinite loop */
398     for(;;)
399     {
400         // ***** 0 => StopMode , 8=> PauseMode *****
401         if(osMessageQueueGet(InfusionQHandle,&msgPerfusionParameters,10U,100)==osOK && msgPerfusionParameters.Mode!=8 ){
402             && msgPerfusionParameters.Mode!=8 ){
403                 osMessageQueuePut(FlowRateQHandle,&msgPerfusionParameters.Flowrate , 1U, 100U);
404                 osMessageQueuePut(VolumeQHandle,&msgPerfusionParameters.InfusionVolume , 1U, 100U);
405             }else{
406                 osMessageQueuePut(ModeQHandle,&msgPerfusionParameters.Mode , 10U, 100U);
407             }
408         }
409         osDelay(1);
410     }
411     /* USER CODE END Interface */
412 }
413

```

Figure 3.28 : structure tache IHMHandle

3.5 Capteurs et mesures

3.5.1 Capteur de diamètre

✚ Solution proposée :

Le calcul de débit d'injection, comme il est indiqué précédemment, nécessite une connaissance de la section de la seringue. Afin de calculer ce paramètre il faut connaître le rayon.

$$S = \pi \times r^2$$

Généralement, on a une idée sur les rayons possibles d'après le type de la seringue. Notre solution est de détecter dans quelles marges se trouve le diamètre de la seringue et puis assigner la valeur convenable selon cette marge.

Le capteur s'agit d'un potentiomètre linéaire ou bien "slide potentiometer" qui est lié au vérin de la pince à seringue (syringe clamp). Le potentiomètre va retourner une valeur pour chaque niveau du curseur et selon cette valeur on attribue un diamètre.

Par exemple, on travaille avec les seringues de type x qui admettent ces diamètres possibles :

- 0.34mm pour le volume 5 mm³
- 0.49mm pour le volume 10 mm³
- 1.03mm pour le volume 50mm³
- ...

Si le capteur indique x ou y la variable rayon reçoit 0.49mm et puis on fait le calcul de la section.

Implémentation

Le potentiomètre est alimenté avec une tension 3.3v qui représente sa valeur maximale et la sortie du potentiomètre linéaire est reliée à une entrée ADC (Analogue to digital Converter) du microcontrôleur qui admet une résolution 16 bit, donc les valeurs possibles sont entre 0 (0v) et 65535 (3.3v).

On a activé La fonction de mode continu (continuous mode) qui permet à l'ADC de travailler en arrière-plan. L'ADC convertit les canaux en continu sans aucune intervention du CPU.

3.5.2 Capteur de position

Solution proposée

Avec le même principe On a utilisé un potentiomètre rotatif avec des dents pour qu'il puisse suivre la rotation de l'arbre moteur il s'agit d'un feedback pour contrôler l'erreur du

moteur et augmenter sa performance. D'après les valeurs retournées par le potentiomètre on peut aussi conclure la position de la seringue ainsi que le volume restant.

Implémentation

Le potentiomètre rotatif est interfacé de la même manière que celui utilisé pour capturer le diamètre. La seule chose qui se diffère est la partie de l'interprétation des valeurs retournées par le capteur. En fait, pour détecter la position de la seringue on doit

3.5.3 Capteur de température

Avec toutes les taches que notre carte (Stm32H7) va gérer, il est probable qu'elle surchauffe pour une longue durée d'utilisation, même si elle peut supporter jusqu'à 140°C avec une fréquence de 480MHZ.

Mais pour se protéger et rester dans la zone hors stress, on a utilisé le capteur de température interne qui est connecté directement à l'**ADC3**. La conversion analogique numérique est faite dans le background avec le mode continu (810.5 cycles) et le **watchdog analogique** qui génère une interruption si la conversion est hors la marge spécifiée,(voir figure 3.29).

```
(HAL_ADC_LevelOutOfWindowCallback(ADC_HandleTypeDef  
*hadc))
```

La limite supérieur (HighThreshold) et la limite inférieur (LowThreshold) sont calculées d'après la formule suivante :

$$tCelsius = (110 - 30) * (readValue - *TEMPSENSOR_CAL1_ADDR) / (*TEMPSENSOR_CAL2_ADDR - *TEMPSENSOR_CAL1_ADDR) + 30$$

```

/** Configure Analog WatchDog 1
 */
AnalogWDGConfig.WatchdogNumber = ADC_ANALOGWATCHDOG_1;
AnalogWDGConfig.WatchdogMode = ADC_ANALOGWATCHDOG_SINGLE_REG;
AnalogWDGConfig.Channel = ADC_CHANNEL_TEMPSENSOR;
AnalogWDGConfig.ITMode = ENABLE;
AnalogWDGConfig.HighThreshold = 15896;
AnalogWDGConfig.LowThreshold = 10881;
if (HAL_ADC_AnalogWDGConfig(&hadc3, &AnalogWDGConfig) != HAL_OK)
{
    Error_Handler();
}

```

Figure 3.29 : configuration de l'analogue Watchdog 1

- **tcelsius** : la température en degré Celsius.
- **readValue** : le résultat de conversion analogique numérique.
- **TEMPSENSOR_CAL1_ADDR** : contenant l'adresse de la valeur de calibrage pour la température 110°C (stocké dans la mémoire morte de la carte).
- **TEMPSENSOR_CAL2_ADDR** : contenant l'adresse de la valeur de calibrage pour la température 30°C (stocké dans la mémoire morte de la carte).

L'interruption est appelée quand le résultat de conversion est en dehors de cette fenêtre :

Max : **15896** qui correspond à **100°C**

Min : **10881** qui correspond à **0°C**

Pour chaque interruption de l'ADC3 on lance une alarme de type "overheating".

```

336 // cpu temp interrupt
337 void HAL_ADC_LevelOutOfWindowCallback(ADC_HandleTypeDef *hadc){
338     // do something in case of analog watchdog interrupts
339     HAL_GPIO_WritePin(LED2_GPIO_Port, LED2_Pin, GPIO_PIN_SET);
340     HAL_ADC_Stop_IT(&hadc);
341 }
342 /** Configure Analog WatchDog 1

```

Figure 3.30: fonction d'appel lors d'une interruption wdg analogique

3.6 Connectivité

La connectivité est un élément clé dans notre projet, vu qu'elle est rarement utilisée dans les pompes à insuline existantes dans le marché. Son rôle est de permettre le médecin de la

surveillance en temps réel de l'état d'injection à distance et n'importe où avec l'aide d'une application mobile.

3.6.1 Solution proposée :

Les données de supervision sont stockées et synchronisées en temps réels dans une base de données hébergée dans le cloud puis L'application mobile peut les récupérer, faire le traitement si nécessaire et les afficher au médecin. À l'aide de cette architecture, les informations sont disponibles même si l'application est hors ligne.

L'envoi des données nécessite un accès à l'internet, pour cela on a intégré un module Wi-Fi qui va assurer la communication avec un point d'accès vers le WEB selon le protocole TCP-IP.

3.6.2 Architecture et protocoles :

Le module Wi-Fi et la carte se communiquent à l'aide du protocole UART (RX/TX), la communication entre le module Wi-Fi et la base de données hébergée dans le cloud est assurée par le protocole HTTP et l'application mobile utilise le protocole Websockets pour récupérer les données déposées dans le cloud.

3.6.3 Implémentation :

La connectivité est gérée par la tâche RTOS "ConnectivityHandle", elle reçoit les données déposées par les autres tâches dans les queues puis elles les envoient vers le module Wi-Fi esp8266.

Ci-dessous est la liste des données à envoyées vers le cloud avec leurs queues correspondantes :

- Débit d'injection => FlowRateQHandle
- Temps restant => TimeQHandle
- Volume restant => VolumeLeftQHandle
- Alarmes => envoyées directement auprès de leurs interruptions.
- L'ID de la seringue => il s'agit de l'UID de l'STM32H7

Chaque stm32 admet un UID de 96 bits de longueur et il est propre à chaque pièce manufacturée. On a pensé alors d'utiliser cet ID pour chaque pousse seringue.

Cet identifiant est stocké dans une adresse mémoire à lecture seul comme il est indiqué ci-dessous figure 4.31. On peut récupérer les bits à l'aide d'un pointeur à l'adresse mémoire correspondant.

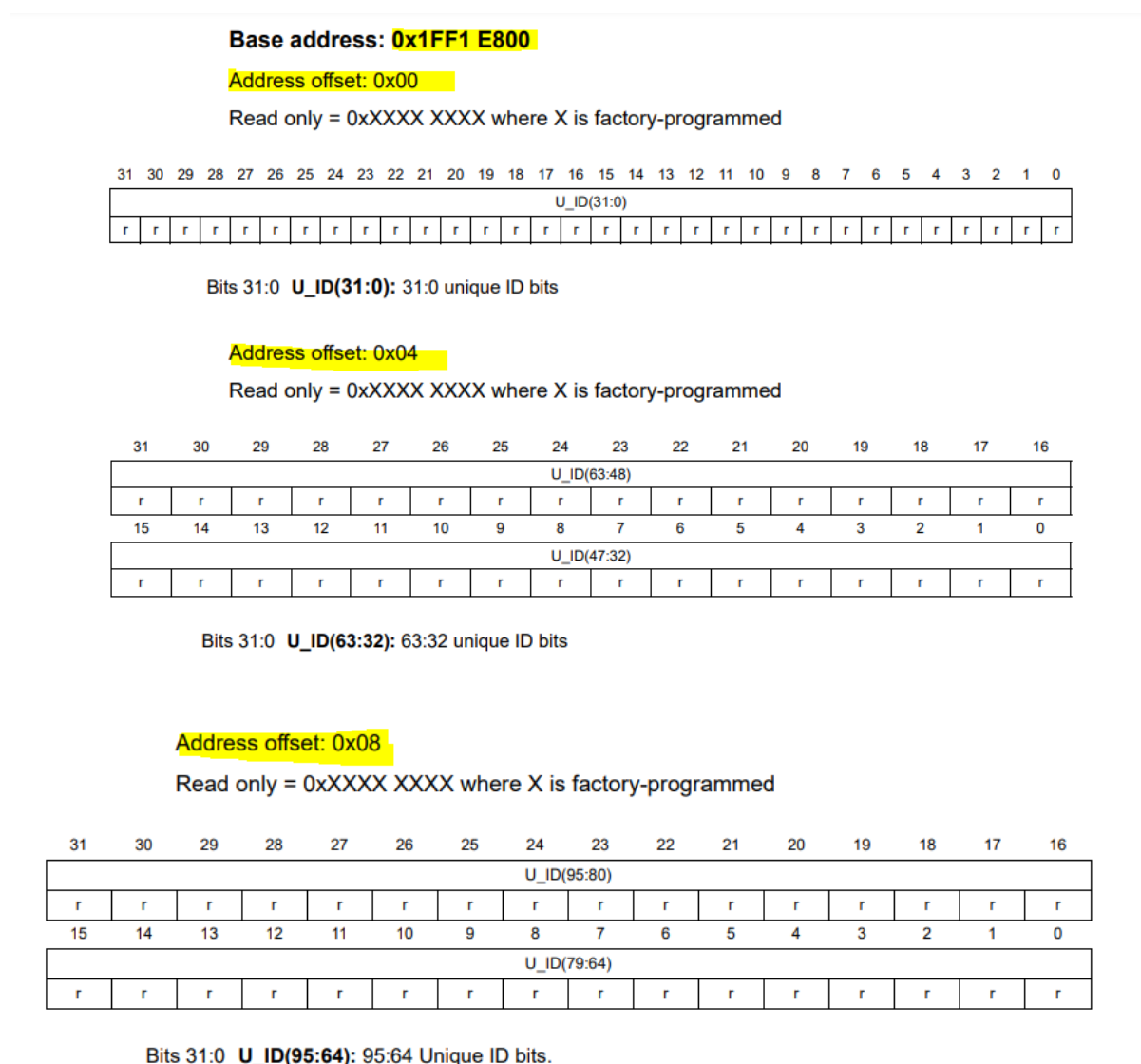


Figure 3.31 : Adresses UID de l'stm32h743I

Au niveau esp8266 on pourrait encodé UID de sa forme décimal vers la Base64 (string) pour minimiser la taille de l'identifiant et le rendre plus lisible.

Après la réception des queues on passe chaque valeur à la fonction “sprintf” qui retourne une chaîne formatée en utilisant les arguments %d, %f, %s, %.3f

Les données sont envoyées à travers UART avec une vitesse de transmission 9600 bauds vers le module Wi-Fi selon un format bien déterminé à l'aide de la fonction :

```
"HAL_UART_Transmit UART_HandleTypeDef *huart, const  
uint8_t *pData, uint16_t Size, uint32_t Timeout)"
```

En fait, chaque trame doit commencer par une grandeur (v=>volume restant, t=> temps restant, f=> débit d'injection ...) suivie par sa valeur, par exemple "v20" correspond à un volume restant vaut 20ml, or que "f50" correspond à un débit d'injection qui vaut 50 ml/h.

Pour synchroniser la lecture et l'écriture dans le port série, on a utilisé un pin digital qui bascule en état haut à chaque transmission, puis revient à l'état bas à la fin de l'écriture. Elle semble à une horloge qui déclenche un signal au module Wi-Fi pour faire la lecture.

```

/* USER CODE END Header_Cloud_Connectivity */
void Cloud_Connectivity(void *argument)
{
    /* USER CODE BEGIN Cloud_Connectivity */
    HAL_GPIO_WritePin(GPIOC, GPIO_PIN_14, RESET); // UART clock
    float Flowrate=0 , Timeleft=0, Volumeleft=0;
    char flowbuff[10], timebuff[10] , volumebuff[10];
    /* Infinite loop */
    // ***** f==> flowrate t==> timeleft v==>volumeleft *****
    for(;;)
    {
        if(osMessageQueueGet(FlowRateQHandle,&Flowrate , 1U, 100U)==osOK){
            int nflow =sprintf((uint8_t *)flowbuff,"f%.3f",Flowrate);
            HAL_GPIO_WritePin(GPIOC, GPIO_PIN_14, SET);
            HAL_UART_Transmit(&huart3, (uint8_t *)flowbuff, nflow, 10);
            HAL_GPIO_WritePin(GPIOC, GPIO_PIN_14, RESET);
        }
        if(osMessageQueueGet(TimeQHandle,&Timeleft , 1U, 100U)==osOK){
            int ntime =sprintf((uint8_t *)timebuff,"t%f",Timeleft);
            HAL_GPIO_WritePin(GPIOC, GPIO_PIN_14, SET);
            HAL_UART_Transmit(&huart3, (uint8_t *)timebuff, ntime, 10);
            HAL_GPIO_WritePin(GPIOC, GPIO_PIN_14, RESET);
        }
        if(osMessageQueueGet(VolumeLeftQHandle,&Volumeleft , 1, 100U)==osOK){
            int nvol =sprintf((uint8_t *)volumebuff,"v%.3f",Volumeleft);
            HAL_GPIO_WritePin(GPIOC, GPIO_PIN_14, SET);
            HAL_UART_Transmit(&huart3, (uint8_t *)volumebuff, nvol, 10);
            HAL_GPIO_WritePin(GPIOC, GPIO_PIN_14, RESET);
        }
        osDelay(100);
    }
}
/* USER CODE END Cloud_Connectivity */

```

Figure 3.33 : structure de la tache ConnectivityHandle

Dans l'autre côté, le module esp8266 admet son propre code pour gérer la communication **TCP-IP**, il est indépendant au celle de l'Stm32 pour à la fois réduire le stress à notre carte principale et aussi assurer la sécurité de la pousse seringue en éliminant la partie réseau au reste du système. Chaque fois le pin **D1** est en état haut l'esp8266 lit les données déposées dans le port série à travers le pin **Rx**, les interprète puis les redirige vers le cloud. Comme la montre (la figure 3.33) ci-dessus.

En fait la solution cloud choisit est "**Firestore Realtime Database**" elle est gratuite et efficace au moins pour nos besoins actuels. On pourrait migrer facilement vers GCP (Google Cloud Platform) pour garantir la disponibilité et la performance maximale puisque les services sont payants.

Pour gérer la communication entre Firestore et le module Wi-Fi, on utilise une bibliothèque open source disponible en **GitHub**, développé par "**mobizt**". Elle s'agit d'un ensemble des fonctions qui utilisent les requêtes HTTP (**GET – POST – DELETE ...**) pour déposer les données dans **RTDB**. Comme la montre (la figure 3.34) ci-dessous.


```
92 void loop()
93 {
94   if (Serial.available() && (millis() - dataMillis) > 100 && digitalRead(5)==HIGH)
95   {
96     dataMillis = millis();
97     char inChar = Serial.read(); // check first letter and assigned to a corresponding value
98     switch (inChar) {
99       case 'v' :
100        {
101          float vol = Serial.parseFloat();
102          Serial.printf("a %s %f\n", Firebase.RTDB.setFloat(fbdo, "/Volume_Left", vol) ? "ok" : fbdo.errorReason().c_str(), vol);
103          break;
104        }
105       case 'f':
106        {
107          float flow = Serial.parseFloat();
108          Serial.printf("b %s %f\n", Firebase.RTDB.setFloat(fbdo, "/Flow_Rate", flow) ? "ok" : fbdo.errorReason().c_str(), flow);
109          break;
110        }
111       case 't':
112        {
113          // ...
114        }
115     }
```

Figure 3.36: Communication entre Firebase et la carte ESP8266

3.7 Taches en cours de développement

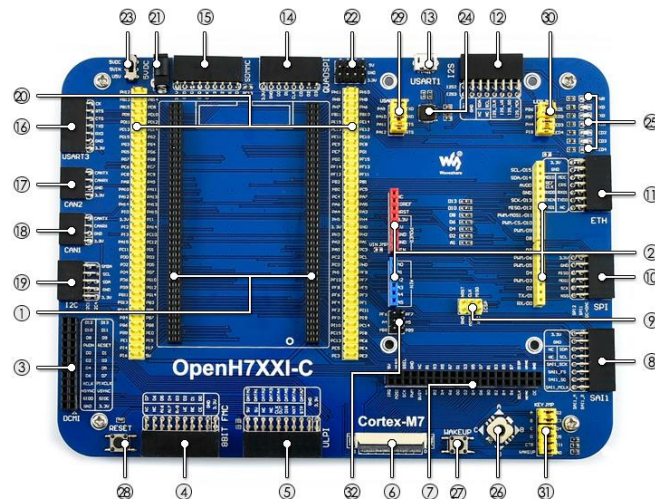
Plusieurs taches sont encore de développement, soit à cause de non disponibilité des composants matériels ou à des contraintes de temps.

- ✍ Gestion d'alimentation
- ✍ Stockage des données en local dans une carte SD
- ✍ Clavier à Membrane
- ✍ Capteur de pression
- ✍ Application mobile

3.8 Conclusion

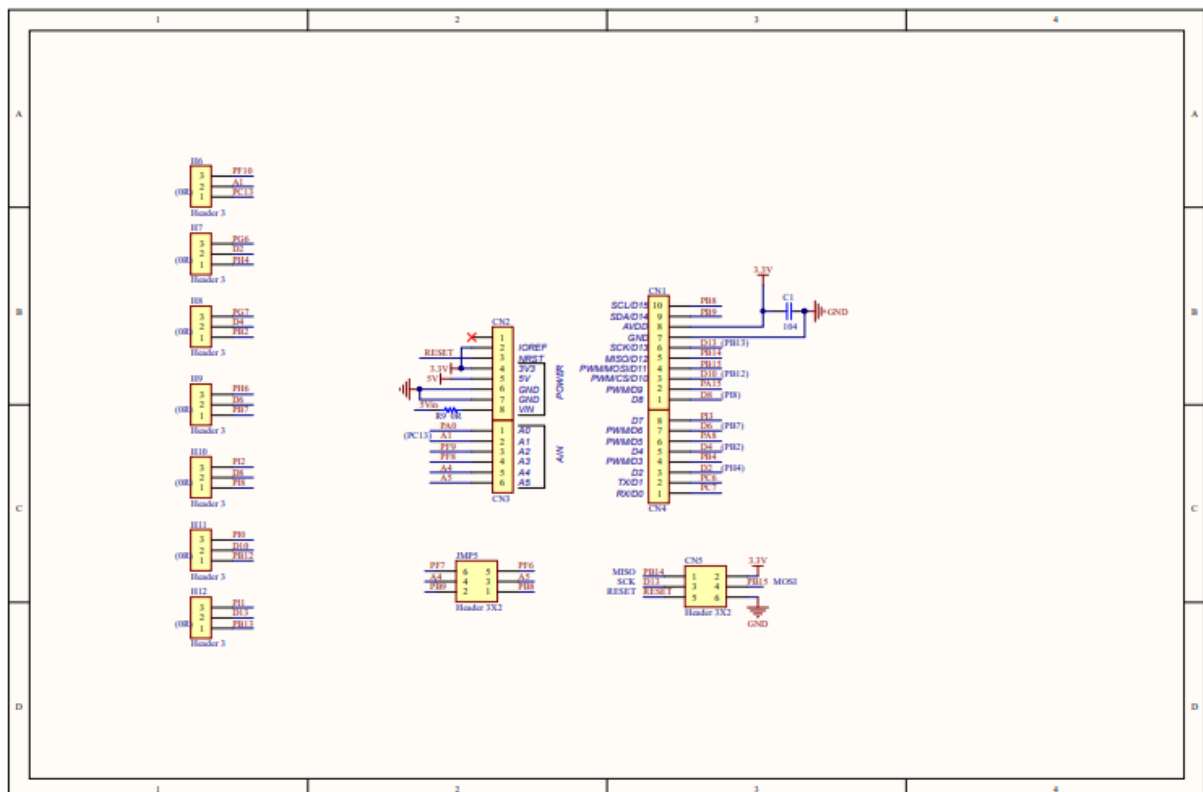
À travers ce chapitre, nous mettons en œuvre notre projet et comment nous pouvons regrouper les tâches en fonction de leur priorité pour obtenir la meilleure solution, mais il y a toujours des problèmes à considérer et doivent être résolus.

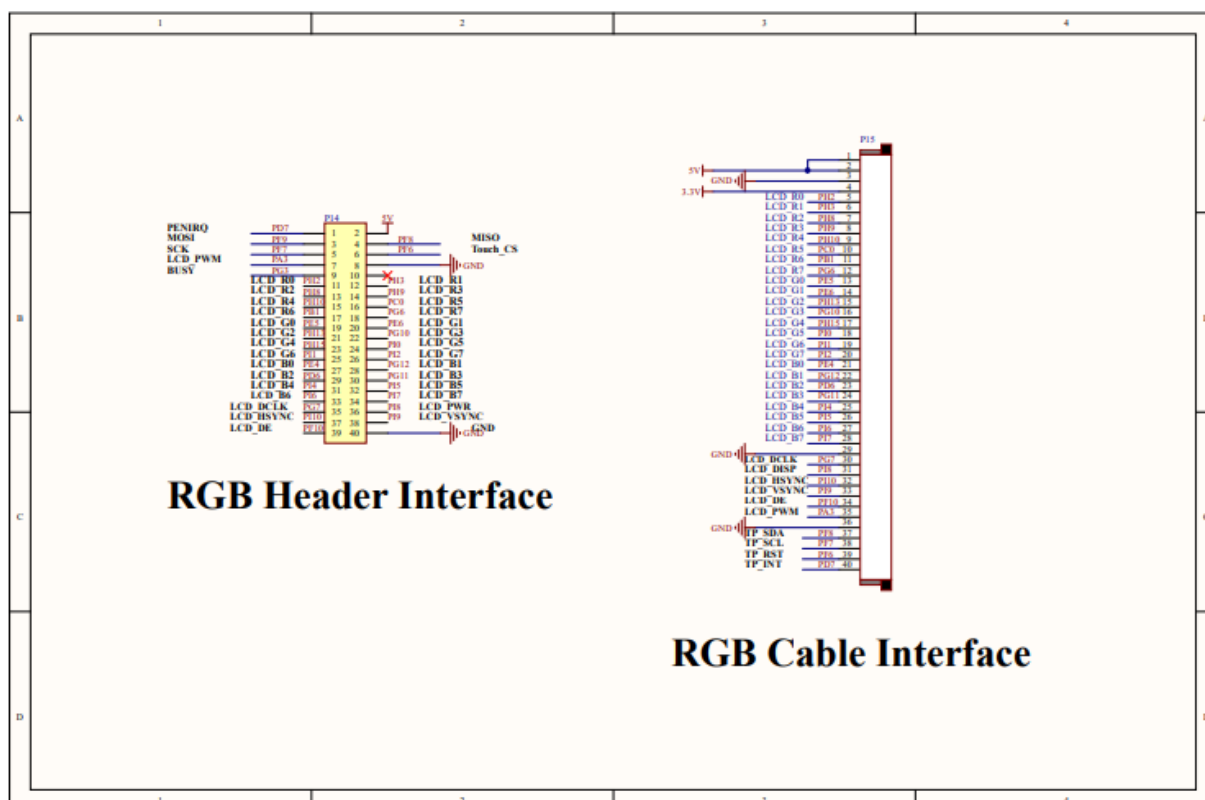
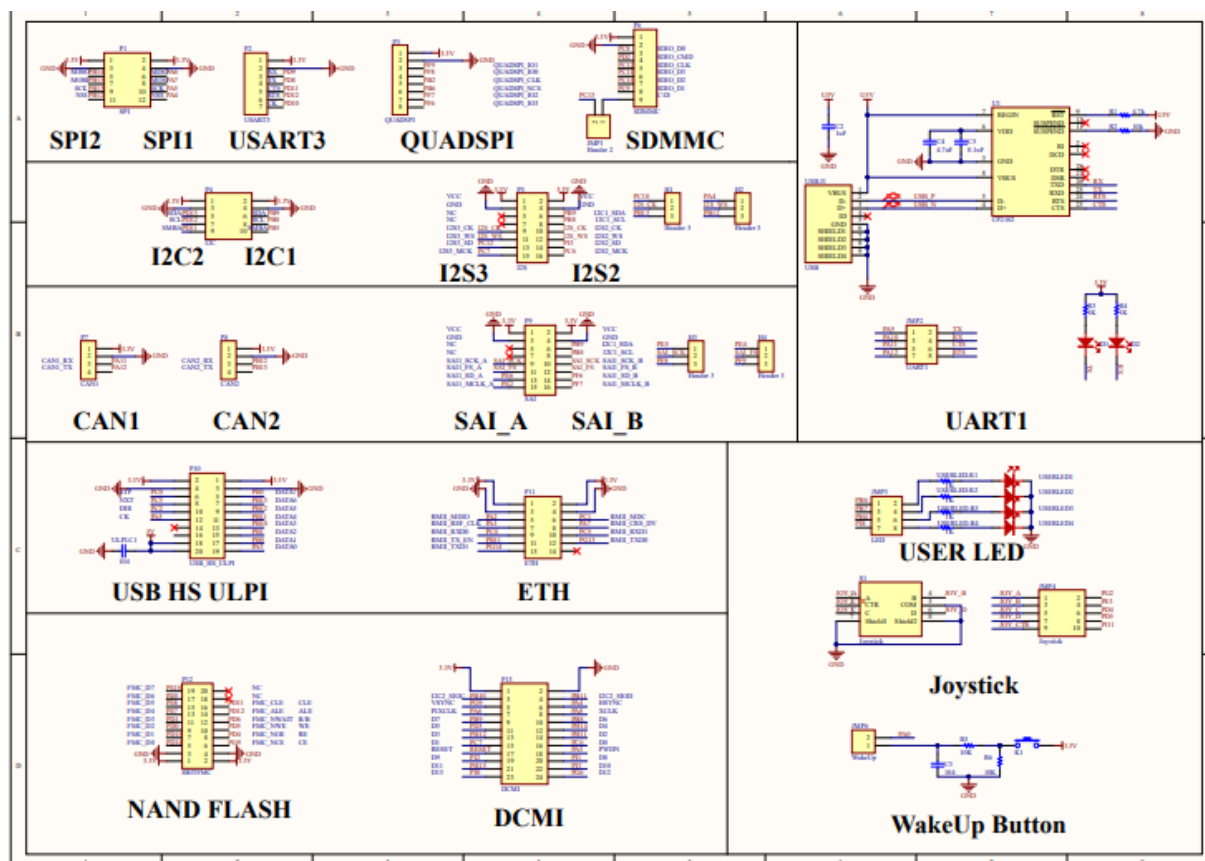
Annexe 1

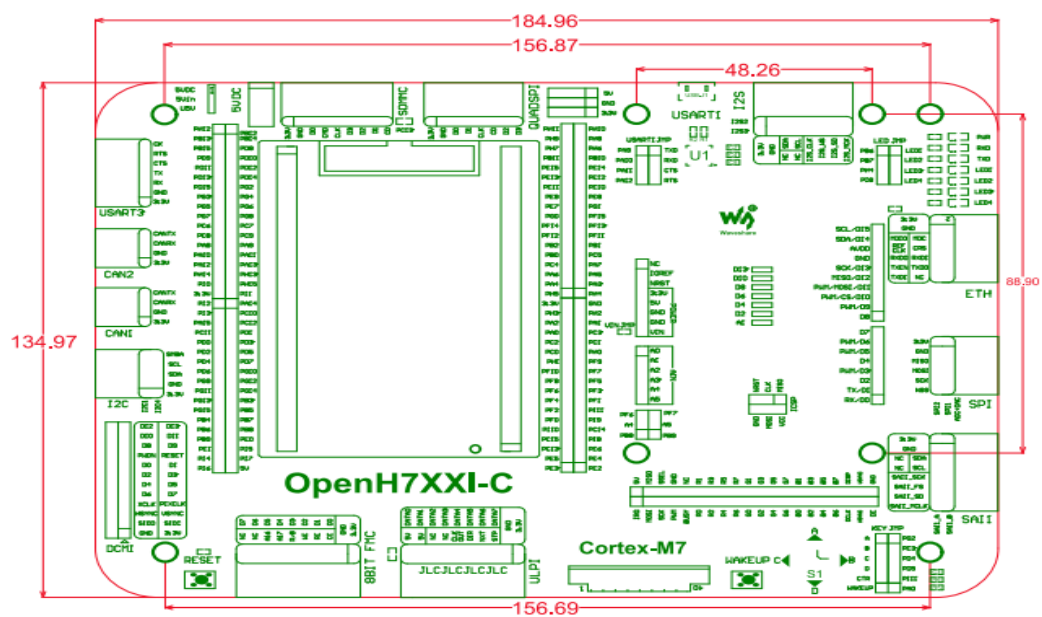
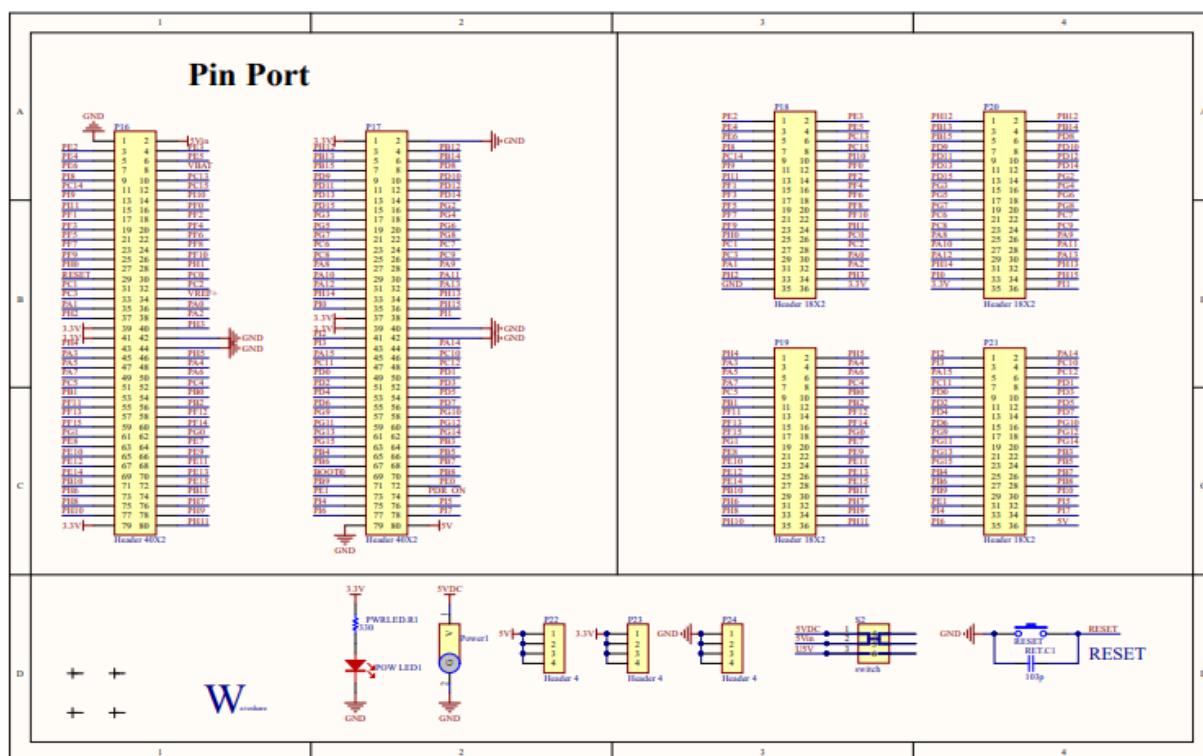


N°	Nom de composant	Rôle
1	Connecteur de la carte principale du MCU	Connexion facile du CoreH743I
2	Interface Arduino	Connexion des boucliers Arduino
3	Interface DCMI	Connecteur de camera
4	Interface 8-bit FMC	Connecte facilement à des périphériques tels que NAND Flash
5	Interface ULPI interface	Connexion d'un périphérique USB haute vitesse (le STM32H743I intègre un contrôleur HS USB sans dispositif PHY)
6	Interface LCD 1	Connexion LCD 10,1 pouces, LCD 7 pouces, LCD 4,3 pouces
7	Interface LCD 2	Connexion de l'écran LCD 4,3 pouces
8	Interface SAI1	Connexion de modules audio
9	Interface ICSP	Arduino ICSP
10	Interfaces SPI	✓ Connecte facilement aux périphériques SPI tels que Data Flash (AT45DBxx, W25QXX), carte SD, module MP3, etc.

		✓ Connecte facilement aux modules AD/DA (fonctionnalités de SPI1 AD/DA)
11	Interface Ethernet	Connections Ethernet modules
12	Interface I2S / I2C	Connecte facilement aux périphériques I2S tels que les modules audios, etc.
13	Connecteur USART1	USB vers UASRT via le convertisseur embarqué CP2102
14	Interface QUADSPI	Interface SPI 4 fils (la dernière interface périphérique de la série H7), pour connecter des modules Flash série comme la carte W25QXX
15	Interface SDMMC	Module de connexion Micro SD, dispose d'une vitesse d'accès beaucoup plus rapide que SPI
16	Interface USART3	Connection facile to RS232, RS485, USB TO 232, etc.
17	Interface CAN2	Connections CAN modules
18	Interface CAN1	Connections CAN modules
19	Interface I2C1/I2C4	Connection facilement aux périphériques I2C tels que l'extension E/S (PCF8574), l'EEPROM (AT24Cxx), le capteur 10 DOF IMU, etc.
20	Connecteur MCU pins	Tous les ports d'E/S du MCU sont accessibles sur les connecteurs d'expansion pour une expansion ultérieure
21	5V DC jack	
22	Entrée/sortie de puissance 5 V/3,3 V	Habituellement utilisé comme sortie de puissance, également la mise à la terre avec d'autres cartes utilisateur
23	Commutateur d'alimentation électrique	Alimenté par 5 VCC OU une connexion USB de l'USART1
24	CP2102	Convertisseur USB to UART
25	LEDs	Pratique pour indiquer l'état E/S et/ou l'état d'exécution du programme
26	Manette	5 positions
27	BOUTON DE RÉVEIL	Utilisé comme bouton régulier, et/ou réveiller le MCU STM32 de sommeil
28	Button reset	







Unit: mm

Bibliographie

- [1] <https://ispdz.forumactif.org/t602-pousse-seringues>
- [2] <https://www.infirmiers.com/etudiants-en-ifsu/cours/les-pousse-seringue-electriques.html>
- [3] <https://www.lothen.org/Synthese.php?Requete=10518>
- [4] https://fr.wikipedia.org/wiki/Serial_Peripheral_Interface