



Faculté : Sciences de l'Ingéniorat
Département : Electronique
Domaine : Sciences et Techniques
Filière : Automatique
Spécialité : Automatique et Système

Mémoire

Présenté en vue de l'obtention du Diplôme de Master

Thème :

PANCREAS ARTIFICIEL

Présenté par : Bouguettaya Abderrahmane

Encadrant : SAADI MED NACER

MCB

UBM ANNABA

Jury de Soutenance :

Atoui Hamza	MCB	UBM Annaba	Président
SAADI MED NACER	MCB	UBM Annaba	Encadrant
Khaldouna Zahia	MCA	UBM Annaba	Examineur

Année Universitaire : 2020/2021

REMERCIEMENTS

D'abord je tiens à remercier Allah le tout puissant et miséricordieux qui m'a aidé et donné la patience et le courage durant ces longues années d'études.

Je tiens également à remercier plus particulièrement mon encadreur Mr SAADI Mohamed et lui témoigner ma gratitude pour sa patience et son soutien qui m'a été précieux afin de mener à bien mon travail.

Mes vifs remerciements vont également aux membres du jury pour l'intérêt qu'ils ont porté à mon projet en acceptant de l'examiner.

A tout le personnel enseignant et administratif du département ELN de l'université BADJI MOKHTR Annaba.

A ma famille Mon père, ma mère et ma femme, pour l'inspiration, l'aide et le temps qu'ils ont bien voulu me consacrer et sans eux ce mémoire n'aurait jamais vu le jour.

Enfin, je tiens à remercier toutes les personnes qui ont participé de près ou de loin à la réalisation de ce travail.

Résumé

D'importants progrès ont transformé la prise en charge du diabète et son diagnostic clinique. La découverte de la perfusion de l'insuline en continue couplée à la mesure continue du glucose donne un confort réel au patient. Des progrès considérables ont été faits dans le domaine de l'administration de l'insuline, de la mesure de la glycémie et de l'injection automatique en continu. La principale limite à la prise en charge actuelle est l'absence d'administration d'insuline réellement régulée par la glycémie et le poids de l'administration parentérale de l'insuline. Ce projet se veut une contribution à l'injection à distance de l'insuline. À travers une application Android, en contrôlant périodiquement la glycémie, en tenant compte des informations du patient, l'application calcule la dose d'insuline à administrer automatique. La validation de l'injection a été faite via une connexion Bluetooth. Cette contribution tend vers des dispositifs capables d'émuler un pancréas artificiel.

Mots clés : Diabète; Infusion d'insuline ; Capteurs de glucose ; micro-pompes et objets connectés.

Abstract

Significant progress has transformed the management of diabetes and its clinical diagnosis. The discovery of continuous insulin infusion coupled with continuous measurement of glucose provides real comfort to the patient. Considerable progress has been made in the areas of insulin delivery, blood glucose measurement and continuous automatic injection. The main limitation to current management is the absence of insulin administration actually regulated by blood glucose and the weight of parenteral administration of insulin. This project is intended as a contribution to the remote injection of insulin. Through an Android application, periodically monitoring blood glucose, taking into account patient information, the application calculates the dose of insulin to administer automatically. The validation of the injection was made via a Bluetooth connection. This contribution tends towards devices capable of emulating an artificial pancreas.

Keywords: Diabetes; Insulin infusion; Glucose sensors; micro-pumps and connected objects.

ملخص

لقد أدى تقدم كبير إلى تغيير إدارة مرض السكري والتشخيص السريري. إن اكتشاف التسريب المستمر للأنسولين إلى جانب القياس المستمر للجلوكوز يوفر راحة حقيقية للمريض. تم إحراز تقدم كبير في مجالات توصيل الأنسولين وقياس نسبة الجلوكوز في الدم والحقن التلقائي المستمر. القيد الرئيسي للإدارة الحالية هو غياب إدارة الأنسولين التي ينظمها فعلياً جلوكوز الدم ووزن إعطاء حقنة الأنسولين. يهدف هذا المشروع إلى المساهمة في الحقن عن بعد للأنسولين. من خلال تطبيق ذكي في الهاتف المحمول، لمراقبة نسبة الجلوكوز في الدم بشكل دوري، مع مراعاة معلومات المريض بحسب التطبيق جرعة الأنسولين ليتم ادارتها تلقائياً. يتم التحقق من صحة الحقن عبر الاتصال بـ Bluetooth تميل هذه المساهمة في نمذجة أجهزة قادرة على محاكاة البنكرياس الاصطناعي.

الكلمات الرئيسية: مرض السكري، تسريب الانسولين، مجسات الجلوكوز، المضخات الصغيرة وكائنات متصلة.

Table des matières

Remerciement	i
Résumé	ii
Table des matières	v
Sommaire.....	vi
Liste des figures	ix
Liste des tableaux	x
Liste des abréviations	xi
Introduction générale	xii

Sommaire

Chapitre I. le Diabète

I. Definition.....	2
I.2. Les types de diabètes.....	2
I.2.1. Diabète de type I.....	2
I.2.1 Diabète de type II.....	2
I.3.Traitement.....	3
I.4. L'insuline.....	3

Chapitre II. Généralités et intérêt de l'injection automatique de l'insuline.

Introduction	5
II.1. Application IOT dans le biomédical	6
II.2. Les pompes à insuline	7
II.3. Capteur de glucose.....	8
II.4. Boucle ouvert ou boucle fermée	09
II.4.1. Boucle ouverte	09
II.4.2. Boucle fermée	10
Conclusion	10

Chapitre III. Conception d'un système d'injection automatique de l'insuline pour les diabétiques.

Introduction	12
III.1. Conception du prototype	13
III.1.1. Vérification de branchement	13
III.1.2. Programmation de la carte Arduino	14
III.1.2.1. Le logiciel Arduino : espace de développement intégré (EDI) Arduino.....	16
III.1.2.2. Structure d'un programme Arduino.....	17
III.1.3. Le model Arduino Bluetooth	18
III I.4. Le model servo-moteur	19
Conclusion	21

Chapitre IV Conception d'une application Android.

Introduction	23
IV.1. Les principaux systèmes d'exploitation d'un Smartphone	23
IV.2. Qu'est-ce que l'Android.....	24
IV.3. L'architecture de la plateforme d'Android.....	25
IV.4 Les avantages d'Android.....	25
IV.5. Le développement d'applications sous Android studio.....	26
IV.6. Application pancréas artificiel	26
IV.7. Principe de fonctionnement de l'application « pancréas artificiel »	27
Conclusion	37
Conclusions et perspective	39
Référence Bibliographiques	41
Référence Webographies	42
Annexe	44

Liste des figures

Figure II.1. Le lecteur de glycémie Free style Optium Neo H.....	8
Figure II.2. Le capteur de glucose Enlite.....	8
Figure II.3. Schéma d'injection automatique de l'insuline chez un patient diabétique.....	9
Figure III.1. L'organigramme du fonctionnement de l'objet connecté pour l'injection d'insuline.....	12
Figure III.2. Simulation du montage électrique du prototype sous Fritzing.....	13
Figure III.3. Structure d'une carte Arduino UNO.....	14
Figure III.4. Caractéristiques de la carte l'Arduino UNO.....	15
Figure III.5. Interface de logiciel Arduino.....	16
Figure III.6. Structure d'un programme Arduino.....	17
Figure III.7. Module Bluetooth HC-05.....	18
Figure III.8. Branchement du module Bluetooth/Arduino UNO.....	18
Figure III.9. Programmation du module Bluetooth.....	19
Figure III.10. Micro Mini Servo Moteur 9G.....	19
Figure III.11. Programmation servo moteur	20
Figure III.12. Exécution sous le moniteur série de l'Arduino.....	20
Figure III.14. Assemblage de prototype.....	21
Figure IV.1. Les principaux systèmes d'exploitation.....	23
Figure IV.2. Mascotte du système d'exploitation d'Android (Bugdroid).....	24
Figure IV.3. L'aire de développement Android Studio.....	26
Figure IV.4. Rubriques d'inscription et d'informations personnelles.....	27
Figure IV.5. Icône de Confirmation de connexion Bluetooth	28
Figure IV.6. Rubrique du taux de glucose	29
Figure IV.7. Icône de recommencement de test du glucose	30
Figure IV.8. Exemple de taux normal du glucose.....	31
Figure IV.9. Exemple L'hypoglycémie.....	32
Figure IV.10. Exemple de taux de glucose légèrement élevé	33
Figure IV.11. Exemple L'hyperglycémie	34
Figure IV.12. Stockage des données dans la plateforme Firebase.....	35
Figure IV.13. Simulation de circuit avec l'application.....	36

Liste des Tableaux

Tableau II.1. Applications IOT dans le biomédical.....	6
Tableau II.2. Différents types des pompes à insuline commercialisés	7
Tableau III.1. Branchement de prototype	14
Tableau III.2. Branchement de la carte UNO avec le HC-05.....	19
Tableau III.3. Caractéristiques de Mini Servo Moteur 9G.....	20
Tableau IV.1. Les différentes doses selon les angles de rotation.....	36

Liste des Abréviations

TIC : Technologies de l'Information et de la Communication

MOC : Microsystème et Objet Connecté

IOT : Internet Of Things (**IdO** : Internet des Objets en français).

CGM : Continuous Glucose Monitoring.

RFID : Radio Frequency Identification.

EDI : Electronic Data Interchange ou en français, Echange de Données Informatisées.

RX : Réception x.

TX : Transmission x.

VCC : Supply Voltage.

OS: Open Source.

Introduction générale

Introduction générale

Le développement des technologies d'information et de communication continuent de générer de nouvelles modalités en matière de soins aux patients.

Ces technologies associées à des systèmes miniatures de plus en plus intelligents ont donné naissance à l'internet des objets « IdO » [1] connectés ou en anglais Internet of Things (IoTs). Ce travail se veut une contribution dans la conception d'un objet connecté pour l'injection de l'insuline (pancréas artificiel) pour les diabétiques de type 1.

Généralement, l'injection de l'insuline se fait selon des quantités spécifiques basée sur des différents paramètres de l'individu, après une mesure du taux de glucose par un glucomètre pour une injection calculer.

Notre contribution sur ce type de système permettra l'usage d'une application Smartphone qui permet de faire l'injection à distance. Où, nous proposons un système basé sur un module Bluetooth relié à une application sur Smartphone, capable de gérer un suivi et une surveillance locale et à distance pour le patient diabétique. L'objectif principal de ce projet de fin d'étude est d'étudier une méthode de contrôle automatique en utilisant des objets connectés.

Ce rapport est organisé en quatre chapitres ; le premier chapitre est dédié à une présentation sur les généralités sur le diabète et l'insuline, cependant dans le deuxième chapitre en focalise sur intérêt de l'injection Automatique de l'insuline et de l'applications dans le domaine biomédical des objets connectés. Ensuite, nous nous étalerons sur l'application IOT. Pour le diabète. Dans cette partie, nous présenterons les pompes à insuline. Le troisième chapitre sera consacré à une étude approfondie du dispositif expérimental réalisé autour d'une carte Arduino UNO, le module Bluetooth et le servo moteur. Après cela, nous exposerons en quatrième chapitre, un aperçu sur le logiciel Android studio et la réalisation d'une application Android capable de gérer la communication, ainsi que le stockage des données sur une plateforme Firebase. Nous terminerons le rapport par les conclusions et perspectives.

Chapitre I. le diabète

I.1. Définition

Le diabète est une maladie chronique, caractérisée par la présence d'une

Hyperglycémie, attribuable à un défaut de sécrétion ou d'action de l'insuline.

Cette maladie est considérée, aujourd'hui, comme la maladie du siècle, du fait que les sujets atteints sont de plus en plus jeunes. On pourrait se demander si l'augmentation des cas de diabétiques ne serait pas liée aux changements de mode de vie et d'habitudes alimentaires.

Le nombre de personnes diabétiques croît de manière exponentielle et touche désormais plus de 422 millions de personnes dans le monde. 3]

I.2. Type de Diabète

I.2.1 Diabète de type I

Anciennement dénommé Diabète Insulino-Dépendant (DID) ou Diabète Juvénile

Du fait de sa présence souvent chez les enfants, adolescents ou encore jeunes adultes. Il s'agit d'un diabète présentant une destruction auto-immune, sélective et irréversible des cellules bêta des îlots de Langerhans aboutissant à une carence absolue en insuline (insulinopénie), d'où la nécessité d'un unique traitement, par administration quotidienne d'insuline.

Il représente un faible pourcentage de la population, soit 6% des diabétiques sont de type I. Le diabète de type I n'est pas une maladie héréditaire, mais pour qu'un individu puisse l'exprimer

I.2.2. Diabète de type II

Diabète de type II, correspondant à l'ancienne terminologie de Diabète Non Insulino-Dépendant (DNID) ou encore, Diabète de la maturité. Il peut s'agir d'une insulino-résistance ou d'une diminution de l'insulinosécrétion associée ou non à l'insulino-résistance. L'organisme utilise mal l'insuline présente dans l'organisme. Il représente 92 % des diabétiques.

Le type II n'était jusqu'à présent observé pratiquement que chez l'adulte, mais depuis quelques années, on le trouve désormais aussi chez l'enfant, peut-être du fait du manque d'activité physique.

C'est à dire que les désordres glycémiques restent longtemps silencieux. De ce fait le diagnostic est tardif avec un risque de complication important.

Le mode de transmission du diabète de type II reste mal connu à ce jour, souvent héréditaire, avec une influence génétique (antécédents familiaux) et une prépondérance des facteurs envi-

Chapitre I. le diabète

ronnementaux (l'obésité et la sédentarité sont les principaux facteurs d'insuline résistance). En effet, il a été montré que l'activité physique permet d'internaliser le glucose et ainsi diminuer la glycémie [4]

I.3. Traitement

La prise en charge du diabète de type II consiste en premier lieu à l'application de mesures hygiéno-diététiques (alimentation équilibrée, pratique d'une activité physique) pendant 3 à 6 mois avec un objectif d'hémoglobine glyquée à 6 %. Si ces mesures ne suffisent pas, l'utilisation d'une monothérapie voire d'une bithérapie orale sera nécessaire, et l'objectif fixé sera une hémoglobine glyquée à 6,5 %. Si cela est toujours insuffisant, il restera la trithérapie voire l'insulinothérapie, jusqu'à atteindre

L'objectif d'une hémoglobine glyquée à 7 %.

On parle d'escalade thérapeutique⁷. La mesure de l'hémoglobine glyquée reste un paramètre important à mesurer tous les 3 mois.

Et le traitement du diabète de type I.

L'insuline est le principal traitement consiste à remplacer à vie l'insuline qui fait défaut. Le but est d'imiter, grâce à plusieurs injections, la sécrétion d'insuline normale. Il s'agit de contrôler la glycémie.

I.4. L'insuline

Le seul traitement médicamenteux indiqué dans le cas du diabète de type I est l'insuline.

L'insuline est une hormone peptidique hypoglycémisante sécrétée par les cellules du pancréas, Appelées les cellules des îlots de Langerhans.

L'insuline a pour fonction de maintenir l'équilibre du taux de

Glucose dans le sang, en le faisant consommer par les tissus de l'organisme tel que les muscles et les tissus graisseux (tissus adipeux), et en diminuant sa production par le foie

Le traitement par insuline devra également être associé à des mesures hygiéno-diététiques, à une auto surveillance à l'aide d'un appareil à glycémie, d'une éducation thérapeutique lors de l'instauration du traitement ainsi qu'un suivi de traitement, et un suivi médical.

Chapitre II. Généralités et Intérêt de l'injection Automatique de l'insuline

Chapitre II. Généralités et Intérêt de l'injection Automatique de l'insuline

Introduction

Dans ce chapitre, nous mettons en relief le concept de l'IdO ou IoT dans le domaine de la santé. Après cela, nous nous étalerons sur l'application IdO ou IoT pour le diabète. Pour laquelle, nous présenterons les pompes à insuline ainsi que les systèmes de connexions des objets. Aussi, les différents modèles de capteur de glucose seront présentés pour les systèmes en boucle fermée et boucle ouverte pour l'injection d'insuline. Ici, nous intéressons au diabète de type 1 en donnant une solution de contrôle automatique à base IdO ou IoT. Dans ce qui suit, nous allons donner un aperçu sur les différentes applications existantes et/ou émergentes dans le biomédical. Après, nous nous étalerons sur notre spécificité de l'IOT par rapport au diabète.

Chapitre II. Généralités et Intérêt de l'injection Automatique de l'insuline

II.1. Applications IOT dans le biomédical

Plusieurs applications IOT existent dans le biomédical. Le tableau résume quelques technologies IOT. Nous nous intéressons au dernier type du tableau 1 qui est l'injection de l'insuline à distance.


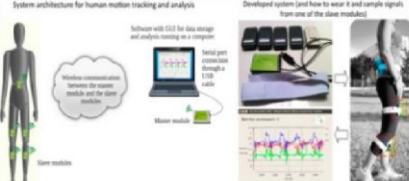
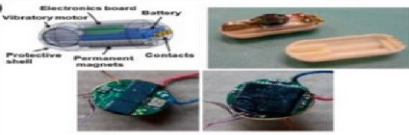


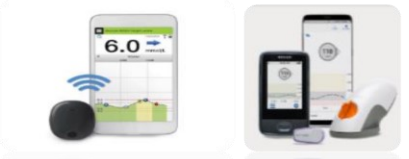
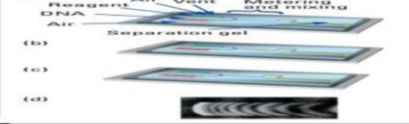

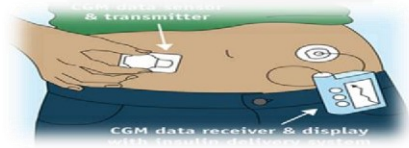
Dispositifs connectés	Objectifs et technologies	Prototype ou concept
Joué connecté à l'appareil de Babolat au CEA-LETI Movea [5].	Produits pour le sport afin d'analyser et d'améliorer le geste sportif (2014).	
Système multi-capteurs portable [6].	Composé d'un certain nombre de petits modules qui intègrent des accéléromètres MEMS de haute précision et des communications sans fil pour la surveillance du mouvement humain en réadaptation (2015).	
Capsules endoscopiques [6].	Fourni avec des capteurs inertiels pour la commande de moteur vibratoire	
ECG portable [7].	Moniteur ECG continu portable	
Tests de coagulation [8].	Système de coagulation compatible Bluetooth qui permet aux patients de vérifier à quelle vitesse leurs caillots sanguins.	
Système CGM [8].	Le capteur communique avec un émetteur intelligent qui envoie ensuite des niveaux de glucose sanguin à une application mobile sœur sur le téléphone du patient en utilisant Bluetooth (2016).	
Un système de détection biomoléculaire sans fil CMOS sur puce [9].	Laboratoire sur puce à base de nano fils de polysilicon pour le traitement et l'analyse.	
Capteur de dents [9].	Un nouveau capteur a été développé qui peut suivre ce que vous mangez (2017).	
Livraison d'insuline en boucle fermée Open APS [7].	Un pancréas artificiel remplace l'analyse manuelle de la glycémie et l'utilisation des injections d'insuline à l'aide de la technologie RFID.	

Tableau II.1. Application IOT dans le domaine biomédical

Chapitre II. Généralités et Intérêt de l'injection Automatique de l'insuline

Ici, nous visons une injection de l'insuline en continu et de manière intelligente. Cela permettra de Contrôler en fonction de l'état du patient son taux de glucose. Pour l'injection automatique, il est nécessaire d'avoir :

- ✓ Des pompes d'insulines.
- ✓ Des capteurs de glucose

Dans ce qui suit, nous allons établir un état de l'art sur les pompes à injection d'insuline et les capteurs de glucose existant.

II.2. Les pompes à insuline




Société/Produit	Taille et Poids	Réservoir (unité)	Connecté	Ensemble de perfusion
MEDTRONIC DIABETES MiniMed 530G System  [12]	3,7 x 2 x 0,82 in. 3,7 oz avec batterie. et réservoir plein	300	oui	Compatible avec les kits de perfusion Medtronic uniquement.
MEDTRONIC DIABETES MiniMed 670G System  [12]	2.1 x 3.78 x 0.96 in. 3.7 oz sans batterie et avec réservoir vide.	300	oui	Compatible avec les kits de perfusion Medtronic uniquement.
INSULET CORP. Omnipod  [12]	PERSONAL DIABETES MANAGER (PDM): 2.4 x 4.4 x 0.98 in. 4.4 oz. avec batterie. POD: 1.53 x 2.05 x 0.57 in. 0.88 oz. avec réservoir vide.	200	oui (connecté à un patch) [13].	N'utilise pas de tubulure. Pod est livré avec une canule intégrée avec un bouton de presse sur le PDM.

Tableau II.2. Différents types des pompes à insuline commercialisés

Chapitre II. Généralités et Intérêt de l'injection Automatique de l'insuline

II .3. Capteurs de glucose

Plusieurs méthodes peuvent être utilisés pour captés le taux de glucose. Sachant qu'avant l'avènement des systèmes, la mesure se faisait par des analyses biologiques basées sur une étude de dosage du glucose. A la fin des années 80, les premiers lecteurs de glycémie appelés couramment glucomètres. La figure 1 montre le lecteur de glycémie Free style Optium Neo H.



Figure II.1. Le lecteur de glycémie Free style Optium Neo H.

Ce type d'appareil permet de mesurer rapidement le taux de glucose dans le sang, le plus souvent sur du sang capillaire. Aussi, ce type d'appareil nécessite une goutte de sang donc une piqure et n'offre pas la possibilité de connexion. Une autre catégorie de capteurs est apparue récemment comme celui de la figure 2.



Figure II.2. Le capteur de glucose Enlite [15].

Le capteur Enlite™ est le plus petit des capteurs Medtronic, avec une conception améliorée à une haute précision [5], intelligence et flexible. Dans ce travail, selon la disponibilité des composants, nous avons utilisés ce type de capteur pour une étude de dosage pour vérifier le taux de glucose lors d'une injection automatique.

Chapitre II. Généralités et Intérêt de l'injection Automatique de l'insuline

Dans ce travail, nous allons concevoir un système de pompage à insuline totalement automatisée (figure 3). Cela permettra d'émuler le fonctionnement complet du pancréas où le taux de sucre sera régulé dans sous-cutané

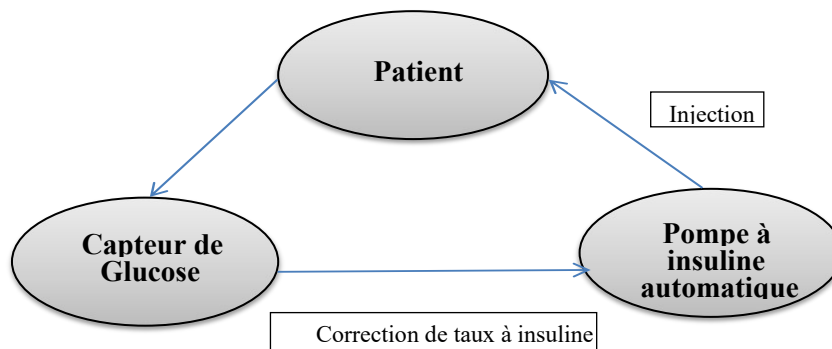


Figure II.3. Schéma d'injection automatique de l'insuline chez un patient Diabétique.

II.4. Boucle ouverte ou boucle fermée

II .4.1. Boucle ouverte : mesure du glucose en continue

Le dispositif en boucle ouverte d'administration d'insuline associe la perfusion sous-cutanée continue d'insuline et la surveillance continue du glucose [7]. Il s'agit ici d'une boucle ouverte, le patient renseigné sur le taux de glucose doit adapter sa dose d'insuline ou le débit de la pompe lui-même. Il n'y a pas d'ajustement automatique de l'administration d'insuline à la glycémie. Les risques associés à la perfusion sous-cutanée continue d'insuline sont l'hypoglycémie, l'acidocétose diabétique, rares cas de défaillance de la pompe, occlusion de l'aiguille ou du cathéter et infection [8]. Les effets indésirables les plus souvent associés au dispositif de surveillance continue du glucose sont démangeaisons ou irritation cutanée et rougeurs, saignements, contusions [9, 10] et malaises au point d'insertion du capteur.

Chapitre II. Généralités et Intérêt de l'injection Automatique de l'insuline

II .4.2. Boucle fermée

Le système à boucle fermée ou « pancréas artificiel » associe une mesure continue du glucose à une infusion continue d'insuline administrée de façon variable en fonction d'algorithmes qui associent le taux de glucose du moment à un débit d'insuline. Les dispositifs en boucle fermée sous-cutanés externes et en boucle fermée implantables sont en cours de mise au point [20]. Un dispositif implantable libérerait l'insuline dans le péritoine. Cette méthode est avantageuse car l'absorption pourrait être rapide et la libération, directement dans la circulation hépatique [11]. Le dispositif en boucle fermée sous-cutané est moins envahissant, mais l'absorption et l'action de l'insuline sont à retardement, ce qui peut en limiter l'usage [12]. Les résultats des premières études sur les dispositifs en boucle fermée sous-cutanés et entièrement implantables sont prometteurs [13].

De nombreux facteurs doivent être pris en considération lorsque l'on crée un algorithme fonctionnel pour fournir de l'insuline dans un système à boucle fermée, tels que la cinétique d'absorption de l'insuline délivrée, le métabolisme glucidique, les concentrations plasmatiques, hépatiques et pancréatiques du glucose, d'insuline et de glucagon, le mouvement du sang vers le tissu sous-cutané, les fonctions de transfert entre glucose plasmatique et sous-cutané.

Conclusion

L'une des principales sources de changement dans le système de santé est actuellement le déploiement des nouvelles technologies de l'information et de la communication dans le développement des soins médicaux en termes de prise en charge des maladies chroniques. Si cette médecine à distance par l'intermédiaire des IdO ou IoT soit utilisé pour le traitement ou pour le diagnostic, la vie de nombreux patients sera particulièrement plus confortable en facilitant la vie des patients. Ici, nous nous intéressons en l'occurrence au diabète de type 1. A travers ce chapitre, nous avons détaillé les différents composants nécessaires pour assembler un système d'injection automatique en boucle fermée. Dans le chapitre suivant, nous intéressons à la conception électronique du système d'injection automatique en mettant en avant le choix des composants électroniques utilisés.

Chapitre III. Conception d'un système d'injection automatique de l'insuline pour les diabétiques

Introduction

Dans ce travail, nous nous intéressons aux applications IoT dans le domaine biomédical et plus précisément l'IoT pour la maladie de diabète de type 1. Pour cela, nous prévoyons de concevoir un prototype d'injection automatique de l'insuline. La conception de notre système d'injection automatique contient une pompe (servo-moteur), un système communicant (Bluetooth), un processeur (carte Arduino). La programmation de ce prototype de façon générique par une application smartphone permet d'étendre ce type d'exemple à d'autres applications d'injection de médicaments. Pour cela, l'unité de traitement est constituée d'un smartphone qui fonctionne sous la plateforme Android qui communique avec notre servo moteur via le module Bluetooth. Cela permettra d'assurer la lecture et le prélèvement des données afin de les stocker. L'organigramme suivant explique l'architecture du fonctionnement de notre système pour synchroniser les données avec l'Arduino d'un côté et le Smartphone d'autre côté.

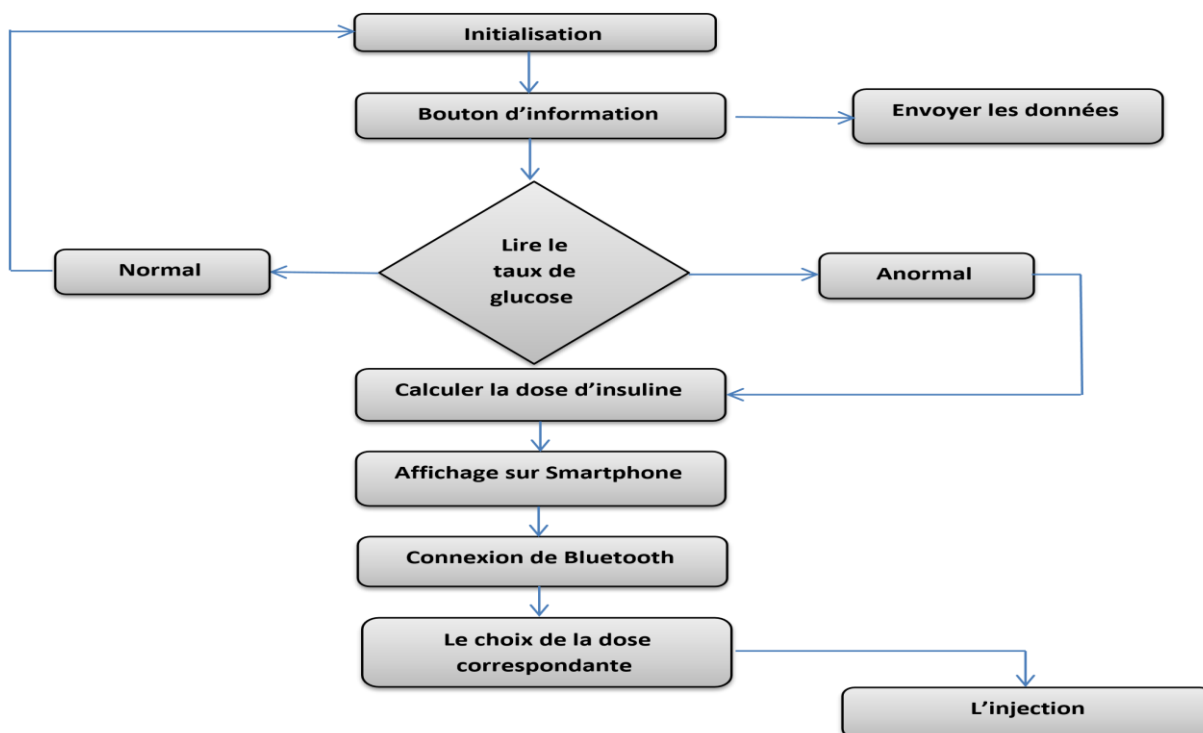


Figure III.1. L'organigramme du fonctionnement de l'objet connecté pour l'injection d'insuline.

Chapitre III. Conception d'un système d'injection automatique de L'insuline pour les diabétiques

3. Le fil noir (GND) doit être raccordé au pin de la masse de la carte.

Le branchement de servo moteur se fait comme suit :

Le fil noir (GND) doit être raccordé au pin GND de la carte,

1. Le fil rouge (VCC) doit être lié au pin de 3.3V.

2. Le fil jaune doit être lié au pin 9 de PWM de la carte UNO.

Carte UNO	Module HC-05	Carte UNO	Servo moteur
5V ou 3.3 V	VCC	PWM (9)	Jaune
GND	GND	5V	Rouge
10	RXD	GND	Noir
11	TXD	/	/

Tableau III.1. Branchement de prototype.

Nous pouvons passer à la partie de programmation de notre carte après l'accomplissement de l'assemblage de la carte avec les différents composants, le module Bluetooth, et le servo moteur avec la carte UNO.

III.2.2. Programmation de la carte Arduino

La carte Arduino UNO est une carte à microcontrôleur basée sur l'ATmega328. Le choix de la carte est justifié par la versatilité de ce microcontrôleur pour notre type d'application ainsi que son cout peu onéreux.



Figure III3 . Structure d'une carte Arduino UNO.

Chapitre III. Conception d'un système d'injection automatique de L'insuline pour les diabétiques

Cette carte dispose les caractéristiques suivantes :

Microcontrôleur	ATmega328
Tension de fonctionnement	5V
Tension d'alimentation (recommandée)	7-12V
Tension d'alimentation (limites)	6-20V
Broches E/S numériques	14 (6 disposent comme sortie PWM)
Broches d'entrées analogiques	6 (utilisables en E/S numériques)
Intensité maxi disponible par broche E/S (5V)	40 mA (ATTENTION : 200mA cumulé pour l'ensemble des broches E/S)
Intensité maxi disponible pour la sortie 3.3V	50 mA
Intensité maxi disponible pour la sortie 5V	Fonction de l'alimentation utilisée - 500 mA max pour le port USB utilisé seul
Mémoire Programme Flash	32 KB (ATmega328)
Mémoire SRAM (mémoire volatile)	2 KB (ATmega328)
Mémoire EEPROM (mémoire non volatile)	1 KB (ATmega328)
Vitesse d'horloge	16 MHz

Figure III.4. Caractéristiques de la carte l'Arduino UNO.

Arduino UNO fournit un environnement de développement avec un éditeur de source, les opérateurs de compilation et de chargement dans la mémoire du microcontrôleur. La communication entre le PC et la carte se fait via le port USB. La carte l'Arduino contient un espace De développement EDI, pour la synchronisation de programme, ce dernier a pour des fonctionnalités principales, l'exécution et la compilation de programme, le téléversement de programme via le port USB et la communication avec la carte.

Chapitre III. Conception d'un système d'injection automatique de L'insuline pour les diabétiques

III.2.2.1. Le logiciel Arduino : espace de développement intégré (EDI) Arduino

Le logiciel Arduino a pour fonctions principales : [14]

- De pouvoir écrire et compiler des programmes pour la carte Arduino.
- De se connecter avec la carte Arduino pour transférer les programmes et de communiquer avec la carte Arduino via le port série.

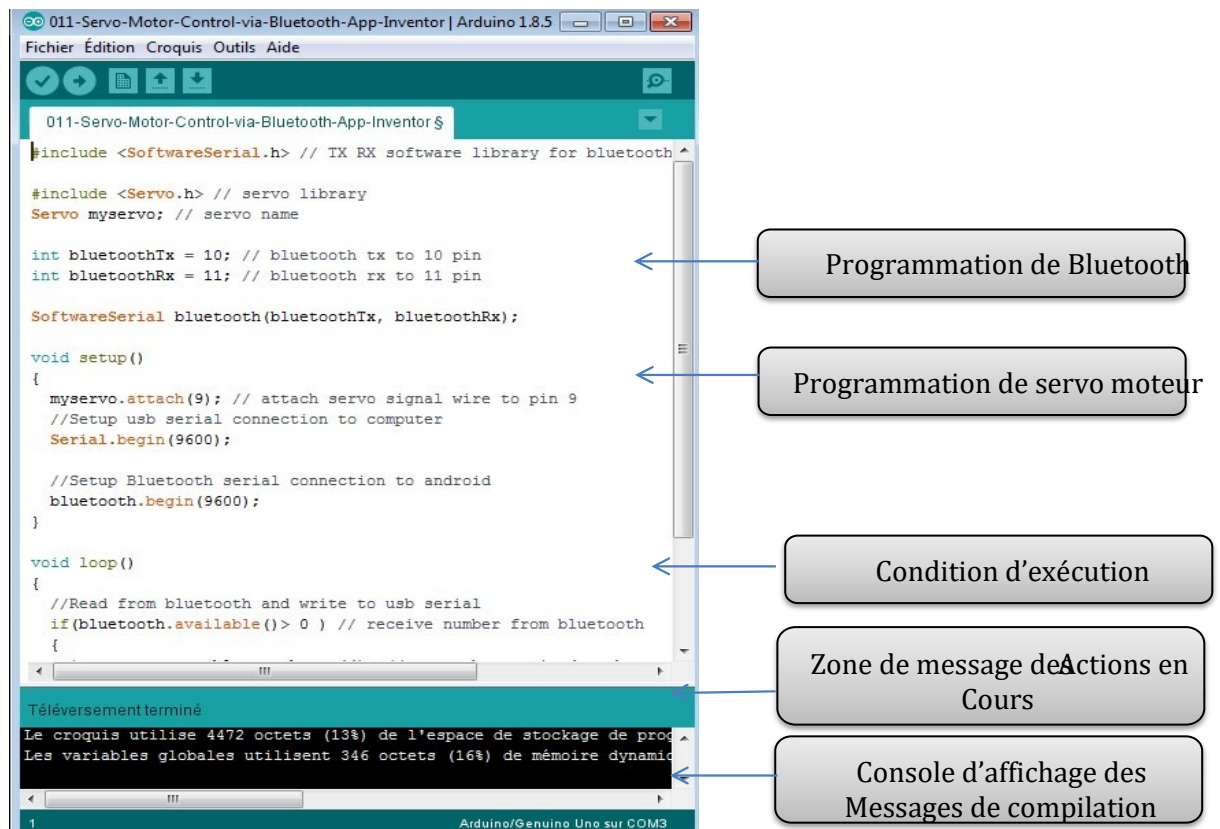


Figure III.5. Interface de logiciel Arduino

L'espace de développement intégré (EDI) est dédié au langage Arduino et à la programmation des cartes Arduino. Le programme est écrit dans **L'EDITEUR DE TEXTE**, qui contient les instructions de programmation du module Bluetooth et du servo-moteur. Les conditions de programmation doivent être bien précises pour la bonne exécution. La **ZONE DE MESSAGES** qui indique l'état des actions en cours. La **CONSOLE TEXTE** affiche les messages obtenus par le logiciel Arduino incluant des messages d'erreur détaillés et autres informations utiles. La **BARRE DE BOUTONS**, permet de vérifier la syntaxe et de transférer les programmes, créer, ouvrir et sauver le code, et ouvrir le moniteur série. La **BARRE DES ME-**

Chapitre III. Conception d'un système d'injection automatique de L'insuline pour les diabétiques

NUS permet d'utiliser une interface graphique. La structure de programme sera faite en trois parties : la déclaration des variables, l'initialisation des entrées sorties et l'exécution.

III.2.2.2. Structure d'un programme Arduino

Notre programme Arduino comporte trois parties :

- 1- La partie déclaration des variables (Tx et Rx).
- 2- La partie initialisation et configuration des E/S : la fonction **setup ()**.
- 3- La partie principale qui s'exécute en boucle : la fonction **loop ()**, qui contient notre condition.

Dans chaque partie d'un programme sont utilisées différentes instructions issues de la syntaxe de langage Arduino.

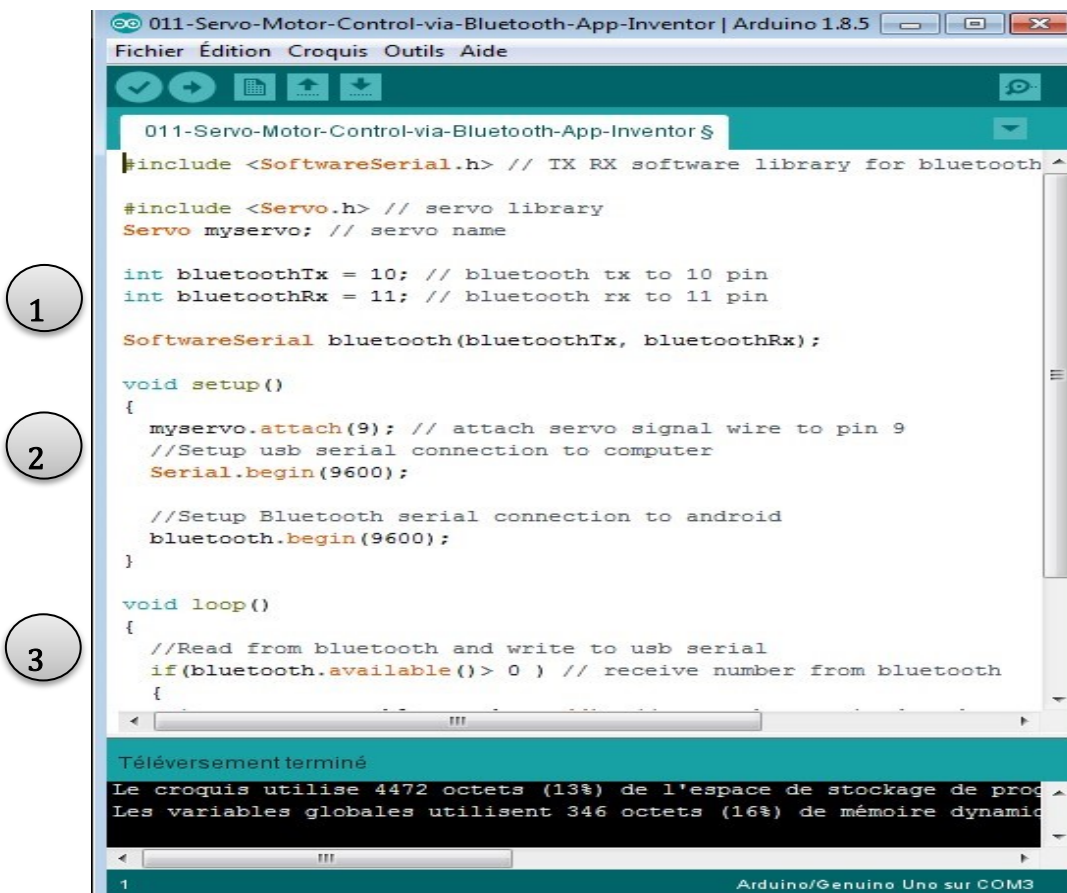


Figure III.6. Structure d'un programme Arduino

La programmation de la carte Arduino UNO terminée, nous allons passer à programmer l'unité de contrôle de connexion (le module Bluetooth dans notre cas), elle permet la liaison entre l'application Android et le servo-moteur.

Chapitre III. Conception d'un système d'injection automatique de L'insuline pour les diabétiques

III.2.3. Le model Arduino Bluetooth

Le model microcontrôleur Arduino Bluetooth est la plateforme populaire Arduino avec une connexion série Bluetooth à la place d'une connexion USB, très faible consommation d'énergie, très faible portée (sur un dizaine de mètres), faible débit, très bon marché et peu encombrant.

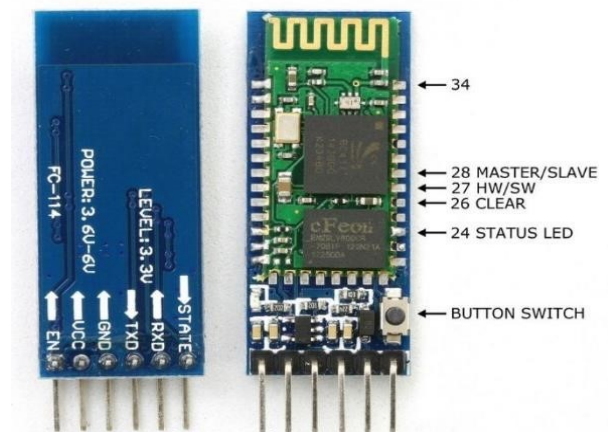


Figure III.7. Module Bluetooth HC-05.

On a choisi le module Bluetooth selon la disponibilité sur le marché local. Il existe deux modules de Bluetooth le HC-05 et HC-06. Ils permettent simplement de disposer d'une liaison Bluetooth sur notre projet. Notre choix s'est porté sur le module HC-05 qui possède 6 pins, ce qui permet de l'alimenter soit en 5V soit en 3.3V [15]. Il est également possible de désactiver/activer le module ou d'obtenir son état (visible ou non) depuis 2 broches supplémentaires. Cependant, il ne supporte que la transmission sur 3.3V, ce qui nous obligera à mettre un pont diviseur entre la broche de réception du module et la broche de transmission de l'Arduino.

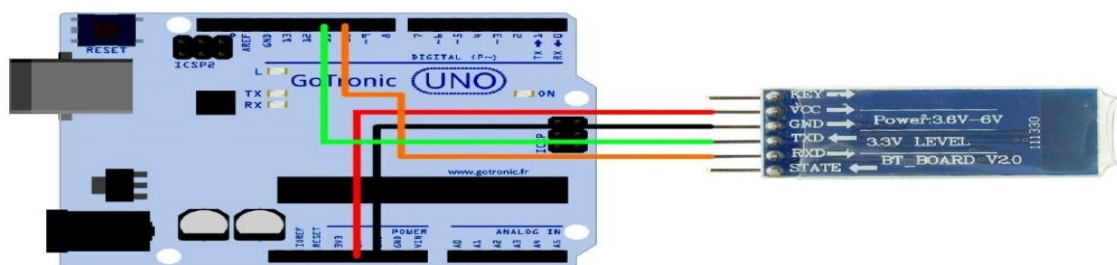


figure III.8. Branchement du module Bluetooth/Arduino UNO [33].

Ce module peut communiquer via une liaison série avec une carte Arduino ou compatible. Cette liaison s'établit sur deux broches RX et TX définies dans notre programme en tant que

Chapitre III. Conception d'un système d'injection automatique de L'insuline pour les diabétiques

broches 10 et 11 .La broche RX de la carte UNO doit être raccordée à la broche TX du module Bluetooth HC-05. La broche TX de la carte UNO doit être raccordée à la broche RX du module HC-05.

Carte UNO	Module HC-05
3.3V	VCC
GND	GND
10	RXD
11	TXD

Tableau III.2. Branchement de la carte UNO avec le HC-05.

a) Programmation du module Bluetooth

Le programme du module Bluetooth en connexion série avec la carte Arduino via un port USB est décrit sur la figure ci-dessous.

```
SoftwareSerial bluetooth(blueToothTx, blueToothRx);

void setup()
{
  myservo.attach(9); // attach servo signal wire to pin 9
  //Setup usb serial connection to computer
  Serial.begin(9600);

  //Setup Bluetooth serial connection to android
  bluetooth.begin(9600);
}
```

Figure III.9. Programmation du module Bluetooth.

Dans ce qui suite, nous allons représenter le servomoteur, composant initiateur de l'injection automatique dans notre système.

III 2.4. Le model servo-moteur

Le servo-moteur est un system qui a pour but de produire un mouvement précis en réponse à une commande externe [16]. Il est capable d'atteindre des positions prédéterminées dans les instructions qui lui on était donné, puis de les maintenir.



Figure III.10. Micro Mini Servo Moteur 9G.

Chapitre III. Conception d'un système d'injection automatique de L'insuline pour les diabétiques

Ce dernier a l'avantage d'être asservi en position angulaire, pour un ajustement précis de la position, le moteur et son réglage sont équipés d'un système de mesure qui détermine la position courante.

Modulation	Analogique
Force	4.8V (1.6 kg-cm)
Vitesse	4.8V 0.1 sec/60°
Poids	9g
Dimensions	23mm x 12.2mm x 29 mm
Angle de rotation	180°
Connectique	Connecteur 3 points

Tableau III.3. Caractéristiques de Mini Servo Moteur 9G .

Le choix de servo-moteur a été pris sur la base des critères suivants:

- La précision.
- La puissance consommée.
- La fonctionnalité pour une en boucle fermée.

b) Programmation du servo moteur

Le programme présenté dans la figure II.11, permet de faire une connexion série servomoteur/Bluetooth.

```
void loop()
{
  //Read from bluetooth and write to usb serial
  if(blueetooth.available() > 0 ) // receive number from bluetooth
  {
    int servopos = blueetooth.read(); // save the received number to servopos
    Serial.println(servopos); // serial print servopos current number received from blu
    myservo.write(servopos); // roate the servo the angle received from the android app
  }
}
```

Figure III.11. Programmation du servo moteur.

Nous avons validé le programme de servo moteur sur la carte UNO via le moniteur série, la figure III.12 montre ces angles de rotation.

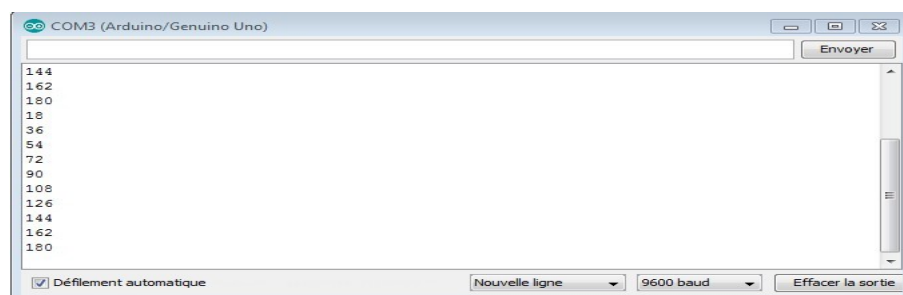


Figure III.12. Exécution sous le moniteur série de l'Arduino.

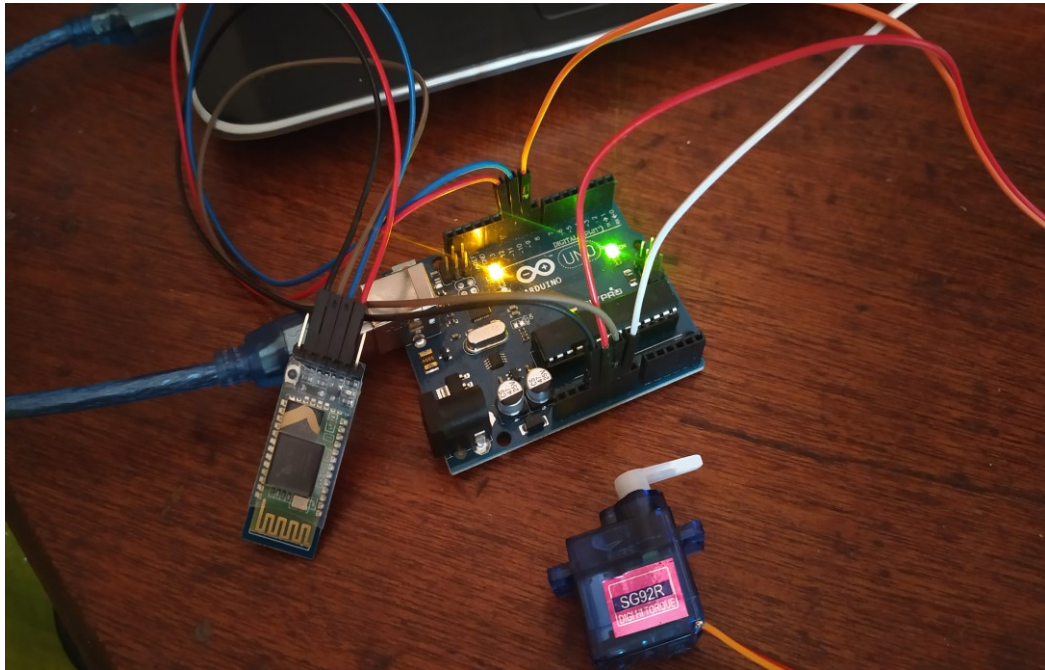


Figure III.14. Assemblage de prototype

Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons validé les différents composants nécessaires pour un prototype d'injection automatique d'un fluide en général. Aussi, nous avons assemblé ces composants à l'aide d'un support fabriqué par l'imprimante 3D pour en faire une seringue automatique. Dans le chapitre suivant, nous allons essayer d'utiliser une application sur smartphone pour valider une injection automatique pour une boucle fermée.

Chapitre IV.

Conception d'une applica- tion Android

Introduction

Dans ce chapitre, nous avons envisagé de profiter de la puissance du Smartphone afin de réaliser une simple application nommée (pancréas artificiel) « développée sous Android studio » dédiée aux personnes diabétiques afin qu'ils puissent s'adapter à cette nouvelle maladie. Cette application multiservices a pour rôle d'enregistrer certaines données médicales qu'on vous présentera dans cette partie, ces données qui sont nécessaires, non seulement pour les diabétiques, mais aussi pour le médecin traitant.

On définira aussi l'application (pancréas artificiel) que nous avons créé pour la réception manuelle de la valeur du taux de glucose.

IV.1. Les principaux systèmes d'exploitation d'un Smartphone

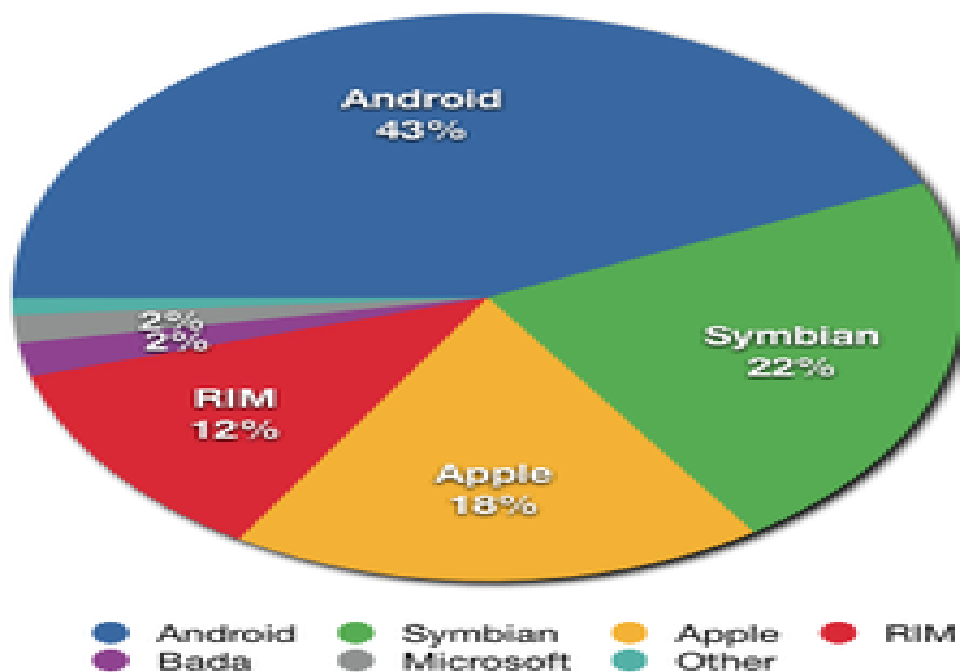


Figure IV.1. Les principaux systèmes d'exploitation

IV.2. Qu'est-ce que l'Android

Android est un système d'exploitation ouvert (Open Source) pour tablettes tactiles, terminaux mobiles et TV connectées. Il a été conçu en 2007, par la société Android, une start-up rachetée par Google. C'est un système d'exploitation fondé sur un noyau Linux. Disponible grâce à une licence Apache, ce système inclut tous les utilitaires requis par un constructeur pour le mettre en œuvre dans un téléphone portable. Il est proposé à tous les fabricants de téléphones mobiles, pour faciliter son adoption. Cependant, Android est modifiable par les constructeurs. Donc, les versions varient largement d'un constructeur à l'autre.



Figure IV.2. Mascotte du système d'exploitation d'Android (Bugdroid)

IV.3. L'architecture de la plateforme d'Android

L'architecture de la plateforme Android se décline selon une démarche bottom up en quatre principaux niveaux que sont le noyau linux, les bibliothèques et la plateforme d'exécution, le module de développement d'applicatifs et enfin les différentes applications .

IV.4 Les avantages d'Android

- **Open source**

Le contrat de licence pour Android respecte les principes de l'*open source*, c'est-à-dire qu'on peut à tout moment Télécharger les sources et les modifier.

- **Gratuit (ou presque)**

Android est gratuit, autant pour l'utilisateur que pour les constructeurs.

Les développeurs sous Android peuvent poster leurs applications développées sur le Play store (apk sur Android) Et cela coutera 25\$, ces 25 \$ permettent de publier autant d'applications souhaitées, à vie.

- **Facile à développer**

Toutes les API mises à disposition facilitent et accélèrent grandement le travail. Ces APIs sont très complètes et très faciles d'accès. De manière un peu caricaturale.

- **Flexible**

Le système est extrêmement portable, il s'adapte à beaucoup de structures différentes. Les Smartphones, les tablettes, la présence ou l'absence de clavier ou de *trackball*, différents processeurs... On trouve même des fours à micro-ondes qui fonctionnent à l'aide d'Android ! Non seulement c'est une immense chance d'avoir autant d'opportunités, mais en plus Android est construit de manière à faciliter le développement et la distribution en fonction des composants en présence dans le terminal.

- **Ingénieux**

L'architecture d'Android est inspirée par les applications composites, et encourage par ailleurs leur développement. Ces applications se trouvent essentiellement sur internet et leur principe est que vous pouvez combiner plusieurs composants totalement différents pour obtenir un résultat surprenant. Par exemple, si on combine l'appareil photo avec le GPS, on peut poster les coordonnées GPS des photos prises

IV.5. Le développement d'applications sous Android studio

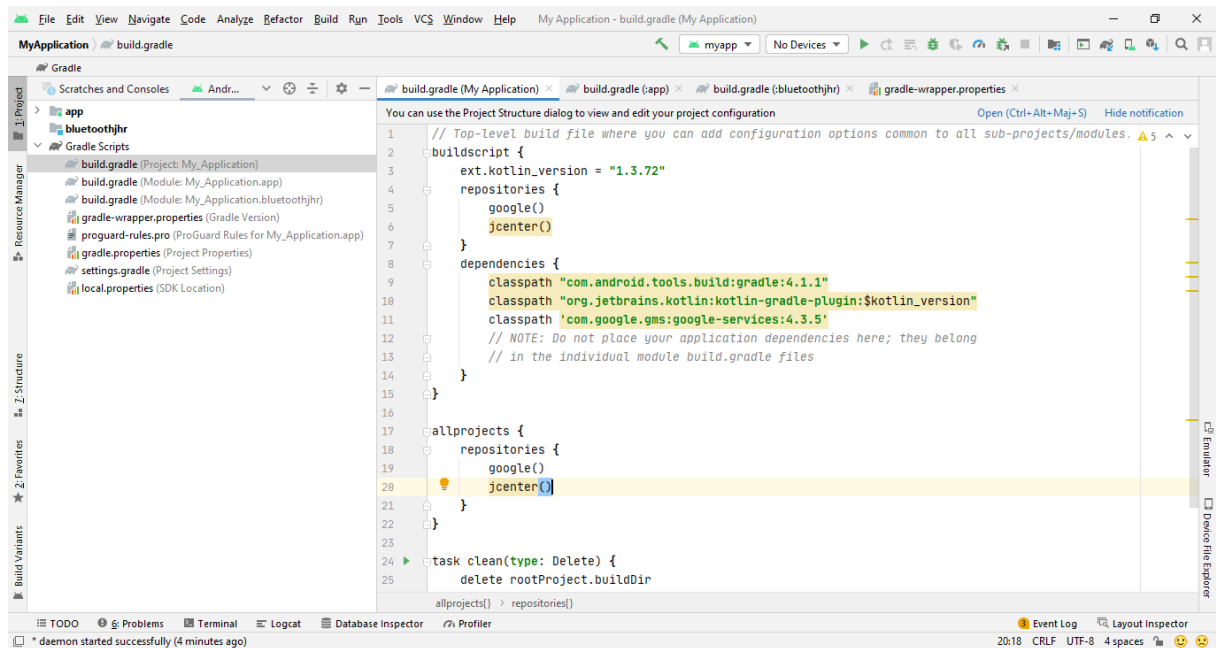


Figure IV.3. L'aire de développement Android Studio

IV.6 Application pancréas artificiel

Le Menu principal de pancréas artificiel contient cinq interfaces pour l'utilisateur, à savoir :

- Log in (Inscription / Connexion)
- Formulaire d'inscription
- Connexion Bluetooth.
- Accueil
- Valeur du glucose mesuré et injection d'insuline automatique


Chapitre IV : Conception et réalisation de l'application Android

IV.7. Principe de fonctionnement de l'application « pancréas artificiel »

Dans cette partie, nous expliquons les différents Scéens utilisés dans notre application concernant la

Manipulation de périphérique Bluetooth et l'injection automatique d'insuline. Tout d'abord, nous commençons par la création d'un compte et la déclaration des Informations personnelles

pancréas artificiel	taille	pancréas artificiel
ELN Annaba		Inscription



Département d'Électronique

lerrahmanebuguettaya23@gmail.com

.....

S'INSCRIRE **CONNEXION**

Abderrahmane

30

97

180

☒ Male ☐ Female

SAUVEGARDER

IV.4. Rubriques d'inscription et d'informations personnelles

Chapitre IV : Conception et réalisation de l'application Android

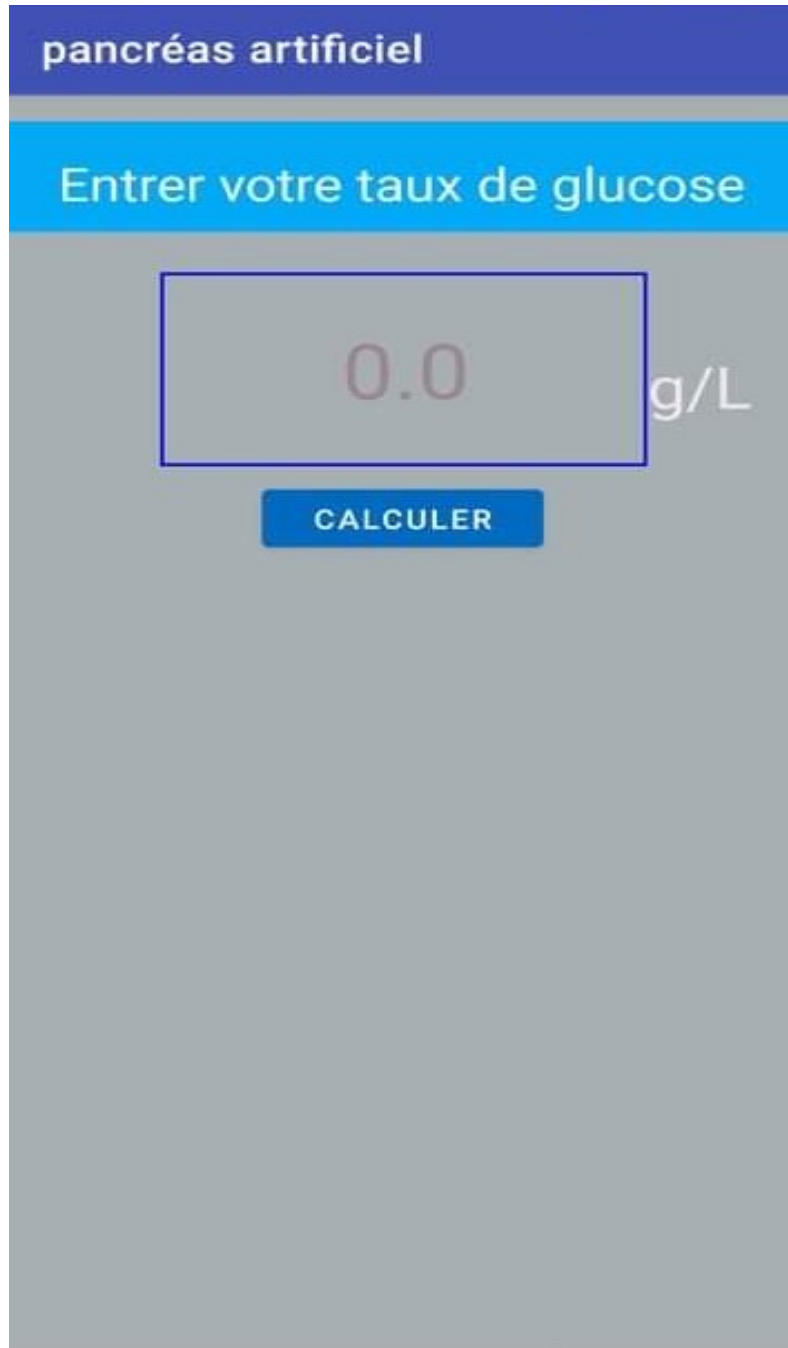
Après ça en confirme la connexion Bluetooth en appuyant sur la case se « connecté à », et en choisie notre périphérique Bluetooth désiré après avoir cliqué sur le bouton actualisé pour afficher les dispositifs Bluetooth disponibles (dans notre cas c'est le HC-05) comme le montre la figure



IV.5. Icône de Confirmation de connexion Bluetooth

Chapitre IV : Conception et réalisation de l'application Android

Juste après la connexion Bluetooth cette rubrique s'affiche pour faire entrer le taux du glucose mesuré pour la bute de démarrage du teste et faire entre votre taux de glucose dans la case 'entré votre taux de glucose ' comme le montre les figures suivantes



The screenshot displays the user interface of an Android application titled "pancréas artificiel". The interface features a blue header bar with the app's name. Below the header, a light blue banner contains the text "Entrer votre taux de glucose". The main area is a light gray background. In the center, there is a gray rectangular input field with a blue border, containing the text "0.0" in a large, dark gray font. To the right of the input field, the unit "g/L" is displayed in a smaller, dark gray font. Below the input field, there is a blue button with the text "CALCULER" in white, uppercase letters. A thin black horizontal line is visible at the bottom of the screen, likely representing the Android navigation bar.

IV.6. Rubrique du taux de glucose

Chapitre IV : Conception et réalisation de l'application Android

Si en veut faire entrer un autre taux du glucose en fait retour puis en appuis sur l'icône « test du glucose » et la figure suivante montre cette icône

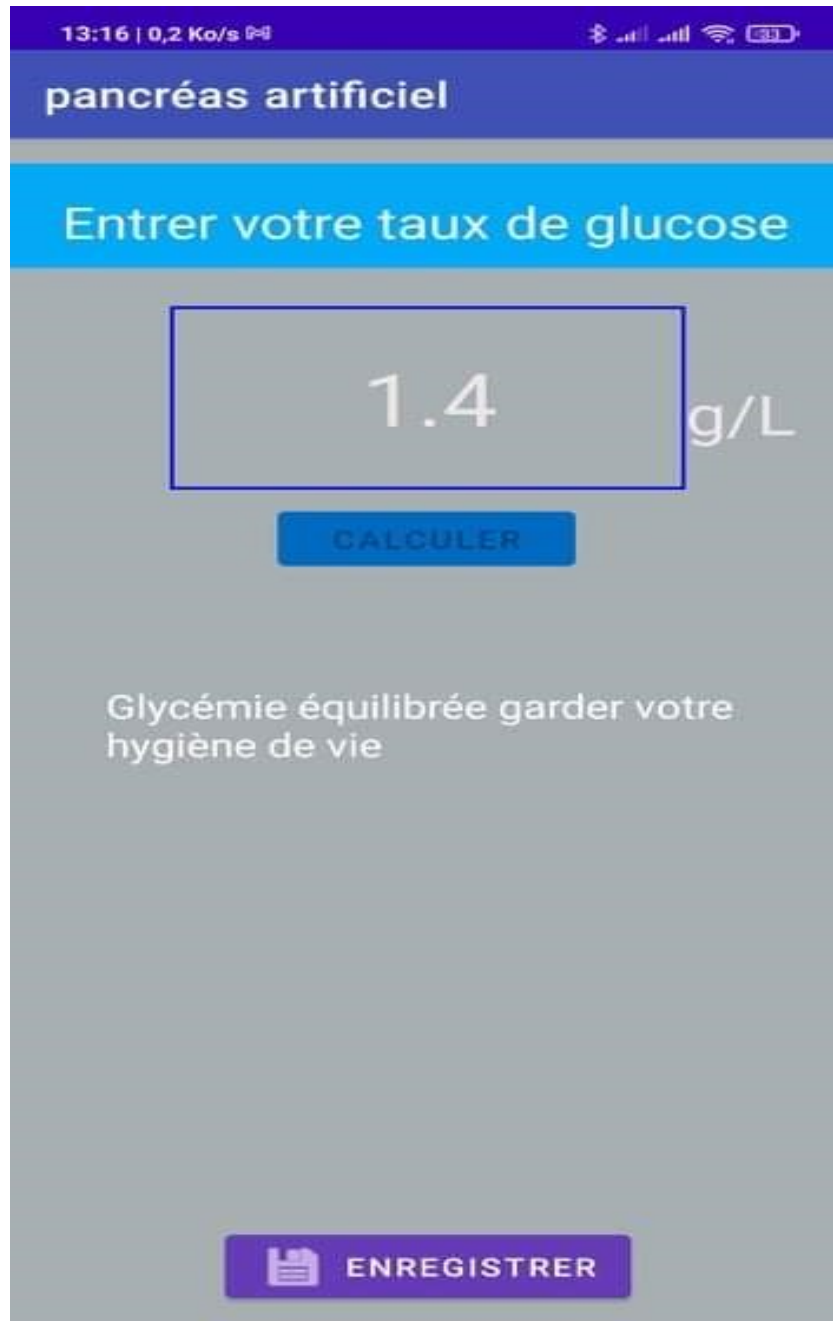


Figure IV.7. Icône de recommencement de test du glucose

Chapitre IV : Conception et réalisation de l'application Android

Et quand on appuie sur le bouton calculer Nous pouvons définir trois intervalles de taux de sucre pour une éventuelle injection d'insuline :

- Si la glycémie dans la région varie de 0.9 à 1.8 g/L, le taux de sucre dans le sang est jugé à niveau normal en affichant un message d'encouragement comme le montre la figure suivante



IV.8. Exemple de taux normal du glucose

Chapitre IV : Conception et réalisation de l'application Android

- Si le taux de sucre dans le sang est inférieur ou égale à 0.9 g/L, c'est-à-dire que c'est un cas de L'hypoglycémie dans ce cas l'application affiche un message de conseil pour le patient comme le montre la figure suivante

pancréas artificiel

Entrer votre taux de glucose

0.9 g/L

CALCULER

Une hypoglycémie
1: Arrêtez vos activités.
2: Prenez immédiatement du sucre rapide. N'attendez pas.
3: revérifié votre glycémie après quelques minutes.

ENREGISTRER

IV.9. Exemple L'hypoglycémie

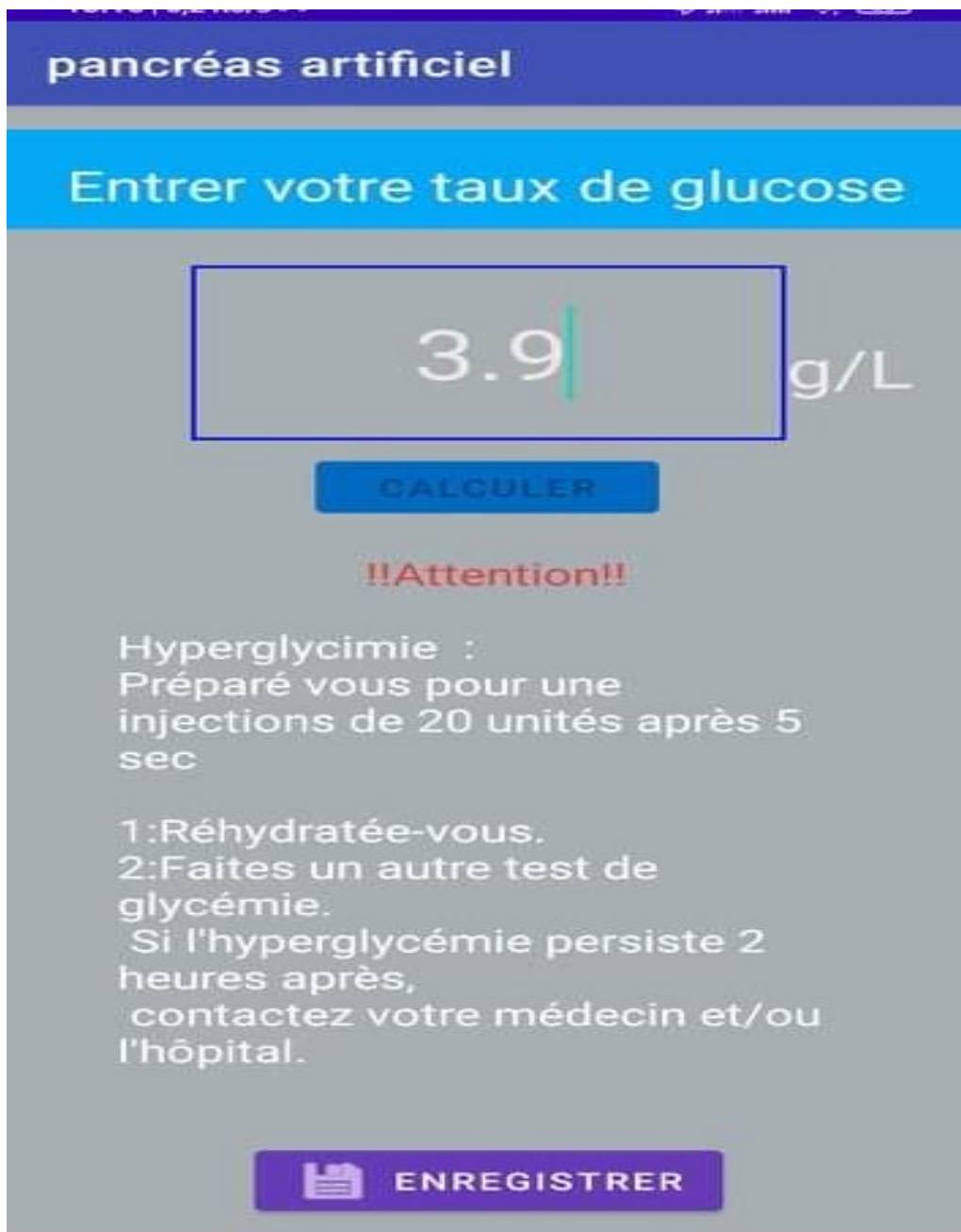
Si la glycémie dans la région varie de 1.9 à 3.5 g/L, c'est-à-dire que c'est le cas où le taux du glucose est légèrement élevé, et un message d'avertissement d'injection de 10 unités s'affiche avec des conseils pour le patient et après 5 sec l'injection automatique de ces 10 unités commence comme le montre la figure suivante

The screenshot shows the interface of an Android application titled "pancréas artificiel". At the top, there is a blue header with the title. Below it, a light blue bar contains the text "Entrer votre taux de glucose". The main area has a grey background. In the center, a white box displays the number "2.9" followed by "g/L". Below this box is a blue button labeled "CALCULER". Underneath the button, the text "!!Attention!!" is displayed in red. This is followed by a warning message in white text: "Glycémie légèrement élevée", "Préparez vous pour une", "injection de 10 unités après 5", "sec". Below the warning, there are three lines of advice: "1: Réhydratez-vous.", "2: Faites un autre test de", "glycémie.", and "Si le taux de glycémie est", "encore élevé 2 heures après,", "contactez votre médecin et/ou", "l'hôpital.". At the bottom, there is a purple button with a document icon and the text "ENREGISTRER".

IV.10. Exemple de taux de glucose légèrement élevé

Chapitre IV : Conception et réalisation de l'application Android

- Si le taux de sucre dans le sang est supérieur à 3.5 g/L, c'est-à-dire que c'est le cas L'hyperglycémie, et un message d'avertissement d'injection de 20 unité s'affiche avec des conseil pour le patient et après 5 sec l'injection automatique de ces 20 unités commence comme le montre la figure suivante



IV.11. Exemple L'hyperglycémie

Chapitre IV : Conception et réalisation de l'application Android

Après chaque opération en appuis sur le bouton sauvegarder pour stocker toutes les informations automatiquement dans la plateforme Firebase. Concernant l'espace de stockage, on a Consacré un espace dans la base de données de la plateforme ; Les projets Firebase sont des projets Google Cloud Platform qui utilisent les services Firebase, présentent par les caractéristiques suivantes :

- La facturation et les autorisations relatives aux projets sont partagées entre les différentes consoles.
- Les projets qui apparaissent dans Firebase apparaissent aussi dans les consoles API Google et Google Cloud Platform.
- Lorsqu'un projet est supprimé, il est supprimé sur toutes les consoles.

L'utilisation est donc la même quel que soit le smartphone sur tous les Appareils Android. Chaque application est connectée à un seul projet Firebase. Nous pouvons ainsi gérer toutes Les versions de l'application depuis la console Firebase[37].

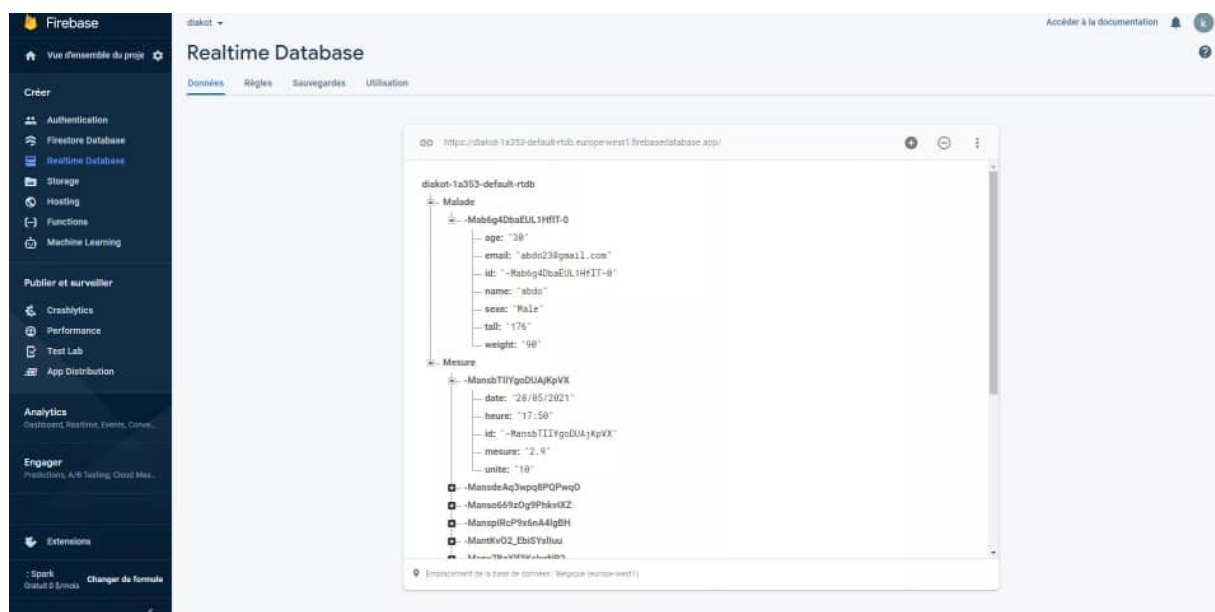


Figure IV.12. Stockage des données dans la plateforme Firebase.

Chapitre IV : Conception et réalisation de l'application Android

Selon notre simulation, nous avons constaté que pour chaque angle de rotation a sa propre valeur d'Unité d'insuline a injecté. Comme montrer le tableau suivant.

Angle de rotation (°)	Unité (U)	La dose (ml)
180	20	0.2
90	10	0.1

Tableau IV.1. Les différentes doses selon les angles de rotation.

Finalement, pour ajuster la glycémie du patient, la valeur appropriée de l'insuline calculer, elle sera injectée directement dans le sang. Ce type d'injection est considéré comme un processus d'injection automatique d'insuline.

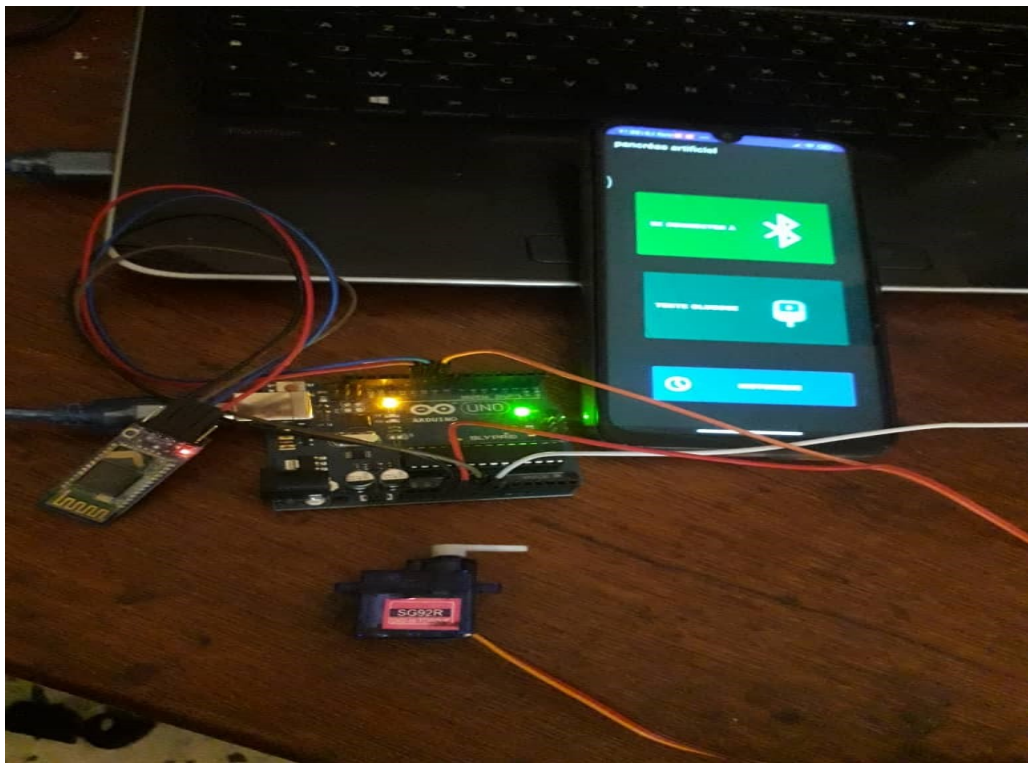


Figure IV.13. Simulation de circuit avec l'application.

Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté les outils de conception et de développement d'un injecteur automatique sous Android studio. Le développement de cette application nécessite plusieurs étapes, nous commençons par l'insertion des données du patient. Puis, les données seront envoyées et stockées sur une plateforme Firebase. Cela permettra au cours du temps de créer une base de données pour le patient diabétique. Ensuite, la quantité d'insuline à injecter peut-être calculée.

Enfin grâce à la connexion Bluetooth nous injectons la dose désirée. Ce mode opératoire a permis de valider le concept de l'injection automatique.

Conclusions et perspectives

Conclusion et Perspectives

Conclusions et perspectives

Dans notre projet de fin d'étude, nous avons réalisé un prototype d'injection automatique de l'insuline via une application Android sur Smartphone. La réalisation du prototype se fait en quatre étapes :

- L'assemblage et branchement pour les différents composants (la carte UNO, le module Bluetooth et le servo moteur).
- La programmation de l'ensemble du prototype pour une injection contrôlée.
- La création de l'application Android sous Android studio.
- La validation des programmes sur Smartphone.

Il y a quelques étapes nécessaires pour développer une conception d'application Android.

Nous commençons par saisir les données du patient. Ensuite, les données seront envoyées et stockées sur la plate-forme Firebase. Au fil du temps, cela créera une base de données pour les diabétiques. Ensuite, la quantité d'insuline à injecter peut-être calculée. Enfin, à l'aide d'une connexion Bluetooth, nous pouvons injecter la dose requise. Ce mode de fonctionnement valide le concept d'échantillonnage automatique.

Références Bibliographique

Références Bibliographique

Références Bibliographique

- [1] P. Rombaut, Les Nouvelles Technologies de l'Information et de la Communication (NTIC) service du directeur des soins et des cadres de santé 2006.
- [2] D.Lavoine, Directeur Technique de Digora.digora.com; La valeur de l'IoT n'est pas dans l'objet, mais dans le service".
- [3] Fédération Française des Diabétiques I Diabetes Atlas IDF 8e Edition 2017.
- [5] Les défis de la CEA le magazine de la recherche et de ses applications .190.juin 2014.
- [6] J . Weissberg Benchell, et Al. Diabetes Care 2003; 26(4):1079-87.
- [9] CW. Chia, et Al, Endocrinol Metab Clin North Am 2004;33(1):175-95.
- [10] L.Guerreiro, Infirmier DE, Soins infirmiers auprès des personnes diabétiques, 2007, vol : 25.
- [11] Franceifo, Radio France Mise à jour le 09/05/2014. Publie le 12/03/2014 10 :06h. [Consulté le 10 juin 2019].
- [12] D. Greco, F. Gambina, F. Maggio, Ophthalmoplegia in diabetes mellitus: a retrospective study.
- [14] Z.ChafaaBelaid, H.Chafaabelaid, étude et réalisation d'un système de communication Bluetooth pour un compteur électrique avancé, Université d'Abou Baker Belkaid Tlemcen. Projet Fin d'étude 2017, 89:45.

Références Bibliographique

Références Webographies

- [7] Real-time continuous glucose monitoring. [Target report 896]. Plymouth Meeting (PA): ECRI; 2007.
- [8] JJ. Mastrototaro, et Al. Adv Ther 2006; 23(5):725-32.
- [4] <https://www.diabete.qc.ca/fr/comprendre-le-diabete/tout-sur-le-diabete/types-de-diabete/questce-que-le-diabete>. [Consulté le 20 juin 2019].
- [7] www.com/2017/01/wearable-ecg-monitor-qardiocore-499/January 6, 2017 in Qardio, Wearables. [Consulté le 26 janvier 2019].
- [8] www.diabetes-news.de/nachrichten/eversense-glukosemessung-unter-der-haut. [Consulté le 28 janvier 2019].
- [13] www.pourquoidoctor.fr/Articles/Question-d-actu/23400-Le-pancreas-artificielcommercialise-France-2018. [Consulté le 11 Février 2019]
- [14] www.diabetesforecast.org/2018/02-mar-apr/consumer-guide-2018. [Consulté le 28 janvier 2019].
- [13] www.arduino-france.com/review/arduino-uno. [Consulté le 28 mai 2019].
- [15] www.supinfo.com/articles/single/296-qu-est-ce-qu-servomoteur. [Consulté le 08 juin 2019].
- [16] www.anses.fr/fr/system/files/NUT-Ra-Glucides.pdf. [Consulté le 28 janvier 2019].

ANNEXE

Annexe

Annexe 1

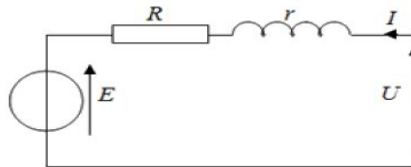
Simulation via Mtlab/simulink

Les différents blocs seront détaillés via Matlab/Simulink par la suite :

II.1.1. Le moteur

Un moteur est un générateur de couple commandé en tension.

On le schématise par :



Les équations du moteur sont les suivantes :

$$E = U + R * I + L * p I$$

1

Donc

$$\frac{1}{U-E} = \frac{1}{R+LP}$$

2

La force électromotrice est donnée par :

$$\omega * K_e = E$$

3

Et on sait que la puissance électromagnétique s'écrit :

$$P_{em} = E * I = \omega * T_m$$

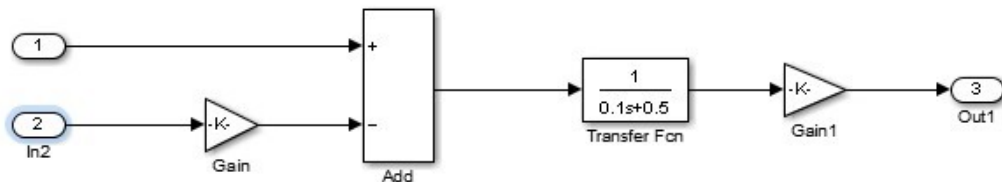
4

Donc

$$T_m = I * K_e$$

5

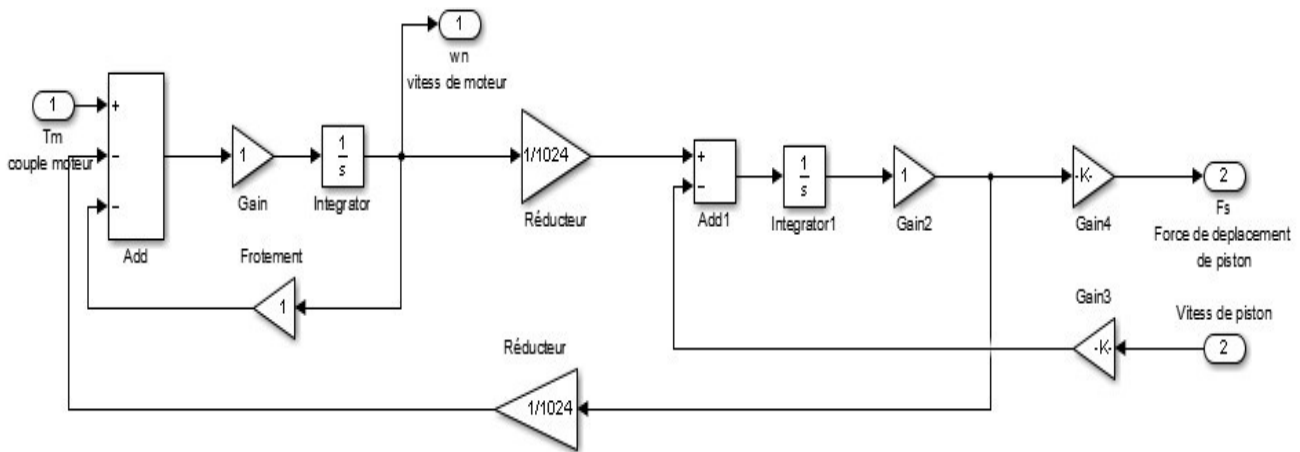
On modélise ces équations par : (sous Matlab/Simulink)



Après différents tests [14], on a choisi $R_e=0.5 \Omega$, $L_e=0.1 \text{ H}$ et $K_e=0.139 \text{ rad/s}$

II.1.2. Réducteur-Vis écrou :(sous Matlab/Simulink)

Annexe



Différents phénomènes sont à prendre en compte : l'inertie et les frottements de l'arbre moteur ; la raideur de la vis [14].

Lorsque l'on utilise un réducteur, on utilise l'équation suivante :

$$Tm = J * p * Wm + rf * Wm + n * Tc$$

6

Avec

J = inertie.

rf = frottement de l'arbre moteur

n = réduction (=1/Reng)

$$Wm = J * \frac{1}{p} * (Tm - Wm * rf - n * Tc)$$

7

Donc

$$Wred = \frac{1}{Reng} * Wm$$

8

La vitesse en sortie du réducteur est de :

Dans notre système, la réduction est de Reng = 1024.

9

La prise en compte de la raideur (K) :

$$T = K * \theta$$

Or

$$\theta = \int W$$

10

Donc

$$T = K * \int W$$

11

Pour notre système on a donc :

$$Tc = K * \int (Wred - Wpiston)$$

12

13

Annexe

La raideur de la vis est assimilée à la raideur d'une poutre

$$K = \frac{A * E}{L}$$

Avec A la section de la vis, E le module de Young de l'acier inoxydable qui est de 203 et L la longueur de la vis.

Equation du système vis écrou :

$$Ts = \frac{pas}{2 * \pi} * Fp$$

14

Donc

$$Fp = Ts * \frac{2 * \pi}{pas}$$

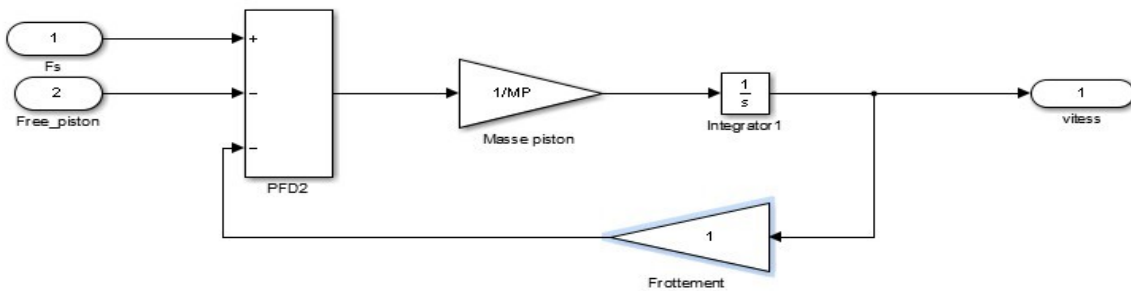
15

Et

$$Wpiston = Vpiston * \frac{2 * \pi}{pas}$$

16

II.1.3. Prise en compte des forces : (sous Matlab/Simulink)



Application du principe fondamental de la dynamique en translation :

$$\sum F = M * \frac{dv}{dt}$$

17

Donc

$$V = \frac{1}{Mp} \int Fsys$$

18

Avec

$$Fsys = Fp - Ff - Fres$$

19

Les forces données par le moteur, de frottement et de résistance du liquide sur le piston.

$$Ff = Rc * V$$

20

Annexe

II.1.4. Partie hydraulique

Le débit d'insuline injecté au patient se calcule de la façon suivante à partir des pressions dans la pompe et du sang du patient :

$$Q_{patient} = \frac{1}{R_{or}} (P_{cyl} - P_{patient}) \quad (21)$$

La pression dans la pompe :

$$P_{cyl} = \frac{1}{C_{cyl}} \int (Q_{pompe} - Q_{patient}) \quad (22)$$

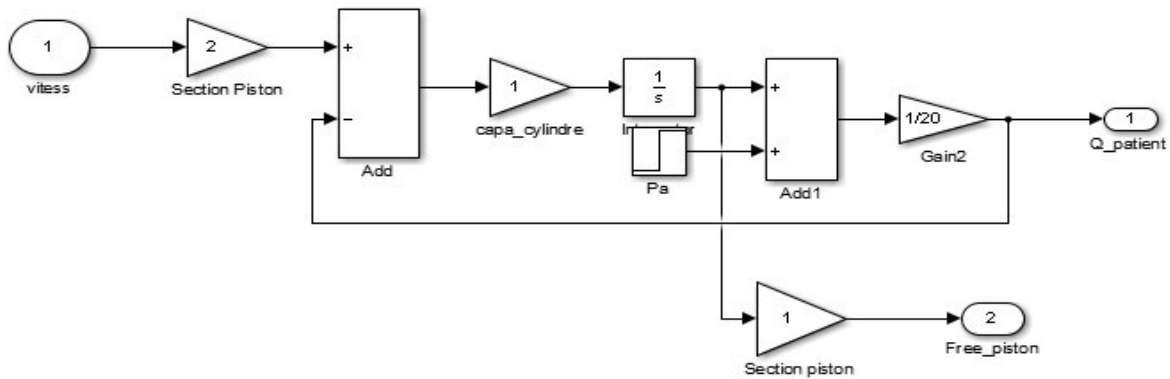
Le débit injecté par la pompe dépend de la vitesse de déplacement du piston et de la section du piston :

$$Q_{pompe} = V * A_p \quad (23)$$

C'est ici que l'on calcule la force de résistance du liquide nécessaire plus haut

(24)

(Sous Matlab/Simulink)



Nous avons rencontrés plusieurs problèmes pour concevoir notre modèle, l'un de ces problèmes est l'intégration et la simulation des différentes parties les unes aux autres via Matlab/Simulink. C'est pour cela, nous avons décidé de concevoir une application sur Smartphone sous MIT Inventor.

Annexe

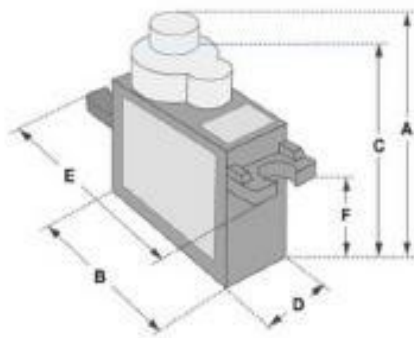
Annexe 2

SERVO MOTOR SG90

DATA SHEET



Tiny and lightweight with high output power. Servo can rotate approximately 180 degrees (90 in each direction), and works just like the standard kinds but smaller. You can use any servo code, hardware or library to control these servos. Good for beginners who want to make stuff move without building a motor controller with feedback & gear box, especially since it will fit in small places. It comes with a 3 horns (arms) and hardware.



Dimensions & Specifications

A (mm) : 32
B (mm) : 23
C (mm) : 28.5
D (mm) : 12
E (mm) : 32
F (mm) : 19.5
Speed (sec) : 0.1
Torque (kg-cm) : 2.5
Weight (g) : 14.7
Voltage : 4.8 - 6

Position "0" (1.5 ms pulse) is middle, "90" (~2ms pulse) is middle, is all the way to the right, "-90" (~1ms pulse) is all the way to the left.

PWM=Orange (⏏)
Vcc=Red (+)
Ground=Brown (-)

