



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par : BEN RAMDANE Amina

Objet connecté pour l'injection de l'insuline

Soutenu le 04 juillet 2019 devant le Jury :

Mr	N. DIB	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Président
Mme	F. MEZIANI	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Examinateur
Mr	S. SOULIMANE	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Encadrant
Mr	F. Saffih	<i>Dr</i>	Université de Waterloo	Co-encadrant

Année universitaire : 2018-2019

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 Soulimne Sofiane 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 GBM de l'université Abou bakr Belkaid de Tlemcen.

A ma famille Mon père Kaddour, ma mère Hmama, 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.

Dédicace

A la mémoire de ma très chère mère

Je dédie ce mémoire a ...

A mon très cher père Kaddour

Aucune dédicace ne saurait exprime l'amour, l'estime, le dévouement et le respect que J'ai toujours eu pour vous.

Rien au monde ne vaut les efforts fournis jour et nuit pour mon bien être, Merci d'avoir été toujours là pour moi, un grand soutien tout au long de mes études.

Tu as été et tu seras toujours un exemple à suivre pour tes qualités humaines ta préséance et ton perfectionnisme.

A mes très chères frères et sœurs.

Les relations fraternelles peuvent avoir et appuieront et renforceront à nouveau.

Je ne pouvais en aucune façon d'exprimer mes sentiments profonds d'une grande reconnaissance pour tous les sacrifices, votre aide et votre générosité était forte pour moi une source de courage, la confiance et la patience.

Amina

Table des matières

Remerciement.....	i
Dédicaces	ii
Résumé	iii
Table des matières	iv
Liste des figures	v
Liste des tableaux	viii
Liste des abréviations	x
Introduction générale	xi

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

Introduction	5
I.1. Application IOT dans le biomédical	5
I.2. Les pompes à insuline	7
I.3. Système de connexion.....	8
I.4. Capteur de glucose	9
I.5. Boucle ouvert ou boucle fermée	12
I.5.1. Boucle ouverte	12
I.5.2. Boucle fermée	12
Conclusion	12

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

Introduction	14
I.1. La relation entre le diabète et certains paramètres	15
I.2. Conception du prototype	16
I.2.1. Vérification de branchement	16
I.2.2. Programmation de la carte Arduino	17
I.2.2.1. Le logiciel Arduino : espace de développement intégré (EDI) Arduino.....	18
I.2.2.2. Structure d'un programme Arduino	19
I.2.3. Le model Arduino Bluetooth	20
I.2.4. Le model servo-moteur	21
I.2.5. Assemblage de prototype	23
I.2.6. Commande de l'injection par Smartphone	24
Conclusion	25

Chapitre III. Conception d'une application Android.

Introduction	27
I.1. Etude de la plateforme MIT Inventor	27
I.2. L'application Inventor	29
I.2.1. Création de l'interface	31
I.2.2. la programmation	33
I.2.3. l'émulateur de teste	35
Conclusion	43
Conclusions et perspective	45
Référence Bibliographiques	47
Référence Webographies	49
Annexe	51

Liste des figures

Figure I.1. Le lecteur de glycémie Free style Optium Neo H	9
Figure I.2. Le capteur de glucose Enlite	9
Figure I.3. Schéma d'injection automatique de l'insuline chez un patient diabétique	10
Figure I.4. Schéma de traitement pour un patient diabétique	11
Figure II.1. L'organigramme du fonctionnement de l'objet connecté pour l'injection d'insuline.....	14
Figure II.2. Simulation du montage électrique du prototype sous Fritzing	16
Figure II.3. Structure d'une carte Arduino UNO	17
Figure II.4. Caractéristiques de la carte l'Arduino UNO.....	17
Figure II.5. Interface de logiciel Arduino	18
Figure II.6. Structure d'un programme Arduino.....	19
Figure II.7. Module Bluetooth HC-05	20
Figure II.8. Branchement du module Bluetooth/Arduino UNO	20
Figure II.9. Programmation du module Bluetooth.....	21
Figure II.10. Micro Mini Servo Moteur 9G.....	21
Figure II.11. Programmation du servo moteur.....	22
Figure II.12. Exécution sous le moniteur série de l'Arduino	22
Figure II.13. Conception de support via Autodesk Invento	23
Figure II.14. Assemblage de prototype.....	23
Figure II.15. Test de connectivité	24
Figure II.16. Test de connectivité sur Arduino	24
Figure III.1. Schéma du concept d'App Inventor	28
Figure III.2. Fenêtre de la création de l'interface	28
Figure III.3. a).Fenêtre de programmation graphique. b). L'émulateur de teste.....	29

Figure III.4. L'interface de MIT APP INVENTOR.	29
Figure III.5. Début de réalisation de l'interface.....	32
Figure III.6. Les propriétés de chaque élément.....	32
Figure III.7. L'enregistrement de l'application	32
Figure III.8. L'espace de programmation	33
Figure III.9. Les différents composants des blocks a programmé.	33
Figure III.10. Différentes émulateur pour le test de l'application	35
Figure III.11. AI Companion émulateur pour le teste.....	35
Figure III.12. L'application aminabenramdane.	36
Figure III.13. Interface Login.	37
Figure III.14. Interface des informations du patient.	37
Figure III.15. Interface des informations du patient (a Normal Level, b NOT Normal Level	38
Figure III.16. Stockage des données dans la plateforme Firebase	39
Figure III.17. Interface du calculer de la quantité d'insuline à injecter	39
Figure III.18. Liste des aliments	40
Figure III.19. Interface du choix de Bluetooth	40
Figure III.20. Interface de la permission de connexion du Bluetooth et le servo-moteur (l'injection)	41
Figure III.21. Simulation de circuit avec l'application	42
Figure II.22. Le prototype final de circuit avec l'application.	42

Liste des Tableaux

Tableau I.1. Applications IOT dans le biomédical	6
Tableau I.2. Différents types des pompes à insuline commercialisés	7
Tableau I.3. Les technologies de connexion	8
Tableau II.1. Relation diabète (EMG, Taux de Gras, Vision, Consommation Energétique).....	15
Tableau II.2. Branchement de prototype	16
Tableau II.3. Branchement de la carte UNO avec le HC-05.....	21
Tableau II.4. Caractéristiques de Mini Servo Moteur 9G	22
Tableau III.1. Matlab vs Android	27
Tableau III.2. Présentation des différents menus MIT Inventor.....	30
Tableau III.3. Les principaux pages d'APP INVENTOR	30
Tableau III.4. Présentation des différents menus MIT Inventor.....	31
Tableau III.5. La réalisation de l'algorithme	34
Tableau III.6. Les différentes étapes pour enregistrement de l'application	36
Tableau III.7. Les différentes doses selon les angles de rotation	41

Liste des Abréviations

TIC : Technologies de l'Information et de la Communication

OMS : l'Organisation Mondiale de la Santé.

MOC : Microsystème et Objet Connecte

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

CGM : Continuous Glucose Monitoring.

Lora : Long Range.

WiFi : Wireless Fidelity.

RFID : Radio Frequency Identification.

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

RX : Réception x.

TX : Transmission x.

VCC : Supply Voltage.

EMG : Electromyogramme

PLA: Acide Polylactique.

OS: Open Source.

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 comme le poids et le nombre des calories consommées, 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 such as weight and number of calories consumed, 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 بُعد للأنسولين. من خلال تطبيق ذكي في الهاتف المحمول، لمراقبة نسبة الجلوكوز في الدم بشكل دوري، مع مراعاة معلومات المريض مثل الوزن وعدد السعرات الحرارية المستهلكة، يحسب التطبيق جرعة الأنسولين لينم إدارتها تلقائياً. يتم التحقق من صحة الحقن عبر الاتصال ب Bluetooth. تميل هذه المساهمة في نمذجة أجهزة قادرة على محاكاة البنكرياس الاصطناعي.

الكلمات الرئيسية: مرض السكري؛ تسريب الأنسولين؛ مجسات الجلوكوز؛ المضخات الصغيرة و كائنات متصلة.

Introduction générale

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. Récemment, les nouvelles inventions dans le domaine médical proposent une procédure différente d'exercer la médecine. Cette procédure est effective sans interaction directe entre le patient et le médecin avec la possibilité pour les médecins de surveiller de loin, à travers un ordinateur ou un Smartphone, les données médicales de leurs patients comme la pression artérielle, les niveaux de taux de sucre... Les interventions, le diagnostic, les décisions thérapeutiques et les conseils reposent sur des données cliniques, sur des documents et sur d'autres supports d'information transmis par des systèmes de télécommunication. Ce type de procédure est défini par l'OMS comme l'utilisation des Technologies de l'Information et de la Communication (TIC) pour dispenser des soins de santé [1] dans des contextes où l'accès aux services médicaux est insuffisant. Cette révolution basée sur la convergence des réseaux informatiques comme l'Internet et les réseaux, a désormais acquis une maturité technique et fait l'objet d'une diffusion au sein de la population, ce qui donne une facilité d'accès et d'utilisation dans le domaine de la santé. Ces technologies associées à des systèmes miniatures de plus en plus intelligents ont donné naissance à l'internet des objets « IdO » [2] 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 pour les diabétiques. La maladie du diabète ne cesse de faire des ravages à l'échelle mondiale, constat qui a amené l'ONU à déclarer solennellement le 14 novembre de chaque année « Journée mondiale du diabète des Nations Unies ». Sachant qu'une personne meurt du diabète toutes les 6 secondes dans le monde [3], soit plus que le sida, la tuberculose et la malaria. Le diabète est une maladie chronique représentée par un trouble métabolique équivalant à un taux de glucose excessif dans le sang. On considère deux types de diabète type 1 et type 2. Le diabète de type 1 est une maladie que l'on appelle « auto-immune » la personne fabrique des anticorps qui ont la caractéristique d'attaquer ses propres cellules pancréatiques, en l'occurrence celles qui fabriquent d'insuline [4]. Les facteurs environnementaux, infectieux, alimentaires ou psychologiques, sans en être la cause spécifique, jouent un rôle important dans le déclenchement et l'apparition de cette maladie auto-immune. Le diabète de type 2 était anciennement appelé diabète non insulino-dépendant. Dans ce type de diabète, la fabrication d'insuline par le pancréas est relativement préservée et présente. Il existe dans ce type de diabète une prédisposition génétique et l'hérédité est prépondérante, on retrouve ainsi fréquemment des diabètes de type 2 héréditaire. Avec le temps, le maintien de taux de glycémie élevés peut entraîner des complications, comme : La cécité, Une insuffisance rénale, une cardiopathie, un accident vasculaire cérébral, une atteinte nerveuse. Donc, notre travail se focalise sur l'injection de l'insuline pour le diabète de type 1. Généralement, l'injection de l'insuline se fait selon des quantités spécifiques basée sur des différents paramètres de l'individu (poids, activité physique, hygiène de vie...) après une mesure du taux de glucose par un glucomètre pour une injection avec une seringue. Dans ce travail, nous travaillons sur la solution d'optimisation de l'injection d'insuline en temps réel. Ce projet a été réalisé au laboratoire du Génie Biomédicale au sein de l'équipe MOC (Microsystèmes et Objets Connectés). 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. Ce système intelligent d'auto-surveillance associé à un système compacte d'injection miniature facilitera le mode de vie des patients. L'objectif principal de ce projet de fin d'étude est d'étudier une méthode de contrôle automatique en utilisant des objets connectés tout en simulant un modèle dynamique sous MATLAB/SIMULINK. Ce rapport est organisé en trois chapitres ; nous commençons en premier par des généralités sur les différentes applications dans le domaine biomédical des objets connectés. Ensuite, nous nous étalerons sur l'application IOT

Introduction générale

pour le diabète. Dans cette partie, nous présenterons les pompes à insuline ainsi que les systèmes de connexions des objets. Le deuxième 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 troisième chapitre, un aperçu sur le logiciel Andriod et la réalisation d'une application 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. Généralités et intérêt de l'injection automatique de l'insuline

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

Introduction

L'apparition dans les années 1970 de l'auto-surveillance de la glycémie par capillarité a été d'un apport considérable dans l'équilibre du diabète avec une certaine sécurité et d'efficacité dans le contrôle de la glycémie. Néanmoins, elle constitue une contrainte importante et surtout le caractère discontinu de la mesure. Aussi, cette méthode ne permet pas toujours de comprendre les variations glycémiques et d'adapter les doses à bon escient. La mesure du glucose en continue permet d'obtenir de façon automatique le taux de glucose du tissu interstitiel toutes les cinq minutes environ ainsi que le sens de la variation de ce glucose. Une des solutions pour la mesure continue est l'utilisation des technologies IdO ou IoT. Le terme IoT est apparu la première fois en 1999 [2] dans un discours de Kevin ASHTON, un ingénieur britannique. Il servait à désigner un système où les objets physiques sont connectés à Internet. Il s'agit également de systèmes capables de créer et transmettre des données. Aussi, selon l'UIT (Union Internationale des Télécommunications), l'Internet des Objets est défini par Didier Lavoine [2] comme: « une infrastructure mondiale pour la société de l'information, qui permet de disposer de services évolués en interconnectant des objets (physique ou virtuels) grâce aux technologies de l'information et de la communication interopérables existantes ou en évolution ».

Dans ce premier chapitre, nous mettons en relief le concept de l'IdO ou IoT dans le domaine de la santé. Après cela, nous nous étalons 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 étalons sur notre spécificité de l'IOT par rapport au diabète.

I.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..

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


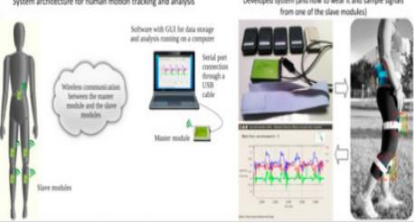
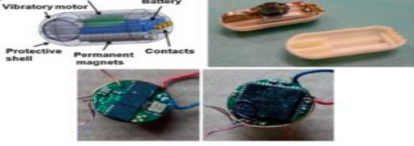



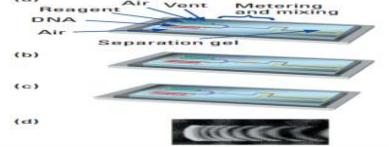

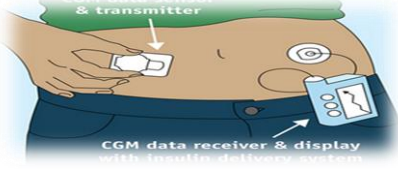
Dispositifs connectés	Objectifs et technologies	Prototype ou concept
Joué connecté à l'appareil de Babolat au CEA-LETI Movea [5].	Produits pour le sport afin d'analyser et d'améliorer le geste sportif (2014).	
Système multi-capteurs portable [6].	Composé d'un certain nombre de petits modules qui intègrent 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 I.1. Applications IOT dans le biomédical.

Chapitre I. 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 :

- ✓ Un modèle d'exécution intelligent.
- ✓ Des pompes d'insulines.
- ✓ Des systèmes de connexions d'objets.
- ✓ 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.

I.2. Les pompes à insuline

En 1978, Baxter [10] lance la première commercialisation de la pompe à insuline alors appelée AutoSyringe (inventée par Dean Kamen [11]). Ce fut la première pompe programmable utilisable à domicile par les patients. En 2004, la première pompe programmable sans fil, l'OmniPod est commercialisé (tableau 2).




Société/Produit	Taille et Poids	Batterie	Réservoir (unité)	Connecté	Ensemble de perfusion
 <p>MEDTRONIC DIABETES MiniMed 530G System</p> <p>[12]</p>	<p>3,7 x 2 x 0,82 in.</p> <p>3,7 oz avec batterie.</p> <p>et réservoir plein</p>	1 pile AAA	300	oui	Compatible avec les kits de perfusion Medtronic uniquement.
 <p>MEDTRONIC DIABETES MiniMed 670G System</p> <p>[12]</p>	<p>2.1 x 3.78 x 0.96 in.</p> <p>3.7 oz sans batterie et avec réservoir vide.</p>	1 pile AA	300	oui	Compatible avec les kits de perfusion Medtronic uniquement.
 <p>INSULET CORP. Omnipod</p> <p>[12]</p>	<p>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.</p>	<p>POD: batterie intégrée.</p> <p>PDM: 2 piles AAA.</p>	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 I.2. Différents types des pompes à insuline commercialisés

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

Les pompes à insuline portables permettent d'injecter de l'insuline en continu par un système de petit cathéter en Téflon implanté en sous-cutané [13]. Le patient remplit lui-même le réservoir d'insuline rapide à partir de flacons dispensés par le pharmacien. Aujourd'hui, de nombreuses pompes à insuline existent sur le marché. Seulement, ce dispositif médical reste peu répandu du fait de son prix très élevé (3000 euros minimum). Les principales entreprises réalisant ce genre de dispositif sont Medtronic, Roche, Novalab. Les derniers modèles proposent des moyens de surveillance et d'acquisition de données en temps réel. Ces systèmes sont uniquement commandés en boucle ouverte : il n'y a aucun contrôle de la glycémie par la pompe. C'est pour cela que le médecin est obligé de réaliser un contrôle fréquent de l'utilisation de la pompe et de donner des directives aux patients quant à la prescription et l'administration de l'insuline. Malgré le fait que la pompe est connectée au capteur, il n'influe en rien sur l'administration du médicament mais permet uniquement de réaliser un suivi. Pour que le calcul de la dose soit interactif de manière à réaliser un contrôle en boucle fermée. Le projet de pancréas artificiel pour lutter contre le diabète a commencé en 2011 avec un groupe de diabétologue. Ce projet est également appelé « Insulinothérapie en boucle fermé », il consiste à faire communiquer le capteur de glycémie et la pompe à insuline grâce à une intelligence artificielle. En 2018, COFFIN Alice et FAHEM Amina [14] ont réalisé la pompe à insuline automatique. Le système se chargerait alors de réguler la glycémie afin de le maintenir à l'équilibre comme chez un individu sain (homéostasie). Donc, nous sommes inspirés de cette méthode pour concevoir un système intelligent connecté générique permettant de réguler le taux de glucose chez le patient. Dans ce qui suit, nous donnerons un aperçu sur les connexions objets existantes.

I.3. Systèmes de connexion

Plusieurs technologies de connexions existent dont les plus importantes sont cités dans le tableau 3. Dans ce dernier, nous pouvons distinguer ces technologies en fonction du type d'usage avec leurs avantages et inconvénients.

Technologies	Avantages	Inconvénients	Type de cas d'usage
LoRa	- Faible consommation -Longue portée -Un standard operable	-Couverture mondiale faible -Taille et volume de données	-Relève de compteurs d'énergie -Envoi d'informations ponctuelles (géolocalisation)
Sigfox	-Faible consommation -Longue portée Un opérateur unique	-Couverture mondiale encore faible -Taille et volume de données	-Relève de compteurs d'énergie -Envoi d'informations ponctuelles (géolocalisation,
WIFI	-Long portée -Onde radio	-Taille et volume de données	-Création des réseaux locaux -GPS.
RFID	-Pas d'émission d'ondes -Pas besoin d'énergie	-Faible portée -Nécessité d'une passerelle	-Géolocalisation de zone -Identification (contrôle d'accès)
ZigBee	-Faible consommation energetique	- Faible portée	-Application Médicale
Bluetooth	-mémoire élevée -Débit.	-Faible portée -Nécessité d'une passerelle.	Smartphone et technologies bas coût

Tableau I.3. Les technologies de connexion.

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

Dans notre projet nous utilisons la technologie Bluetooth. Ce choix est justifié par le prix, car c'est le composant le moins coûteux par rapport aux autres. Ces inconvénients sont sa faible portée et à moindre degré la sécurité. Par exemple RFID est mieux sécurisé, peut être miniaturisé, mais coûte très cher et son intégration demeure difficile.

I.4. Capteurs de glucose

Plusieurs méthodes peuvent être utilisées 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 I.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 piqûre et n'offre pas la possibilité de connexion. Une autre catégorie de capteurs est apparue récemment comme celui de la figure 2.

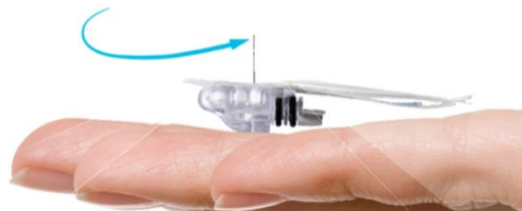


Figure I.2. Le capteur de glucose Enlite [15].

Le capteur Enlite™ est le plus petit des capteurs Medtronic, avec une conception améliorée à une haute précision [15], intelligence et flexible. Dans ce travail, selon la disponibilité des composants, nous avons utilisé ce type de capteur pour une étude de dosage pour vérifier le taux de glucose lors d'une injection automatique.

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 le sang (glycémie).

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

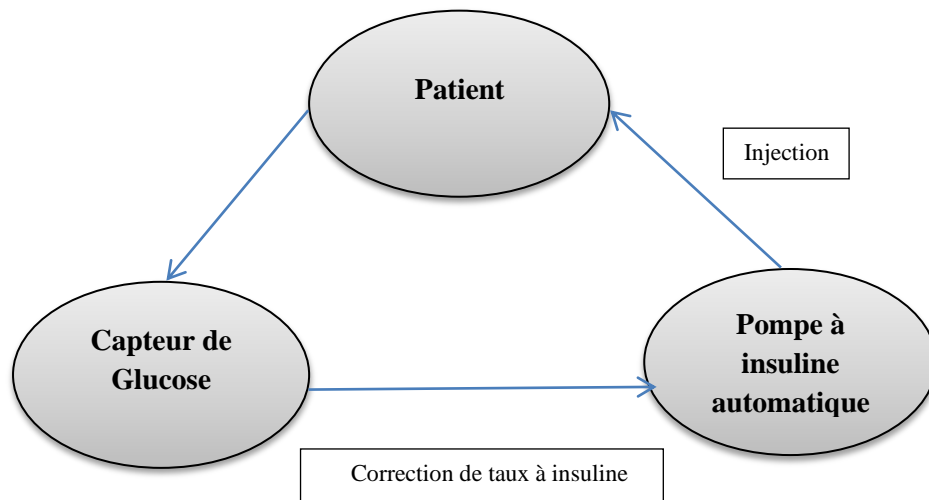


Figure I.3. Schéma d'injection automatique de l'insuline chez un patient diabétique.

Pour ce faire, il faut programmer le système mécatronique de la pompe en utilisant Matlab/Simulink. Il est également nécessaire de réaliser une commande de manière à ne pas avoir de dépassement de la consigne tout en gardant un temps de réponse correcte. Nous devons également gérer le débit basal d'insuline qui est injecté tout au long de la journée. Il faudra également réaliser un modèle de calcul qui permettra de calculer grâce à la glycémie les quantités d'insuline à injecter. De plus, il est nécessaire d'assurer la robustesse et la fiabilité du système en mettant en place des dispositifs de sécurité sur les prototypes. En perspective, nous voulons utiliser ce type de capteurs de glucose afin de les connecter pour l'assemblage d'un dispositif complet pouvant être assimilé à un pancréas artificiel. Une étude de solutions dosés permettra de vérifier le taux d'insuline injecté ainsi que valider l'injection automatique.

La figure suivante montre le schéma de traitement pour un patient diabétique. Comme il n'existe pas de loi mathématique concernant le taux de glucide dans le sang, la régulation ne sera pas simple à élucider. La quantité de sucre ingérée et son temps de dispersion dépend des aliments digérés et de l'état physique du patient.

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

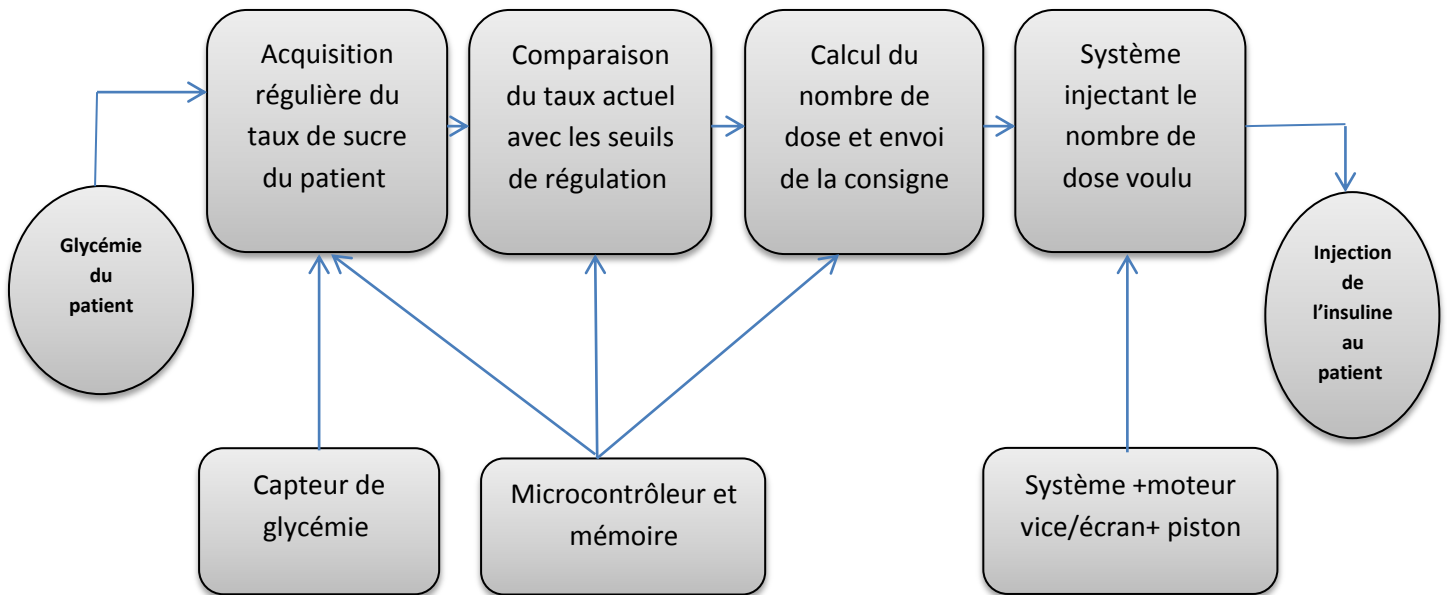


Figure I.4. Schéma de traitement pour un patient diabétique [14].

Donc, il est nécessaire de développer un modèle analytique permettant de simuler le fonctionnement de la pompe de régulation. Ce type de simulateur permettra d'intégrer les phénomènes physiques qui entreraient en compte dans un système réel (frottement, inertie, ...). En entrée du système se trouve la tension d'alimentation du moteur, en sortie on trouve le débit d'insuline. A partir du débit, il est ensuite possible de calculer la quantité d'insuline injectée. Il suffit d'intégrer le débit. Le modèle se compose de quatre sous parties :

- Le moteur ou actionneur,
- Réducteur ou contrôle de l'asservissement;
- Prise en compte des forces ou pressions appliqués;
- Calcul du débit / partie hydraulique.

Pour vérifier la stabilité du système, nous récupérons les équations d'états du système à partir du fichier Simulink. Le but de cette partie est de modéliser le comportement de la glycémie selon différents facteurs tels que l'alimentation ou l'injection d'insuline. Le taux de glycémie ainsi calculé sera ensuite transmis au calcul du nombre de dose comme donnée du capteur de glycémie.

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

I.5. Boucle ouverte ou boucle fermée

I.5.1. 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 [16]. 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 [17]. Les effets indésirables les plus souvent associés au dispositif de surveillance continue du glucose sont démangeaisons ou irritation cutanée et rougeurs, saignements, contusions [18, 19] et malaises au point d'insertion du capteur.

I.5.2. 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 [21]. 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 [22]. Les résultats des premières études sur les dispositifs en boucle fermée sous-cutanés et entièrement implantables sont prometteurs [23, 24].

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 [25].

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

Chapitre II. 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 ou pic). 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.

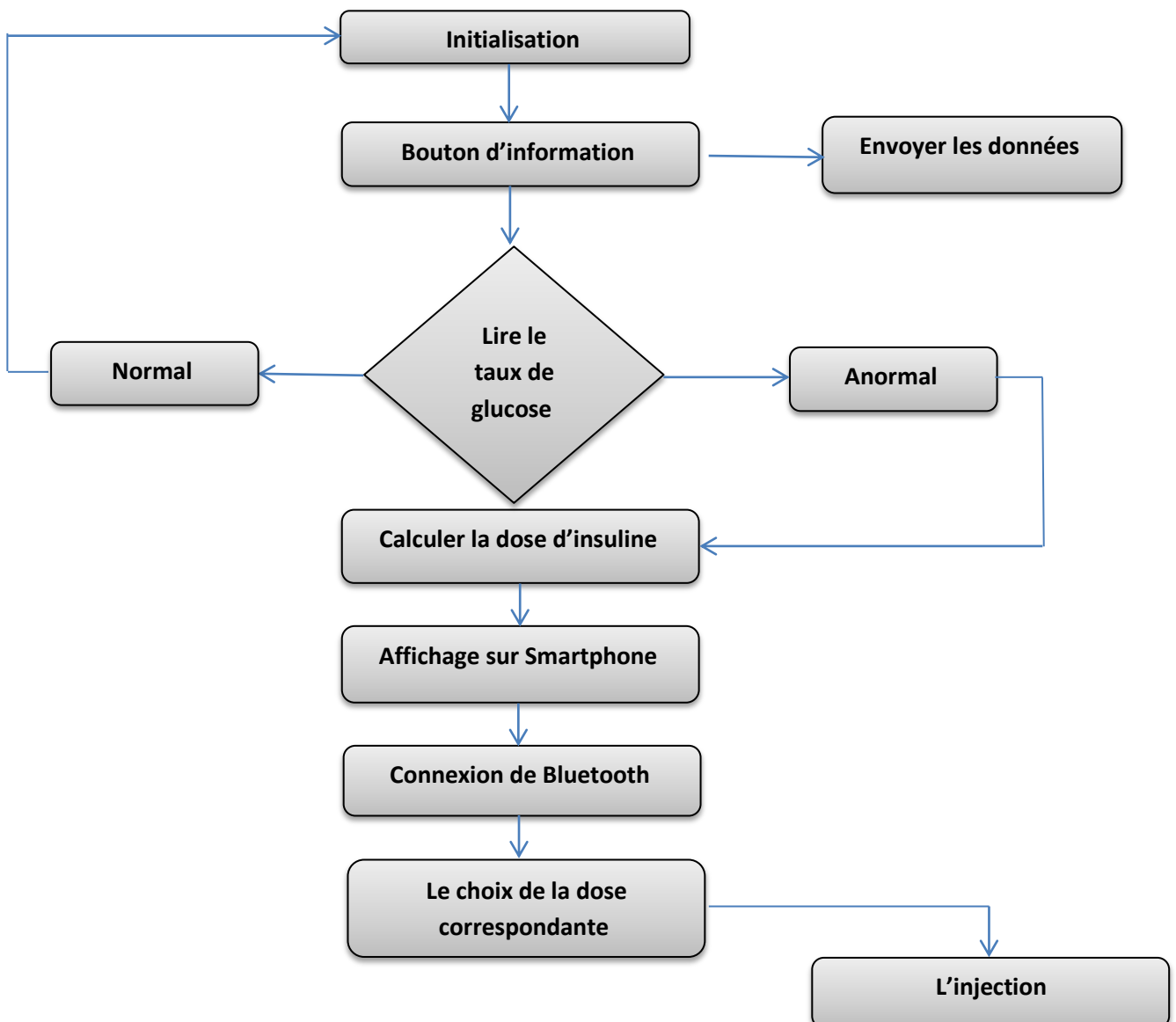


Figure II.1. L'organigramme du fonctionnement de l'objet connecté pour l'injection d'insuline.

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

Avant entamer notre conception de système d'injection automatique, nous avons mis en relief la relation entre le diabète et certains paramètres, qui affectent directement et indirectement sur les patients diabétiques.

I.1. La relation entre le diabète et certains paramètres

Nous avons essayé d'intégrer quelques paramètres à notre application tel que (EMG, Taux de Gras, Vision, Consommation Energétique (alimentation)...), après avoir étudié la relation entre le diabète et les différents paramètres comme montre le tableau 1 :

EMG	Examen incontournable pour diagnostiquer une neuropathie diabétique (Fatigue musculaire) car l'évolution symptomatique de cette maladie liée à la variation du taux de glucose dans le sang [26].
Taux de Gras	La masse de gras joue un rôle fondamental dans l'apparition du diabète. Elle libère le gras au lieu de le stocker dans le cas du diabète de type 2 [27].
Vision	Le diabète peut être responsable de plusieurs problèmes visuels lorsqu'il est mal contrôlé. Un excès de sucre dans le sang qui irrigue l'œil ne peut plus accomplir son travail adéquatement [28]. La meilleure façon de prévenir ou de ralentir les maladies de l'œil demeure un contrôle optimal de la glycémie.
Consommation Energétique	<p>On doit calculer les nombres de calories ce que le diabétique devrait prendre en compte.</p> <p>1)- Si le système alimentaire contient en 2000 Cal on doit multiplier à 50% $Cal * (50\%) = 2000 Cal$ $1g \longrightarrow 4 Cal$ $X \longrightarrow 1000 Cal \longrightarrow 1000/4 = 250g$ 250g représente le besoin quotidien de glucides. Répartissez 250 g en cinq repas (petit-déjeuner, déjeuner, après-midi et dîner) $250g/5 = 50g$ (Par repas) La ration régulière contient 15 g de glucides [29].</p> <p>2)- Indiquer comme bien 1 unité d'insuline couverte de gramme de Glucides. x' : Ratio d'insuline (1 :15), représente le nombre de glucide couvré par 1 unité d'insuline dans le ratio I:G [30]. 1 unité par 15 grammes de glucide Le nombre d'unité d'insuline du bolus = $\frac{\text{nombre des Calories (g)}}{x'}$.</p>

Tableau II.1. Relation diabète (EMG, Taux de Gras, Vision, Consommation Energétique)

Dans un premier temps, nous pourrions inclure certains paramètres à notre interface de l'application comme :

- La consommation énergétique (le nombre des calories, les carbohydrate selon l'alimentation)
- Le poids.

Car, ils sont des paramètres quantitatives par contre les autres paramètres se sont des paramètres symptomatiques.

Dans ce qui suit, nous allons entamer la partie simulation de notre prototype utilisant la carte Arduino UNO, le module Bluetooth et le servo moteur sans oublier le support de la seringue.

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

I.2. Conception du prototype

I.2.1 Vérification de branchement

Pour programmer notre système d'injection, nous allons utiliser une carte d'acquisition Arduino UNO. Le module UNO de la société ARDUINO est une carte électronique dans le cœur est un microcontrôleur ATmega328. Un module Arduino est généralement construit autour d'un microcontrôleur Atmel AVR, qui possède un régulateur linéaire de 5V, le microcontrôleur est préprogrammé avec un boot loader de façon à ce qu'un programmeur dédié ne soit pas nécessaire. Les modules sont programmés avec une connexion série mais les connexions permettant cette programmation diffèrent selon les modèles. Pour ce branchement, nous avons besoin d'une carte de programmation UNO, module Bluetooth HC-05 et un servo moteur. Nous avons utilisé le logiciel Fritzing pour vérifier notre branchement.

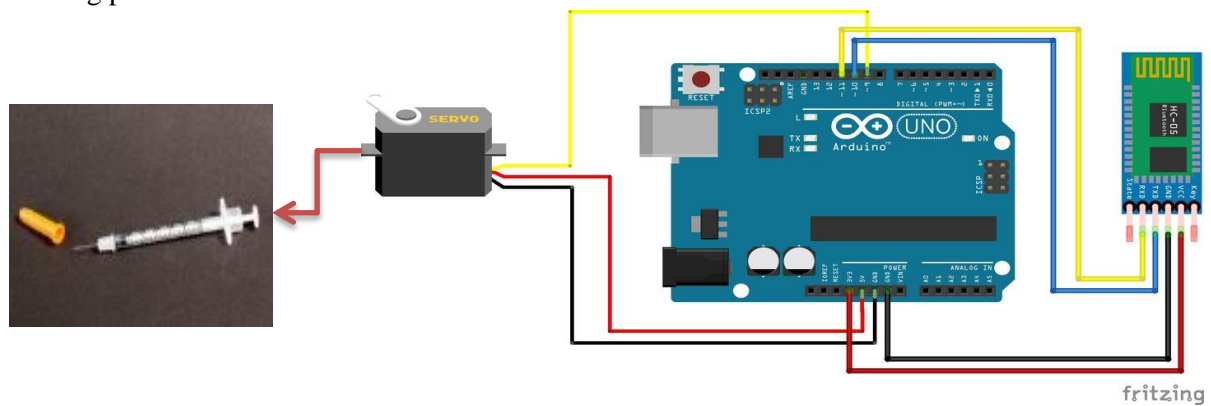


Figure II.2. Simulation du montage électrique du prototype sous Fritzing.

Le branchement de la carte Arduino UNO est décrit sur le tableau où nous avons énuméré les différents composants. Le module Bluetooth se branche avec la carte UNO comme suit :

1. Le fil jaune qui représente la partie de la réception des informations (RX) doit être raccordé au pin 11 de la carte.
2. Le fil bleu correspondant à la partie d'émission (TX) des données doit être raccordé au pin 10 de la carte.
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 :

1. Le fil noir (GND) doit être raccordé au pin GND de la carte,
2. Le fil rouge (VCC) doit être lié au pin de 5V.
3. 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 II.2. Branchement de prototype.

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

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.

I.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 coût peu onéreux.

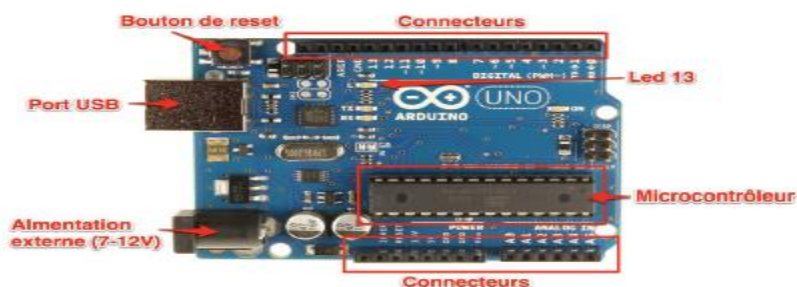


Figure II.3. Structure d'une carte Arduino UNO.

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 II.4. Caractéristiques de la carte l'Arduino UNO.

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

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.

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

Le logiciel Arduino a pour fonctions principales: [31]

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

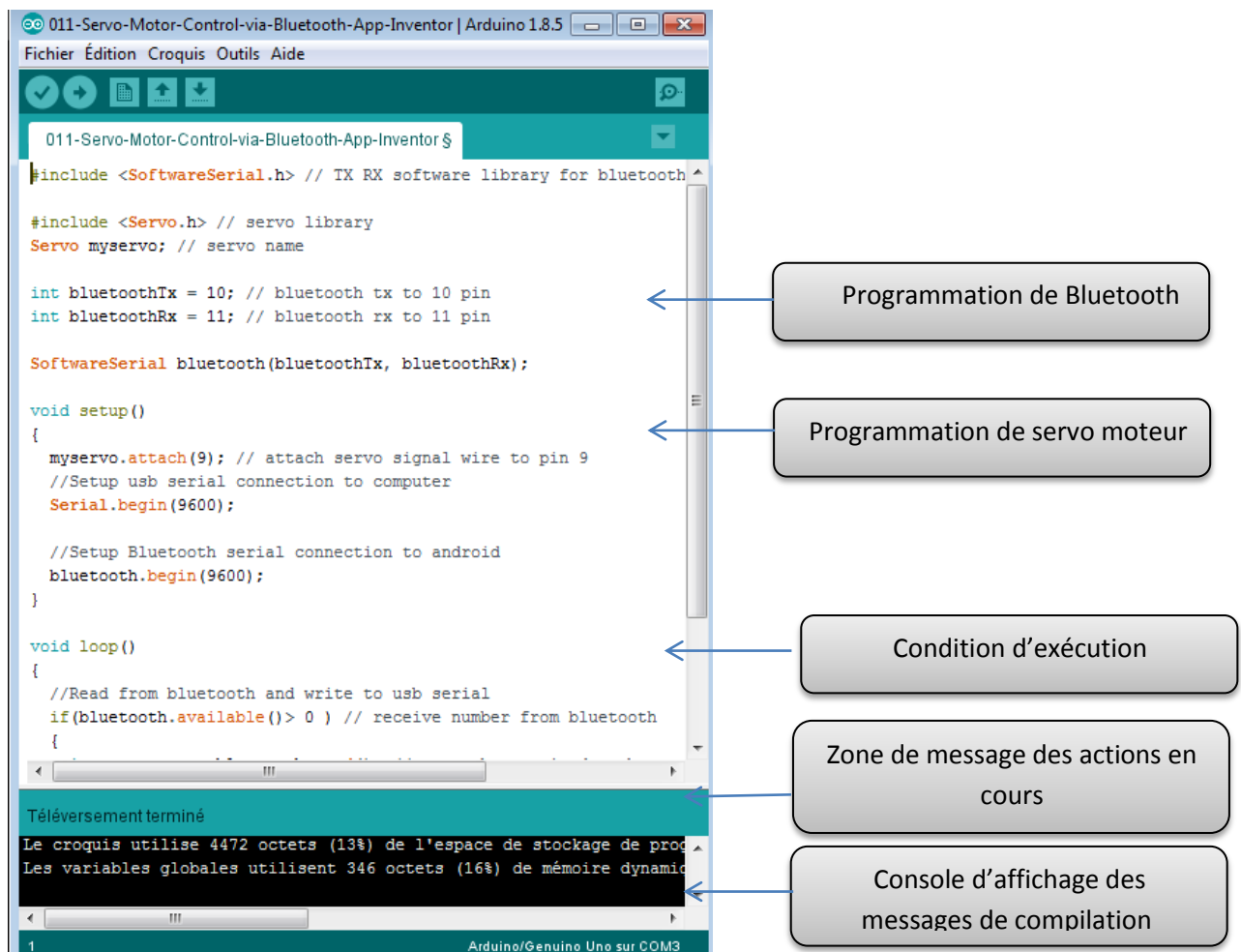


Figure II.5. Interface de logiciel Arduino.

L'espace de développement intégré (EDI) est dédié au langage Arduino et à la programmation des cartes Arduino [32]. 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

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

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 MENUS** 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.

I.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.



```
011-Servo-Motor-Control-via-Bluetooth-App-Inventor | Arduino 1.8.5
Fichier Édition Croquis Outils Aide
011-Servo-Motor-Control-via-Bluetooth-App-Inventor $
#include <SoftwareSerial.h> // TX RX software library for bluetooth
#include <Servo.h> // servo library
Servo myservo; // servo name

1 int bluetoothTx = 10; // bluetooth tx to 10 pin
  int bluetoothRx = 11; // bluetooth rx to 11 pin
  SoftwareSerial bluetooth(blueetoothTx, blueetoothRx);

2 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);
  }

3 void loop()
  {
    //Read from bluetooth and write to usb serial
    if(bluetooth.available() > 0 ) // receive number from bluetooth
    {
    }
  }

Téléversement terminé
Le croquis utilise 4472 octets (13%) de l'espace de stockage de prog
Les variables globales utilisent 346 octets (16%) de mémoire dynamique

1 Arduino/Genuino Uno sur COM3
```

Figure II.6. Structure d'un programme Arduino.

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

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.

I.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.

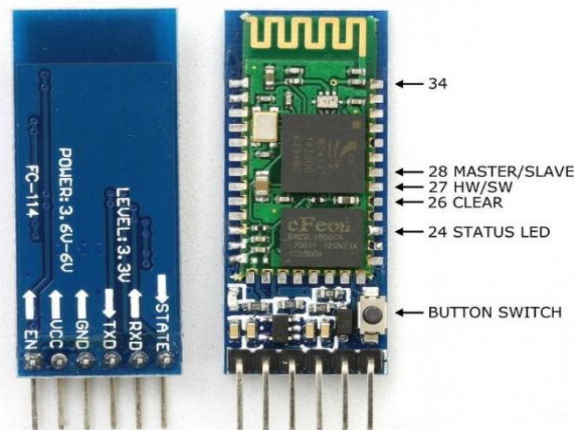


Figure II.7. Module Bluetooth HC-05.

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 [33]. 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.

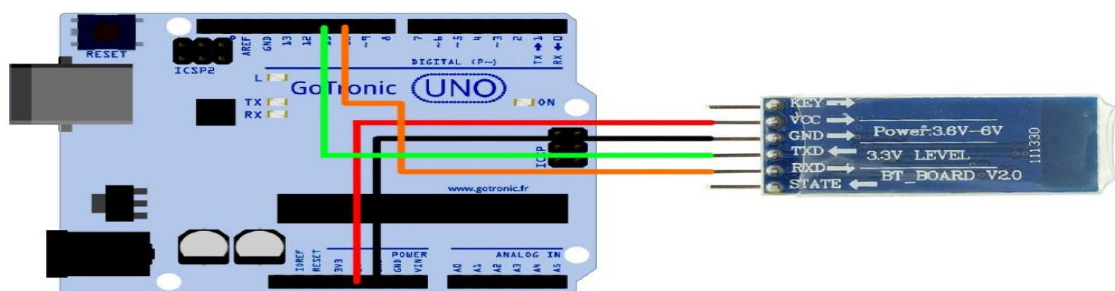


Figure II.8. Branchement du module Bluetooth/Arduino UNO [33].

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 broches 11 et

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

10. 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
5V	VCC
GND	GND
10	RXD
11	TXD

Tableau II.3. 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(blueetoothTx, blueetoothRx);

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 II.9. Programmation du module Bluetooth.

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

I.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 [34]. Il est capable d'atteindre des positions prédéterminées dans les instructions qui lui on était donné, puis de les maintenir.



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

Chapitre II. 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 II.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.

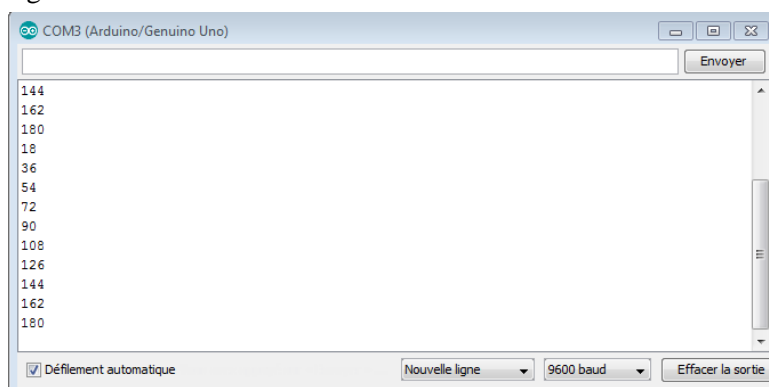
b) Programmation du servo moteur

Le programme présenté dans la figure II.11, permet de faire une connexion série servo-moteur/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 II.11. Programmation du servo moteur.

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



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

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

La Validation de l'assemblage électronique de ces composants sera plus déterminant en additionnant une seringue mécanique traditionnel. Pour cela, il est nécessaire de fabriquer un support mécanique pour faire la connexion entre la seringue et les précédents composants électroniques.

1.2.5. Assemblage de prototype

Nous avons dessiné notre support en 2D puis nous l'avons extrudé en 3D à l'aide du logiciel Autodesk Inventor. Ce logiciel est spécialisé pour la construction des images 3D compatible avec les imprimantes 3D c'est-à-dire capable de générer des fichiers à extension STL.

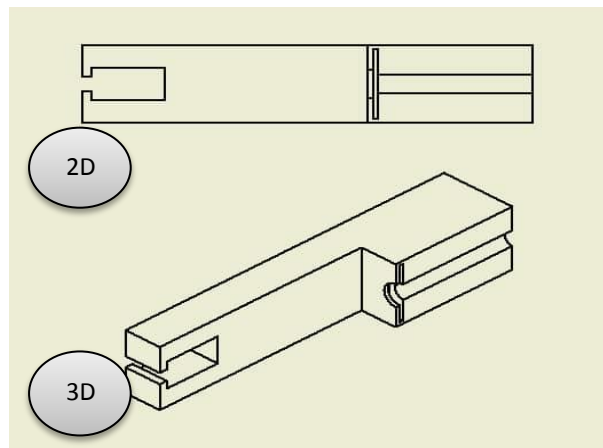


Figure II.13. Conception de support via Autodesk Inventor.

Dans le but de brancher notre prototype électronique à une seringue, nous avons utilisé l'imprimante 3D de la marque Printrbot pour réaliser le support dont le croquis est sur la figure II.3.

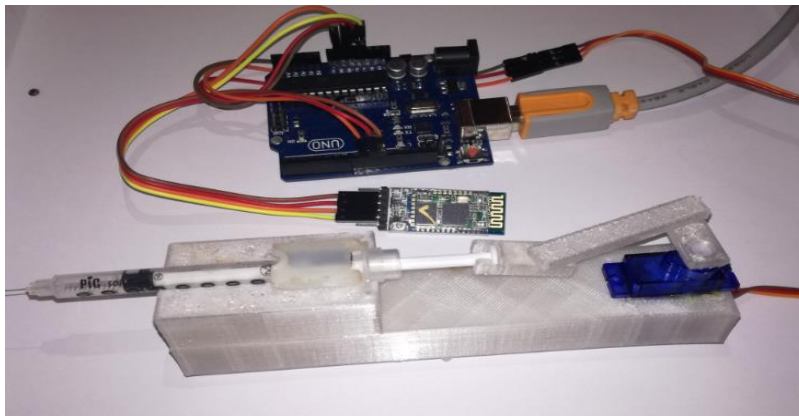


Figure II.14. Assemblage de prototype.

Nous avons utilisé le PLA de couleur transparent. L'assemblage de toutes les parties est présenté sur la figure ci-dessus.

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

1.2.6. Commande de l'injection par smartphone

Pour commander notre système d'injection par smartphone, Il faudra installer sur le Smartphone un programme comme **Bluetooth Terminal HC-05** pour Android. Le code pin par défaut est : 1234. La figure II.14 montre l'exécution sous Smartphone.

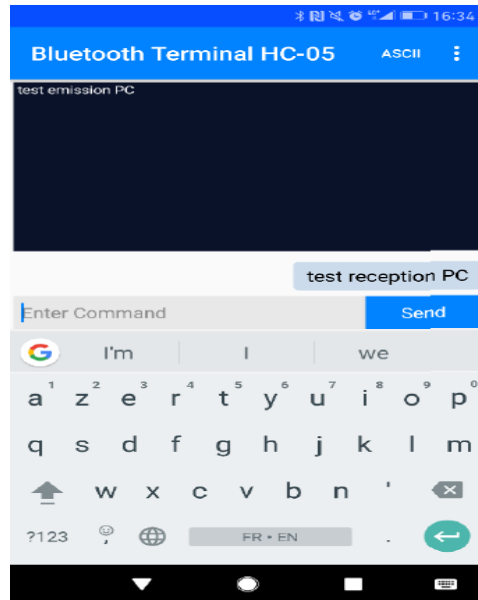


Figure II.15. Test de connectivité.

Le figure II.15 assure le test de connectivité entre le module Bluetooth et la carte UNO.



Figure II.16. Test de connectivité sur Arduino.

Il est maintenant possible de dialoguer entre le moniteur série du PC et le Smartphone. La vitesse de transfert série doit être paramétrée sur 9600 bauds si non une série de caractères illisibles apparaîtra sur le moniteur.

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

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 III.
Conception d'une
application Android

Introduction

L'Android est parmi les derniers systèmes d'exploration compatibles avec les exigences des téléphones intelligents. App Inventor est un outil de développement en ligne pour les téléphones et tablettes sous Android. App Inventor est un OS créé par Google, et concurrent de l'Ios d'Apple qui équipe l'iPad, l'iPodTouch et l'iPhone. La plateforme de développement est offerte à tous les utilisateurs possédant un compte Gmail. Elle rappelle certains langages de programmation simplifiés. La programmation est réalisée sans taper une seule ligne de code, mais simplement en associant et en paramétrant des briques logicielles toutes faites. La plate-forme MIT Inventor est une des plateformes compatible Android utilisable dans notre cas. Elle permet de s'affranchir de nombreuses contraintes par des interfaces facilement programmables. Par son caractère générique, elle permet à n'importe quel développeur de créer ses applications gratuitement. Le Framework et le système d'exploitation et outils associés ont un code source ouvert, leur accès est gratuit et illimité [35]. Nous avons choisi ce programme pour un apprentissage facile dans un temps réduit et parce que c'est une porte ouverte pour tous les programmeurs débutants. Contrairement au Matlab/Simulink (Annexe1) dans lequel j'ai eu des difficultés de simulation et d'intégrations des blocks. Le tableau suivant justifie mon choix.

Programmation sous	Matlab/Simulink	Android
Le moteur	Possible/difficile	Pas possible
Réducteur	Possible/difficile	Pas possible
Prise en compte des forces	Possible/difficile	Pas possible
Partie hydraulique	Possible/difficile	Pas possible
Bluetooth	Possible	Possible/facile
L'interface	Possible/difficile	Possible/facile
Compatibilité	Non	Java

Tableau III.1. Matlab vs Android.

L'objectif de ce qui suit est de présenter le système d'exploration Android, et l'outil de développement MIT Inventor.

I.1. Etude de la plateforme MIT Inventor

La programmation se réalise en ligne, à l'aide de son navigateur sous l'environnement logiciel Mac, Linux, ou Windows. Il est à noter qu'il est nécessaire d'avoir un compte Gmail pour accéder à internet. Les informations sont stockées sur des serveurs distants. Le concept d'App Inventor se compose de 3 étapes:

- la création de l'interface.
- la programmation pour l'assemblage des blocs afin de créer le comportement de l'application.
- Et l'émulateur qui permettra de tester l'application. L'émulateur permet de remplacer un téléphone réel pour vérifier le bon fonctionnement du programme.

Chapitre III : Conception et réalisation de l'application Android

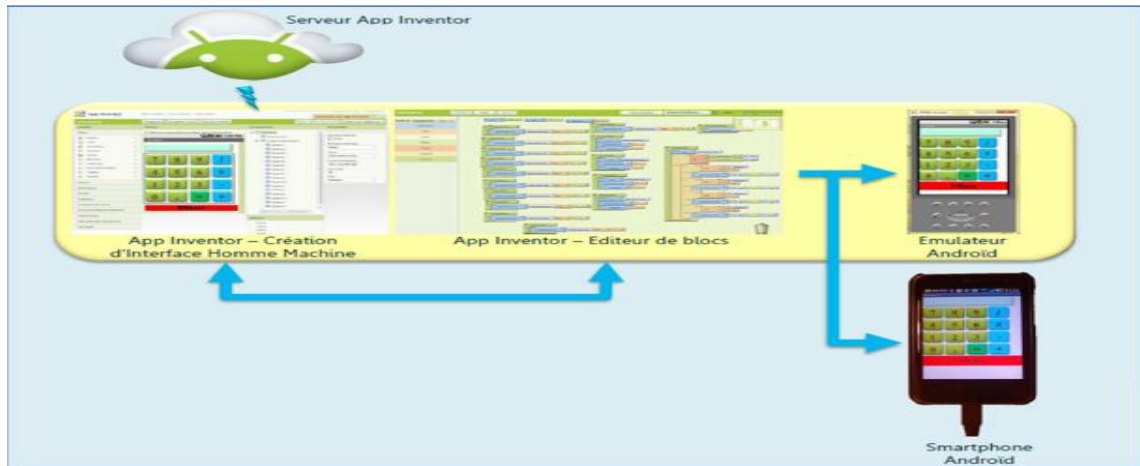


Figure III.1. Schéma du concept d'App Inventor [36].

La connexion d'un terminal réel sous Android permettra ensuite d'y télécharger le programme pour un test réel. Ce terminal pourra aussi bien être un téléphone ou une tablette où le comportement du programme sera identique. Pour commencer notre application, nous ouvrons l'interface du programme et commençons à concevoir le dessin approprié pour notre projet.

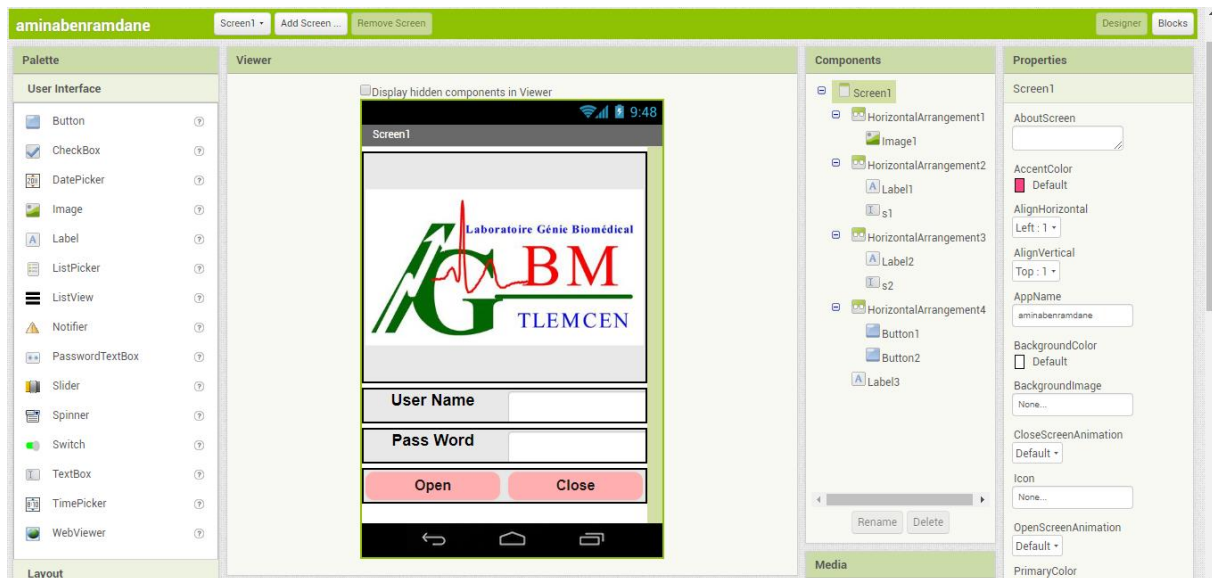


Figure III.2. Fenêtre de la création de l'interface.

Après avoir conçu l'interface d'affichage, nous nous dirigeons vers la scène de programmation, qui contient diverses commandes pour l'exécution.

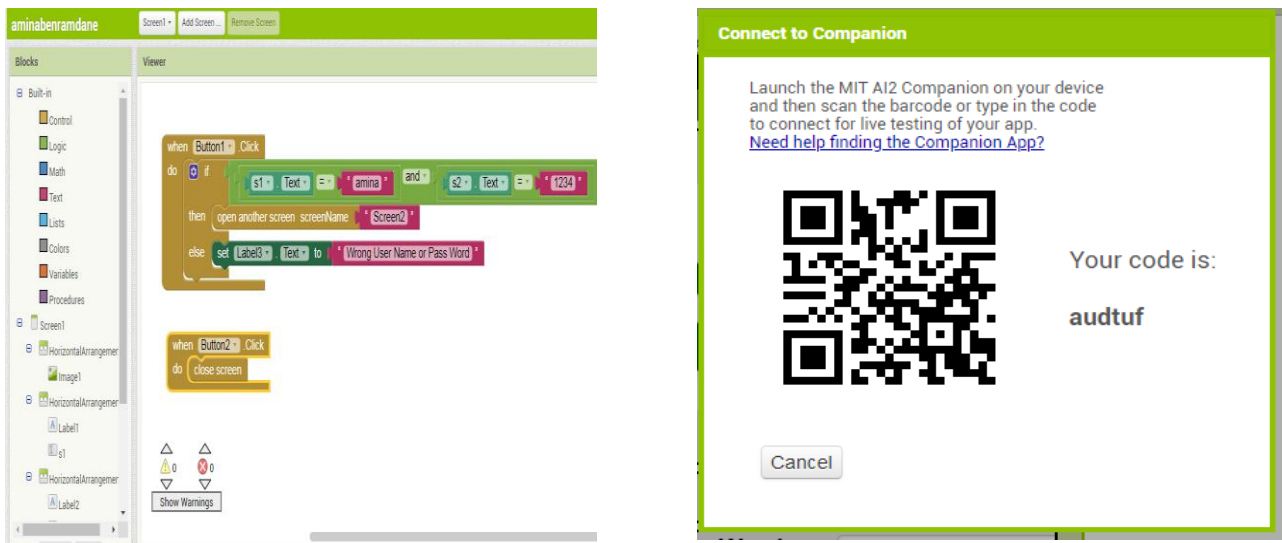


Figure III.3. a).Fenêtre de programmation graphique. b). L'émulateur de teste.

L'approche graphique ne remplace pas la réflexion et l'analyse préalable nécessaire à tout projet de développement. La logique de programmation reste également un préalable avant la mise en œuvre d'App Inventor. Par contre, elle a le mérite de masquer toute la complexité imposée par l'apprentissage d'un langage de programmation objet (ici Java), à savoir une syntaxe et des concepts parfois assez subtils. Cet apprentissage restera obligatoire pour aller plus loin notamment dans le domaine d'une spécialisation post-bac.

I.2. L'application Inventor

Pour se connecter, il faut un compte Gmail personnel (et être connecté à ce compte). Pour créer une application, nous allons sur le site : <http://ai2.appinventor.mit.edu/>. On obtient l'écran suivant :

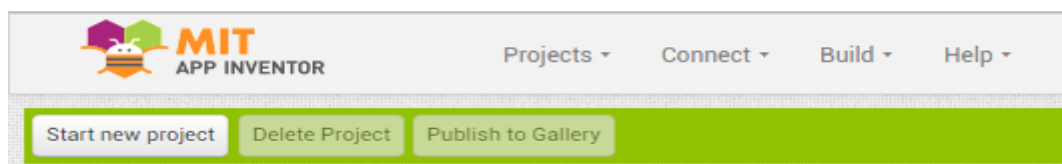


Figure III.4. L'interface de MIT APP INVENTOR.

Chapitre III : Conception et réalisation de l'application Android

Présentation des différents menus :

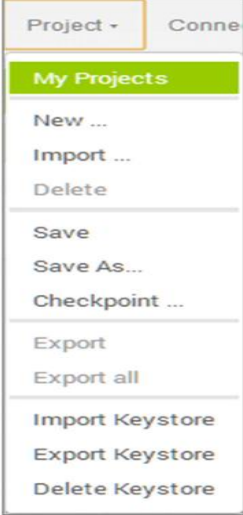
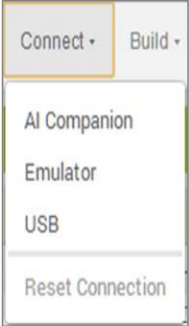
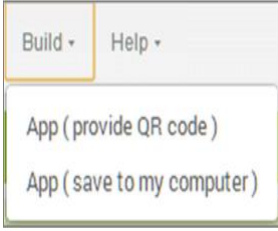
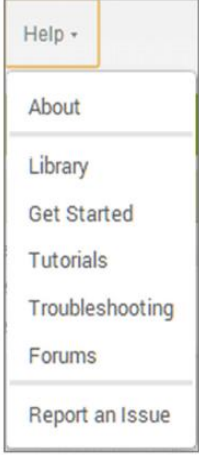
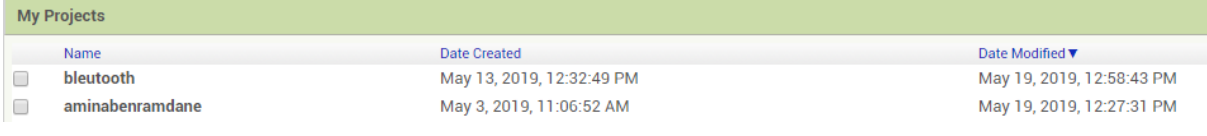
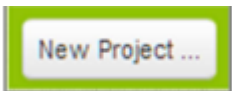
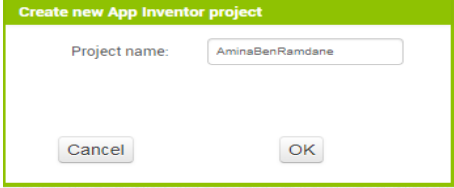
Le menu « Project »	Le menu « Connect »	Le menu « Build »	Le menu « Help »
			
<p>Permet de visualiser les projets réalisés (My Projects), de réaliser un nouveau projet (New), d'importer un projet, de sauvegarder un projet...</p>	<p>Permet de visualiser le résultat du projet soit sur l'émulateur, soit sur le Smartphone ou la tablette par l'intermédiaire du Wifi, soit par l'intermédiaire d'un câble USB</p>	<p>Permet de construire le QR code de l'application ou de sauvegarder l'application sur votre ordinateur.</p>	<p>Permet de retrouver un certains nombres de ressources, d'aides, d'exemples... en anglais !</p>

Tableau III.2. Présentation des différents menus MIT Inventor

Lorsqu'on utilise App Inventor, nous arrivons sur une page présentant les projets App Inventor de notre compte.

<p>La page principale</p>	
	
<p>Pour créer une application on clique sur le bouton « NewProject »</p>	<p>Entre le nom du projet</p>
	

Chapitre III : Conception et réalisation de l'application Android

Tableau III.3. Les principaux pages d'APP INVENTOR.

I.2.1. Création de l'interface

Pour créer une application, la première phase est la création de l'interface. Pour cela, le site affiche un écran de téléphone dans lequel nous pouvons placer, en les faisant glisser.

Il y a des éléments graphiques comme des boutons, des labels... et des éléments non graphiques comme des capteurs (ex. géo localisation...) ou des fonctions permettant d'effectuer des actions : lecteur audio, appareil photo...

L'écran se partage en 4 parties :


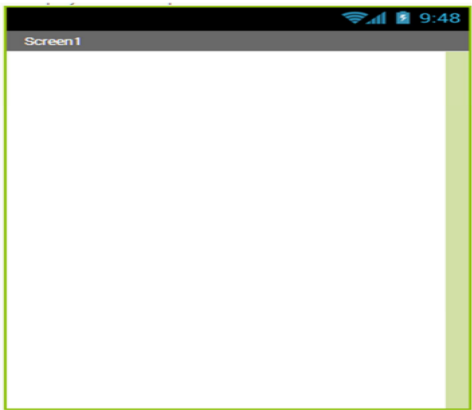
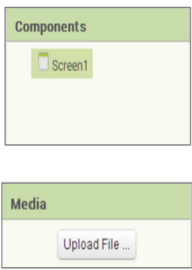
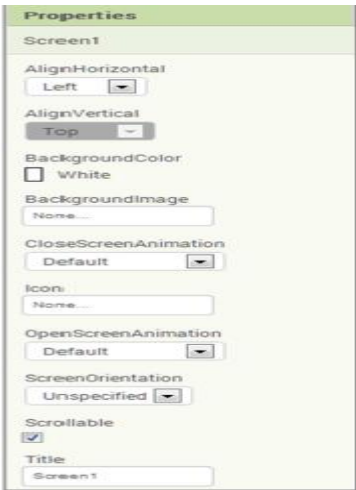
La palette contenant tous les éléments qui peuvent être positionnés sur l'écran du téléphone :	L'écran du téléphone lui-même :
	
La liste des éléments et des médias utilisés sur l'écran :	Les propriétés des différents éléments utilisés :
	

Tableau III.4. Présentation des différents menus MIT Inventor.

Chapitre III : Conception et réalisation de l'application Android

Afin de réaliser l'interface, nous pouvons prendre les différents éléments et les faire glisser sur l'écran du téléphone. Une « TextBox » qui permet de saisir du texte, un bouton, deux labels qui permettront d'afficher du texte.

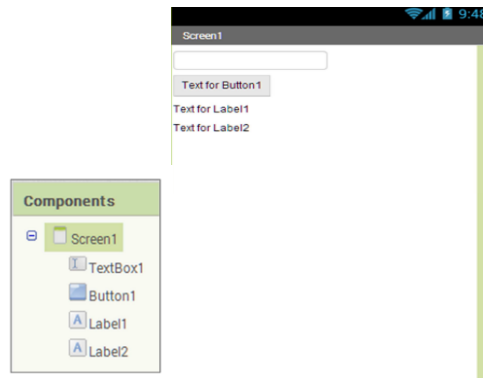


Figure III.5. Début de réalisation de l'interface.

Il faut ensuite définir les propriétés de chaque élément :


<p>Cliquer sur l'élément TextBox1 :</p> 	<p>Définir le fond de la zone de texte :</p> <p>BackgroundColor <input type="checkbox"/> None</p>	<p>Saisir le texte par défaut :</p> <p>Text Votre prénom</p>	<p>Le résultat apparaît sur l'écran :</p> 
<p>Cliquer sur le bouton :</p> 	<p>Définir la couleur du bouton :</p> <p>BackgroundColor <input checked="" type="checkbox"/> Green</p>	<p>Saisir le texte par défaut :</p> <p>Text Cliquez ici...</p>	<p>Résultat :</p> 
<p>Cliquer sur le label 1 :</p> 	<p>Choisir la couleur du fond du label :</p> <p>BackgroundColor <input checked="" type="checkbox"/> Red</p>	<p>Rendre cette zone invisible :</p> <p>Visible hidden</p>	<p>Résultat :</p> 

Figure III.6. Les propriétés de chaque élément.

L'interface est prête, pour l'enregistrement de travail

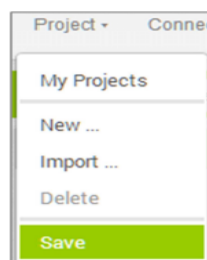


Figure III.7. L'enregistrement de l'application.

Chapitre III : Conception et réalisation de l'application Android

Une fois l'allure de notre application créée, il est nécessaire de décrire son comportement. Pour cela, il faut cliquer sur « Blocks » en haut et à droite de la page. Nous obtenons l'écran suivant :

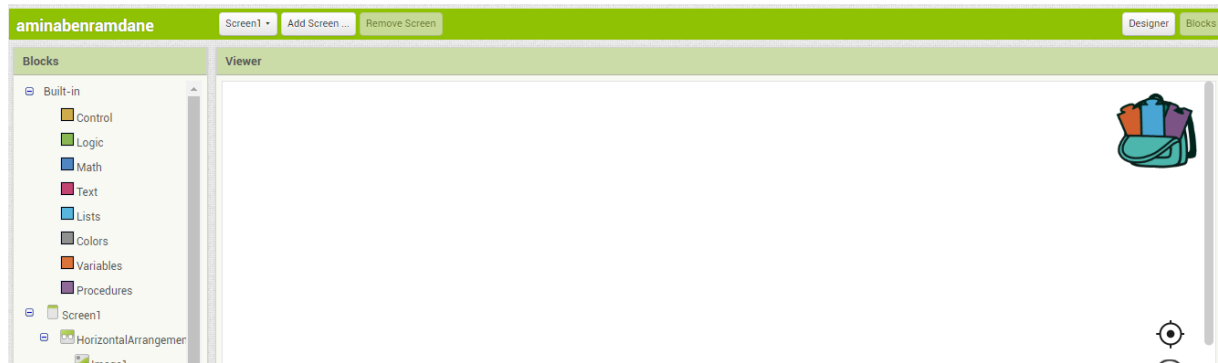


Figure III.8. L'espace de programmation.

Sur la gauche, nous avons un système d'onglets. Nous y retrouvons les différents composants que nous avons placé sur l'écran ainsi que des blocks utilitaires « Built in ». Dans l'onglet « Screen1 », nous retrouvons les éléments de l'interface :

QUAND le Bouton1 est cliqué, faire :

- La propriété Visible du Label2 soit VRAIE (donc afficher le label2)
- La propriété Visible du Label1 soit VRAIE (donc afficher le label1)
- Le label 1 : affiche le texte.

FIN

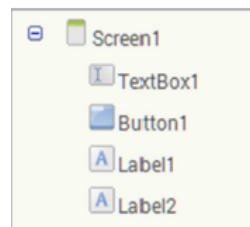


Figure III.9. Les différents composants des blocks a programmé.

I.2.2. la programmation

L'algorithme de notre application était créé à l'aide des blocs des instructions. Comme montre le tableau III.4.

Chapitre III : Conception et réalisation de l'application Android

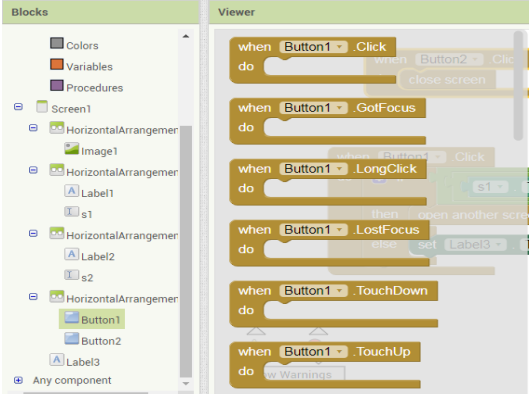

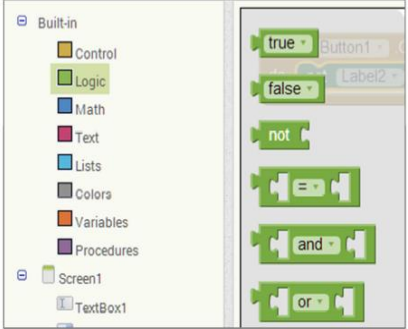
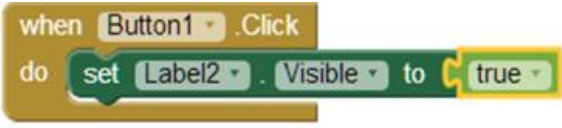
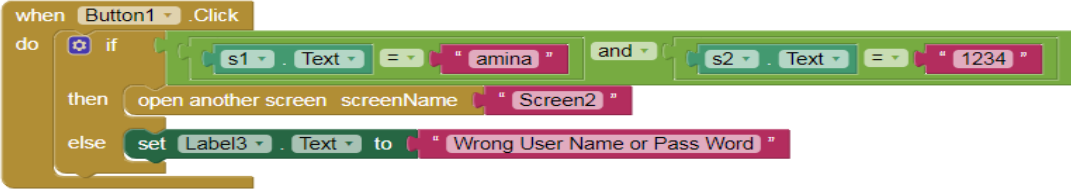
<p>On clique sur l'élément « Button1 » : des blocs apparaissent</p>	
<p>On a choisi le premier bloc, il restera en position sur la partie « Viewer » de notre écran. Ce bloc correspond à la partie de l'algorithme : QUAND le Bouton1 est cliqué, faire en sorte que : → FIN</p>	
<p>On clique ensuite sur le Label2 : Choisir le bloc «set Label2.Visible to » Positionner le block dans le bloc précédent</p>	
<p>Le label2 deviendra Visible si le clic a eu lieu (donc si VRAI) : On clique sur le bloc « True » dans la liste des blocs logiques (Logic Blocks)</p>	
<p>Le bloc reste à l'écran : le positionner à la suite du bloc « Set Label2.Visible to »... Le Label2 deviendra Visible si le clic a eu lieu</p>	
 <p style="text-align: center;">L'algorithme a été entièrement réalisé. Sauvegarder notre programme.</p>	

Tableau III.5. La réalisation de l'algorithme.

I.2.3. l'émulateur de teste

Afin de tester l'application vous pouvez choisir le test sur :

- L'émulateur : un écran s'affichera sur l'ordinateur,
- AI Companion : dans ce cas, la connexion se fera directement sur le Smartphone en wifi,
- USB : la connexion se fera sur le smartphone via un câble USB.

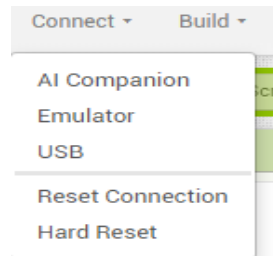


Figure III.10. Différents émulateur pour le test de l'application.

Sur le Smartphone, l'application MIT AI2 Companion doit être installée à télécharger sur le play Store. Sur le PC, l'application MIT Emulator in AI2 doit être installée

<http://appinventor.mit.edu/explore/ai2/windows.html>.

En choisissant AI Companion : un Code de 6 caractères est généré ainsi qu'un QR Code. Il suffit de saisir le code ou de scanner le QR Code pour que l'application soit visible sur le smartphone et vous pouvez ensuite la tester.

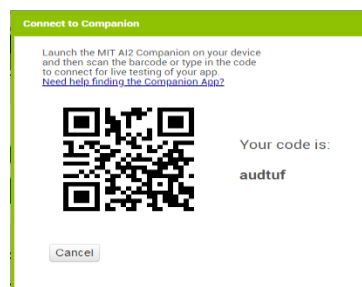
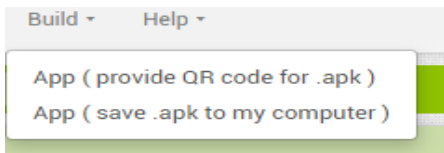



Figure III.11. AI Companion émulateur pour le teste

Le tableau III.5 donne les différentes étapes pour enregistrement de l'application.

Dans l'onglet « Build » on choisit “App (save to my computer)”	La compilation de l'application s'exécute :
	

Chapitre III : Conception et réalisation de l'application Android

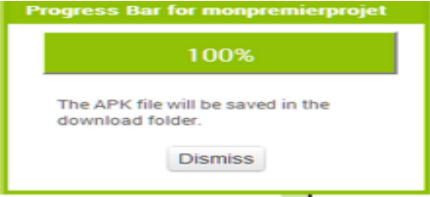
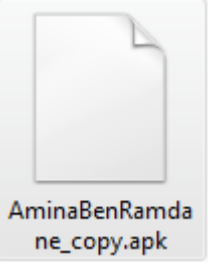
On obtient un fichier APK qui sera sauvegardé dans notre dossier téléchargement :	Application compilé : AminaBenRamdane_copy.apk est prêt pour être installé sur un Smartphone Android.
	

Tableau III.6. Les différentes étapes pour enregistrement de l'application.

Dans ce qui suit, nous allons focaliser sur l'application qu'on a conçue pour visualiser l'injection automatique de l'insuline via la transmission Bluetooth. Notre application permet aussi de stocker les informations du patient dans la plateforme Firebase. L'application sera en Anglais pour faciliter les tâches et pour une future publication. Sa structure est composée de 4 activités classées par ordre de priorité :

- Login pour la sécurité.
- Interface des informations du patient qui va stock dans la plateforme Firebas.
- Interface de calculer la quantité d'insuline nécessaire qui doit l'injecte.
- Interface de la permission de connexion Bluetooth et l'injection.

Pour notre application, nous avons choisi de la personnaliser par le décrit sur la figure ci-dessous.

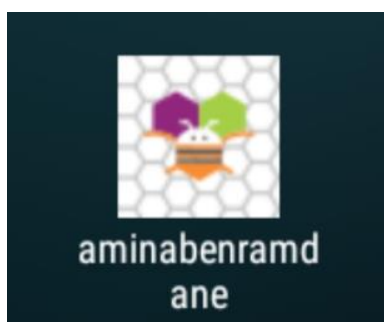


Figure III.12. L'application aminabenramdane.

L'interface principale de notre application est présentée en Figure III.11. Pour sécuriser notre application, nous avons ajouté un champ pour le nom d'utilisateur et un autre pour le mot de passe.

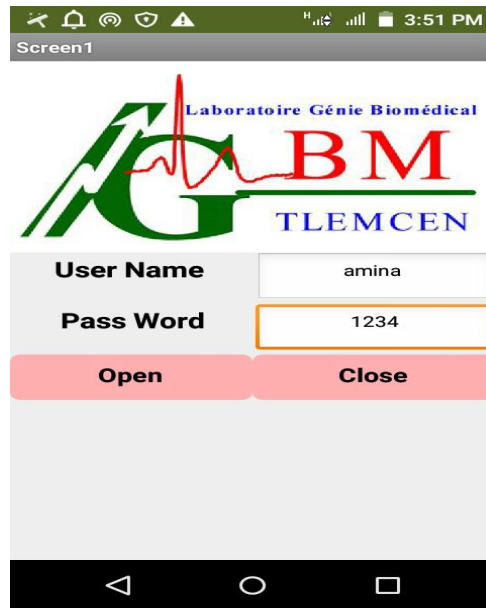


Figure III.13. Interface Login.

Dans cette partie, nous expliquons les différents Screens utilisés dans notre application concernant la manipulation de périphérique Bluetooth. Tout d'abord, nous commençons par la déclaration des informations personnelles du patient tel que le nom, le prénom, l'âge, le poids, la taille, le type de diabète, le taux de la glycémie et le mot de passe.



Figure III.14. Interface des informations du patient.

Nous pouvons définir trois intervalles de taux sucre pour une éventuelle injection d'insuline :

- Si la glycémie dans la région varie de 0.8 à 1.20 g/L, le taux de dans le sang sucre est jugé à niveau normal comme le montre la figure 15.a.

Chapitre III : Conception et réalisation de l'application Android

- Si le taux de sucre dans le sang est inférieur à 0.8 g/L, c'est-à-dire que c'est un cas de l'hypoglycémie
- Si le taux de sucre dans le sang est supérieur à 1.20 g/L, c'est-à-dire que c'est le cas l'hyperglycémie, comme le montre la figure 15.b où il est indiqué que le taux de glucose est anormal et une dose l'insuline doit être injectée.

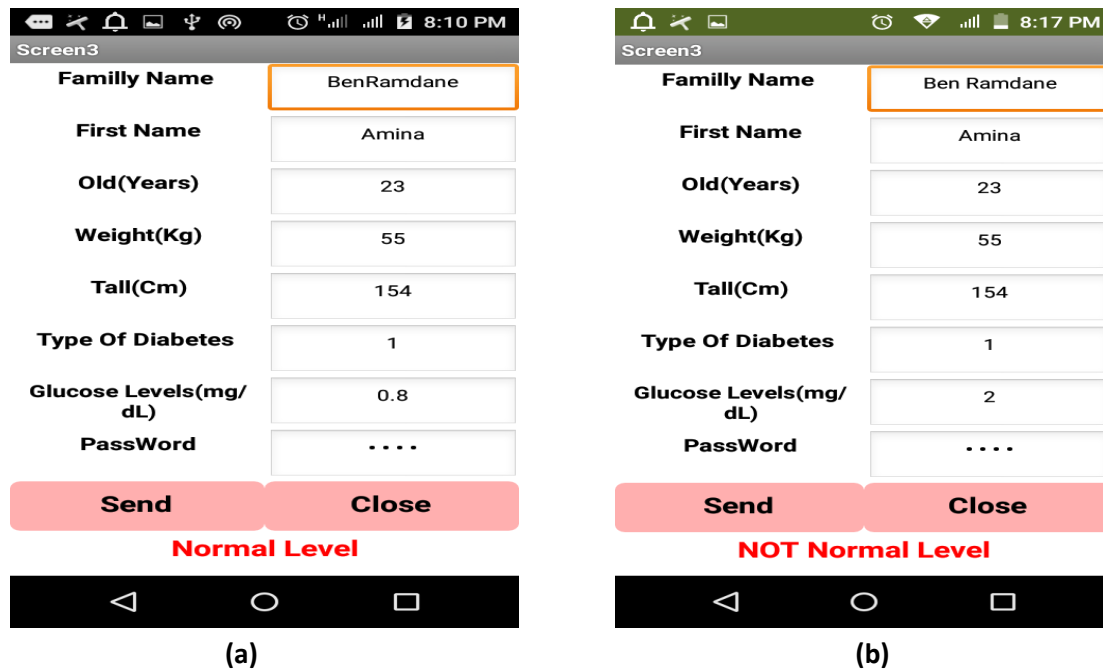


Figure III.15. Interface des informations du patient (a Normal Level, b NOT Normal Level)

Si nous cliquons sur le bouton Envoyer (Send), toutes les informations seront envoyées automatiquement et stockées 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 la plates-forme (Android, iOS et Web) sur tous les appareils. Chaque application est connectée à un seul projet Firebase. Nous pouvons ainsi gérer toutes les versions de l'application depuis la console Firebase [37].

Chapitre III : Conception et réalisation de l'application Android

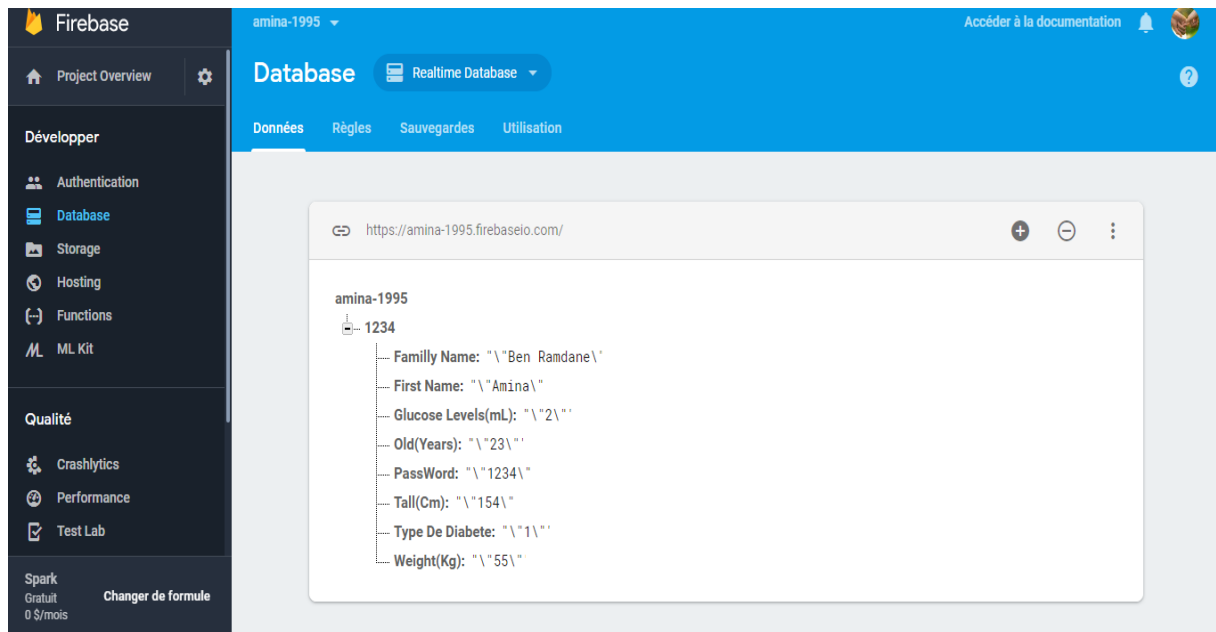


Figure III.16. Stockage des données dans la plateforme Firebase.

Ensuite, nous sauvegardons les informations du patient dans la plateforme Firebase, nous devons connaître la quantité d'insuline à injecter si le taux de sucre dans le sang est trop bas ou trop élevé.

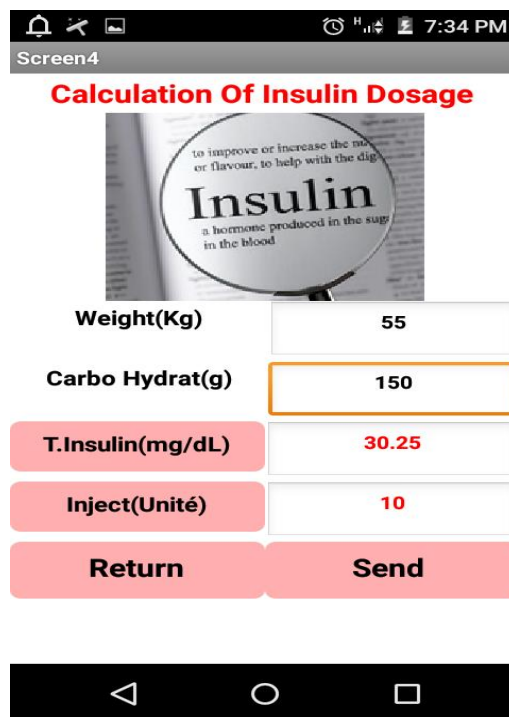


Figure III.17. Interface du calculer de la quantité d'insuline à injecter.

Pour chaque patient, nous pouvons insérer son poids. Sachant que la dose d'insuline pourra être calculée pour effectuer le calcul suivant la référence [38]:

$$\text{Le taux d'insuline quotidien} = \text{le poids (kg)} * 0.55 \text{ (mg/dL)}$$

Chapitre III : Conception et réalisation de l'application Android

Aussi, nous pouvons calculer les calories consommés par le patient pour prévoir prématurément l'injection de l'insuline. Nous offrons une liste d'aliments contenant des ratios de glucides [30], dans le but d'extraire les nombres des calories consommés.

ALIMENTS	Magnésium en mg	Calories
 Haricots verts (100 g)	180	40
 Eau minérale ROZANA (1 l)	160	0
Riz complet (100 g)	160	98
Escargots (50 g)	128	68
 Noix de cajou (40 g)	100	245
 Chocolat noir (30 g)	87	156
 Amandes (30 g)	76	190
Moules (400 g)	68	280
 1 banane	63	90
Pâtes (100 g)	59	90
Épinards (100 g)	46	25
 2 tranches pain complet (40 g)	32	92
Lentilles cuites (100 g)	32	338

Figure III.18. Liste des aliments.

Quand la quantité nécessaire pour l'injection est calculée, nous connectons l'appareil avec le Bluetooth pour envoyer la commande au moteur qui est connecté à l'Arduino.

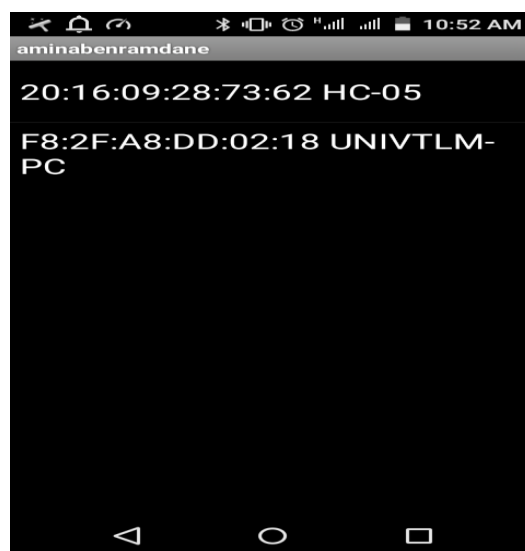


Figure III.19. Interface du choix de Bluetooth

Ainsi si la connexion Bluetooth fonctionne, nous choisissons dans la liste ci-dessous la valeur à injecter. La sélection de la quantité estimée est basée sur ce que nous avons calculé précédemment.

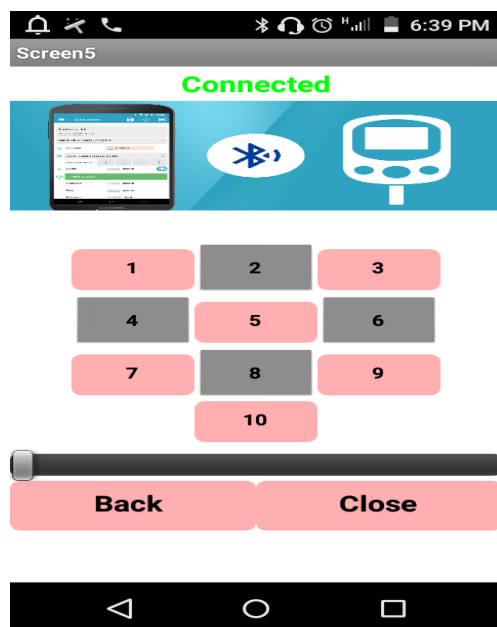


Figure III.20. Interface de la permission de connexion du Bluetooth et le servo-moteur (l'injection)

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	10	0.1
162	9	0.09
144	8	0.08
126	7	0.07
108	6	0.06
90	5	0.05
72	4	0.04
54	3	0.03
36	2	0.02
18	1	0.01

Tableau III.7. Les différentes doses selon les angles de rotation.

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



Figure III.21. Simulation de circuit avec l'application.



Figure III.22. Le prototype final de circuit avec l'application.

Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté les outils de conception et de développement d'un injecteur automatique sous MIT Inventor Android. 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 en prenant en considération les deux paramètres : poids et la consommation énergétique. Enfin grâce à la connexion Bluetooth nous injectons la dose calculée. 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 MIT Inventor.
- la validation des programmes sur Smartphone sous le support de la seringue qui a été imprimée à l'aide de l'imprimante 3D.

Le développement de la conception de l'application Android nécessite quelques 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 en prenant en considération les deux paramètres : poids et la consommation énergétique. Enfin grâce à la connexion Bluetooth nous injectons la dose calculée. Ce mode opératoire a permis de valider le concept de l'injection automatique.

Au cours de nos travaux, de nombreuses voies de recherche ont été écartées, faute de temps et manque des moyens. Cela ouvre donc beaucoup de perspective pour de futurs travaux sur le sujet. Plus tard, nous pouvons inclure le capteur de glucose pour faire le contrôle de taux de glucose et l'injection sera faite en boucle fermée. Pour sécuriser cette application, il faut envisager une connexion RFID et ZigBee sous Java.

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] G. Ciuti , L. Ricotti, A. Menciassi, and P. Dario. "MEMS sensortechnology for human Centered application in Healthcare; Physical activities; safety and environmental sensing: Av review on research activities in Italy .2015 Mar; 15(3): 6441–6468.
- [9] C.W. Huang, Y.J. Huang, P.W. Yen, H.H. Tsai, H.H. Liao, Y.Z. Juang, S.S. Lu and C.T. Lin, A CMOS wireless biomolecular sensing system-on-chip based on polysilicon.
- [13] M.J. Skladany, M .Miller, J.S . Guthermann, C.R. Ludwig, Patch-pump technology to manage type2 diabetes mellitus: hurdles to market acceptance. J. Diabetes Sci Technol 2008; 2:1147-50. [10] Mériot, C. L'insuline et ses différents modes d'injection. Actualité, Pharmaceutiques (2008), 47(478), 12–15.
- [14] A .Coffin, A. Fahem. La pompe à insuline automatique. Université de Lille Science et Technologie-POLYTHECH Lille-CRISAL : Centre de Recherche en Informatique Signal et Automatique de Lille. Projet Fin d'étude 2018,40:7-13
- [15] P.Calhoun, J . Lum., R . Beck, W. Kollman, C. (2013), Performance Comparison of the Medtronic Sof-Sensor and Enlite Glucose Sensors in Inpatient Studies of Individuals with Type Diabetes. Diabetes Technology & Therapeutics, 15(9), 758–761.
- [16] Combined insulin pump and continuous glucose monitoring system for diabetes management. In: HTIAS Hotline Service [database online]. Plymouth Meeting (PA): ECRI; 2006.
- [17] J . Weissberg Benchell, et Al. Diabetes Care 2003; 26(4):1079-87.
- [18] Real-time continuous glucose monitoring. [Target report 896]. Plymouth Meeting (PA): ECRI; 2007.
- [19] JJ. Mastrototaro, et Al. Adv Ther 2006; 23(5):725-32.
- [20] CW. Chia, et Al, Endocrinol Metab Clin North Am 2004;33(1):175-95.
- [21] MJ. Taylor, et Al. Am J, Drug Delivery 2004; 2(1):1-13.
- [22] R. Hovorka, Diabet Med 2006;23(1):1-12.
- [23] F. Chee, et al. IEEE, Trans Inf Technol Biomed 2003;7(1):43-53

- [24] E. Renard, et al, Diabetes Res Clin Pract 2006;74(Suppl 2):S173-S177.
- [25] R.Hovorka, JM.Allen et D.Elleri, Manual closed-loop insulin delivery in children and adolescents with type 1 diabetes: a phase 2 randomized crossover trial. Lancet 2010;375:702–3.
- [26] L.Guerreiro, Infirmier DE, Soins infirmiers auprès des personnes diabétiques, 2007, vol : 25.
- [27] Franceifo, Radio France Mise à jour le 09/05/2014. Publie le 12/03/2014 10 :06h. [Consulté le 10 juin 2019].
- [28] D. Greco, F. Gambina, F. Maggio, Ophthalmoplegia in diabetes mellitus: a retrospective study. Acta Diabetol. 2009;46:23-26
- [30] A.Bernier, diététiste Isabelle Galibois, PhD, diététiste, Odette Tardif, diététiste, 2006.
- [33] 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.
- [35] A.B.Krama, A.Gougui, Etude et réalisation d'une carte de contrôle par Arduino via la système Android, Master en Electrotechnique Industrielle, UNIVERSITE KASDI MERBAH OURAGLA. Le : 08/06/2015
- [36] Débuter Avec App Inventor, terminale STMG SIG 2013-2014.
- [37] International Journal of Computer Applications (0975 – 8887), Vol 179 – No.46, June 2018.
Daniel Pan. 2016. Firebase Tutorial. Octobre, 2016.
- [38] mawdoo3.com/ Comment calculer la dose d'insuline pour les diabétiques, en arabe, [Consulté le 25 mai 2019].

Références Webographies

- [4] <https://www.diabete.qc.ca/fr/comprendre-le-diabete/tout-sur-le-diabete/types-de-diabete/quest-ce-que-le-diabete>. [Consulté le 20 juin 2019].
- [7] www.com/2017/01/wearable-ecg-monitor-qardio-core-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].
- [10] www.pourquoidoctor.fr/Articles/Question-d-actu/23400-Le-pancreas-artificiel-commercialise-France-2018. [Consulté le 11 Février 2019]
- [11] www.anses.fr/fr/system/files/NUT-Ra-Glucides.pdf. [Consulté le 28 janvier 2019].
- [12] www.diabetesforecast.org/2018/02-mar-apr/consumer-guide-2018. [Consulté le 28 janvier 2019].
- [29] www.http://community.webteb.com [Consulté le 20 avril 2019].
- [31] www.arduino-france.com/review/arduino-uno. [Consulté le 28 mai 2019].
- [32] www.mon-club-elec.fr/pmwiki_reference_arduino/pmwiki.php?n=Main.DebuterPresentationLogiciel. [Consulté le 28 mai 2019].
- [34] www.supinfo.com/articles/single/296-qu-est-ce-qu-servomoteur. [Consulté le 08 juin 2019].

ANNEXE

Annexe

Annexe 1

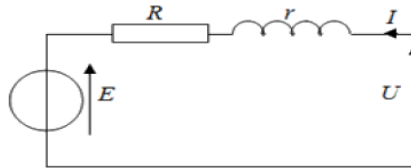
Simulation via Mtlab/simulink

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 :

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

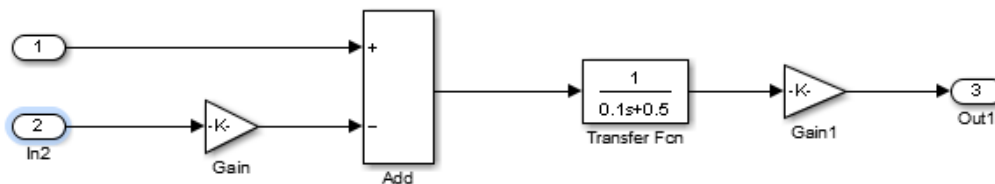
4

Donc

$$T_m = I * K_e$$

5

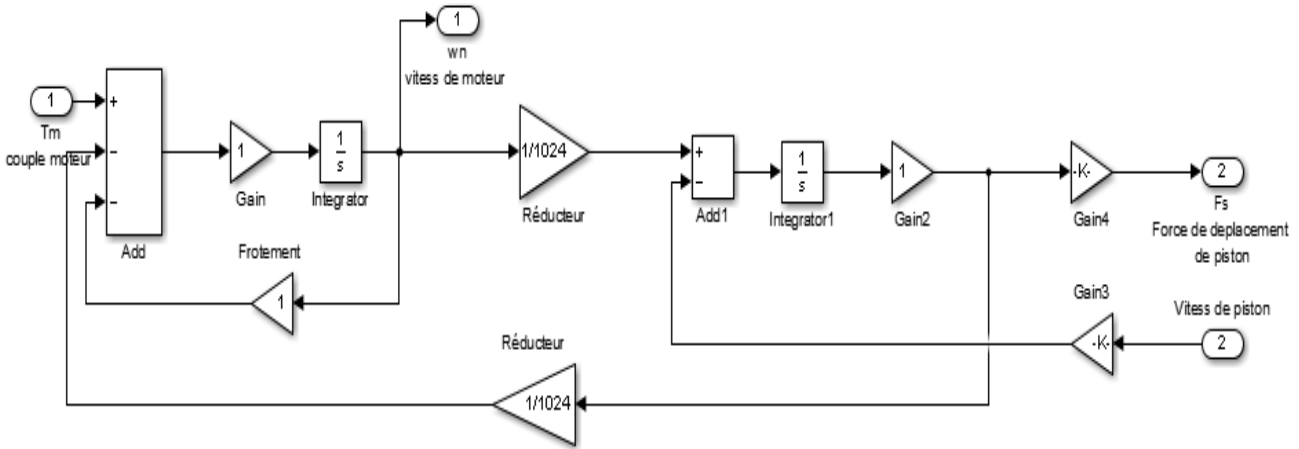
On modélise ces équations par : (sous Matlab/Simulink)



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

Annexe

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



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 :

$$Tm = J * p * Wm + rf * Wm + n * Tc \quad (6)$$

Avec

J = inertie.

rf = frottement de l’arbre moteur

n = réduction (=1/Reng)

Donc

$$Wm = J * \frac{1}{p} * (Tm - Wm * rf - n * Tc) \quad (7)$$

La vitesse en sortie du réducteur est de :

$$Wred = \frac{1}{Reng} * Wm \quad (8)$$

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

La prise en compte de la raideur (K) :

$$T = K * \theta \quad (9)$$

Or

$$\theta = \int W \quad (10)$$

Donc

$$T = K * \int W \quad (11)$$

Annexe

Pour notre système on a donc :

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

12

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

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

13

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

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

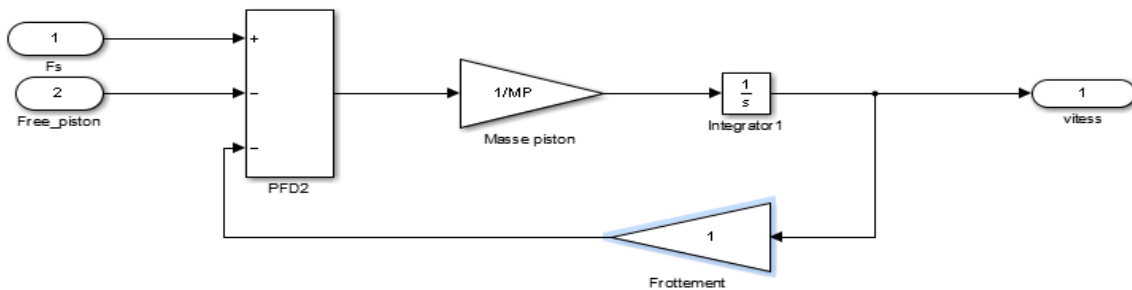
15

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.

Annexe

$$Ff = Rc * V$$

20

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 :

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

21

La pression dans la pompe :

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

22

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

$$Q_{pompe} = V * A_p$$

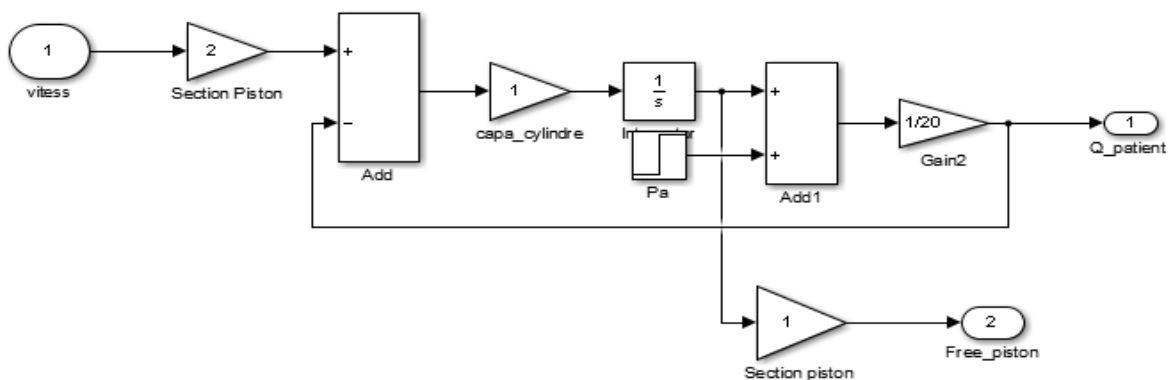
23

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

$$F_{res} = P_{cyl} * A_p$$

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

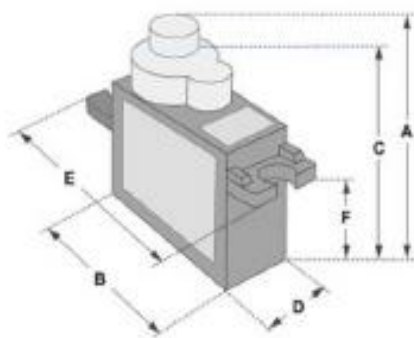
Annexe 2

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 (-)

