

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
République algérienne démocratique et populaire
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique
جامعة عين تموشنت بلحاج بوشعيب
Université –Ain Temouchent- Belhadj Bouchaib



Projet de Fin d'Etudes
Dans le cadre de l'arrêté ministériel 1275
« Un diplôme, une startup »
Projet de Fin d'Etudes
Pour l'obtention du diplôme de Master
Domaine : Science et Technologie
Filière : Electrotechnique
Spécialité : Commande électrique
Thème :

La conception et la réalisation d'une pompe d'insuline

Présenté Par :

Mr SLATNA imad eddine M2 Electrotechnique

Devant le jury composé de :

Dr. AOUIMER Djillali	MCB	U.AinTémouchent	Président
Dr BENDIMRED .M	MCA	U.AinTémouchent	Examinatrice
Pr BELARBI Lahcen	Pr	U.AinTémouchent	Invité d'honneur
Dr.BENAZZABaghdadi	MCA	U.AinTémouchent	Encadrant
Dr. BELAID Boumedyen	MCB	U Oran1 Ahmed Ben Bella	Encadrant
Dr BADIR.B .L	MCB	U.AinTémouchent	Co-Encadrante
Pr.BOUTOUBA Mohamed	Pr	U.AinTémouchent	Représentant de l'incubateur

Dédicace

Louange à Dieu pour l'amour, les remerciements et la gratitude depuis le début et la fin.

(وأخر دعوانهم أن الحمد لله رب العالمين)

À mes chers parents,

Je vous dédie ce travail avec toute ma gratitude et mon amour. Votre soutien, vos sacrifices, et vos encouragements m'ont permis de réaliser ce projet.

Merci pour tout.

À mes amis, **Hammouti Sidi Mouhamed** et **Maamar Mouhamed Amine**,

Merci pour votre aide précieuse et votre soutien tout au long de ce mémoire. Votre présence et vos encouragements ont été d'une grande importance pour moi.

Avec toute ma reconnaissance,

Ce travail vous est dédié.

Remerciement

Avant tout, nous adressons nos remerciements les plus sincères à **ALLAH, le Tout-Puissant**, pour la volonté, la santé et la patience qu'Il nous a accordées tout au long de ces années d'études. C'est grâce à Son soutien que nous avons pu mener à bien ce travail, que nous espérons utile et porteur d'impact.

Nous exprimons également notre profonde gratitude à **Dr. BENAZZA Baghdadi**, **Dr. BELAID Boumedyen**, et **Dr. BADIR.B L**, qui ont accepté de nous encadrer. Leur bienveillance, leur sérieux et leur sens des responsabilités ont constitué une source précieuse d'encouragement. En dépit de leurs nombreux engagements, ils ont toujours su se montrer disponibles et à l'écoute depuis les premiers jours de notre projet.

Un merci particulier est également adressé à notre invité d'honneur le Doyen de la faculté de Science et Technologie le **Pr BELARBI Lahcen**, ainsi qu'à tous les membres de notre université, pour leur coopération, leur aide précieuse et la sympathie qu'ils n'ont cessé de nous témoigner tout au long de ce parcours. Leur soutien a grandement contribué à la réussite de ce modeste travail.

Nous tenons à remercier chaleureusement les membres du jury, notamment le président, **Dr. AOUMER Djillali**, les examinateurs, **Dr BENDIMRED .M**, ainsi que le représentant de l'incubateur, **Pr. BOUTOUBA Mohamed**. Veuillez trouver dans ces lignes l'expression de notre respect sincère et de notre profonde reconnaissance pour le temps et l'attention que vous avez consacrés à l'évaluation de ce travail.

Enfin, nos remerciements éternels vont à nos **parents**, nos **frères**, ainsi qu'à nos familles et nos amis, pour leur soutien inestimable. Nous adressons également un grand merci à toutes les personnes qui, de près ou de loin, ont contribué à la réalisation de ce projet. À toutes et à tous, notre reconnaissance la plus profonde.

Résumé

Le diabète est une maladie chronique qui touche un nombre croissant de personnes à travers le monde. Sa gestion requiert un suivi constant des niveaux de glucose dans le sang accompagné d'une administration précise d'insuline, des tâches souvent contraignantes pour les patients. Avec l'augmentation de la prévalence du diabète, la nécessité d'une méthode de gestion de ce dernier d'une manière non invasive et contrôlée fait l'objet de notre projet de fin d'étude, offrant aux patients diabétiques une qualité de vie plus confortable et sécurisée.

C'est dans ce contexte que notre projet, "InsuVida Techno," prend tout son sens. Nous avons développé un dispositif innovant qui vise à automatiser l'administration d'insuline en fonction des besoins du patient. Ce système utilise la photopléthysmographie (PPG) pour surveiller en temps réel les variations du glucose dans le sang, offrant ainsi une solution plus intelligente et plus réactive à la gestion du diabète.

Grâce à l'intégration de technologies avancées telles que la carte ESP32, notre réalisation permet un suivi continu du taux de glucose, une estimation précise des variations glycémiques avec l'envoi et l'affichage sans fil (wifi/bluetooth) des paramètres de la glycémie mesurée par notre dispositif à un smartphone et sur un afficheur OLED tout en administrant l'insuline adaptée en cas d'hyperglycémie ou d'hypoglycémie en alertant le patient par une alarme. L'administration de l'insuline est assurée par une pompe qu'on a pu mettre en œuvre avec l'utilisation d'un moteur pas à pas contrôlé par l'ESP32. Garantissant ainsi une réponse appropriée et rapide aux fluctuations des niveaux de glucose.

Notre projet a pour objectif d'améliorer significativement la qualité de vie des patients diabétiques en leur offrant une solution automatisée et non invasive pour le contrôle de leur maladie, tout en contribuant à la recherche dans le domaine des dispositifs médicaux intelligents.

Mots clés : PPG, ESP32, diabète, wifi/bluetooth, smartphone, moteur pas à pas.

Abstarct

Diabetes is a chronic disease affecting an increasing number of people worldwide. Its management requires continuous monitoring of blood glucose levels with precise insulin administration, tasks often burdensome for patients. With the increasing prevalence of diabetes, there is a need for a non-invasive and controlled method of managing it, offering diabetic patients a more comfortable and secure quality of life. It is in this context that our project "InsuVida Techno" takes on its full meaning. We have developed an innovative device aimed at automating insulin administration based on patient needs. This system uses photoplethysmography (PPG) to monitor real-time blood glucose variations, thus providing a more intelligent and responsive solution for diabetes management. Through the integration of advanced technologies such as the ESP32 board, our project allows continuous glucose tracking, precise estimation of glycemic variations with wireless (WiFi/Bluetooth) sending and display of glycemic parameters measured by our device to a smartphone and OLED display while administering appropriate insulin in cases of hyperglycemia or hypoglycemia and alerting the patient by an alarm. Insulin administration is ensured by a pump implemented using a stepper motor controlled by ESP32, thus guaranteeing an appropriate and rapid response to glucose level fluctuations. Our project aims to significantly improve the quality of life of diabetic patients by offering them an automated and less invasive solution for controlling their disease, while contributing to research in the field of smart medical devices.

Keywords: PPG, ESP32, diabetes, WiFi/Bluetooth, smartphone, stepper motor.

مرض السكري هو مرض مزمن يؤثر على عدد متزايد من الأشخاص حول العالم. يتطلب إدارته متابعة مستمرة لمستويات الجلوكوز في الدم مع إعطاء دقيق للأنسولين، وهي مهام غالبًا ما تكون مرهقة للمرضى. مع تزايد انتشار مرض السكري، هناك حاجة ملحة لطريقة غير جراحية ومراقبة لإدارته، مما يوفر لمرضى السكري جودة حياة أكثر راحة وأمانًا. في هذا السياق يأتي مشروعنا "InsuVida Techno" لقد طورنا جهازًا مبتكرًا يهدف إلى أتمتة إعطاء الأنسولين وفقًا لاحتياجات المريض. يستخدم هذا النظام التصوير الضوئي الوعائي (PPG) لمراقبة التغيرات في مستوى السكر في الدم في الوقت الفعلي، مما يوفر حلاً أكثر ذكاءً وتفاعلية لإدارة مرض السكري. من خلال دمج التقنيات المتقدمة مثل لوحة ESP32، يتيح مشروعنا مراقبة مستمرة لمستوى السكر، وتقدير دقيق للتغيرات في نسبة السكر مع إرسال وعرض لاسلكي (WiFi/Bluetooth) لمعلومات السكر المقاسة على الهاتف الذكي وشاشة OLED مع إعطاء الأنسولين المناسب في حالات ارتفاع أو انخفاض السكر مع تنبيه المريض بواسطة إنذار. يتم إعطاء الأنسولين عن طريق مضخة تم تنفيذها باستخدام محرك خطوي يتحكم فيه ESP32، مما يضمن استجابة مناسبة وسريعة لتقلبات مستويات السكر. يهدف مشروعنا إلى تحسين جودة حياة مرضى السكري من خلال تقديم حل آلي وأقل تدخلًا للتحكم في مرضهم، مع المساهمة في البحث في مجال الأجهزة الطبية الذكية.

الكلمات المفتاحية: PPG، ESP32، السكري، WiFi/Bluetooth، الهاتف الذكي، المحرك الخطوي.

Table des matières

Dédicace.....	I
Remerciement.....	II
Résumé.....	III
Abstarct.....	IV
Liste des figures.....	X
Liste des tableaux.....	XI
Glossaire.....	XII
Introduction général.....	1
Chapitre I Généralité sur le Diabète et Technique de Mesure du PPG.....	4
1.1. Introduction.....	5
1.2. Historique et évolution de la compréhension du diabète.....	5
1.3. Définition du Pancréas.....	6
1.4. Fonction du Pancréas.....	6
1.4.1. Fonction Endocrine.....	6
1.4.2. Fonction Exocrine.....	6
1.5. Symptômes de Maladies du Pancréas.....	7
1.5.1. Symptômes du Diabète.....	7
1.5.2. Ictère (Jaunisse).....	7
1.5.3. Douleur Abdominale.....	7
1.5.4. Problèmes Digestifs.....	7
1.6. Définition du diabète.....	8
1.7. Classification du diabète.....	8
1.7.1. Diabète de Type 1.....	8
1.7.2. Diabète de Type 2.....	8
1.7.3. Diabète Gestationnel.....	8
1.7.4. Autres Types Spécifiques de Diabète.....	9
1.8. Facteurs de risque et causes du diabète.....	9
1.8.1. Facteurs de Risque et Causes du Diabète de Type 1.....	9
1.8.2. Facteurs de Risque et Causes du Diabète de Type 2.....	9
1.8.3. Facteurs de Risque et Causes du Diabète Gestationnel.....	10
1.8.4. Facteurs de Risque et Causes des Autres Types Spécifiques de Diabète.....	10
1.9. Symptômes et signes cliniques du diabète.....	11
1.9.1. Symptômes Communs à Tous les Types de Diabète.....	11
1.9.2. Symptômes Spécifiques du Diabète de Type 1.....	11
1.9.3. Symptômes Spécifiques du Diabète de Type 2.....	12

I.9.4. Symptômes Spécifiques du Diabète Gestationnel	12
I.9.5. Signes Cliniques Observés par les Professionnels de Santé.....	12
I.10. Normes de taux de glucose et Seuils de Diabète	12
I.10.1. Taux de glucose à jeun.....	13
I.10.2. Taux de Glucose Après un Repas (2 heures après un Repas).....	13
I.11. Complications Aiguës du Diabète	13
I.11.1. Hypoglycémie.....	13
I.11.2. Acidocétose Diabétique (ACD)	13
I.11.3. Syndrome HyperosmolaireHyperglycémique (SHH).....	14
I.12. Complications chroniques du diabète	14
I.12.1. Neuropathie Diabétique	14
I.12.2. Rétinopathie Diabétique.....	15
I.12.3. Néphropathie Diabétique	15
I.12.4. Maladies Cardiovasculaires.....	15
I.12.5. Pied Diabétique	15
I.12.6. Complications Bucco-dentaires.....	16
I.13. Photopléthysmographe	16
I.13.1. Présentation du signal PPG	16
I.13.2. Principe du photopléthysmographe.....	17
I.13.3. Technique de mesure du signal photopléthysmogramme	17
I.14. Conclusion.....	18
Chapitre II Outils de Développement	19
II.1. Introduction	20
II.2.ESP32	20
II.3. Afficheur OLED 0.96".....	21
II.3.1. Caractéristiques principales de l'afficheur OLED 0.96"	21
II.3.2. Connexion de l'afficheur OLED 0.96"	21
II.4. contrôleur de charge TP4056.....	21
II.4.1. Caractéristiques principales	21
II.5. Capteur encodeur HC-020K	22
II.5.1 Caractéristiquesdu HC-020K	22
II.5.3 Utilisationdu HC-020K.....	22
II.6. Module AD620	23
II.6.1. Caractéristiques.....	23
II.6.2. brochage	23
II.7. LED IR.....	23
II.7.1. Caractéristiques.....	23
II.8. Phototransistor BPX43.....	24

II.8.1. Caractéristiques.....	24
II.8.2. Schéma de Connexion	24
II.9. Moteur pas à pas.....	25
II.9.1. Caractéristiques du Moteur Pas à Pas 28BYJ-48	25
II.10. Pilot ULN2003	25
II.10.1. Caractéristiques.....	25
II.10.2. Connexion du Moteur 28BYJ-48 au Pilote ULN2003	26
II.11. Buzzer actif magnétique 5v.....	26
II.11.1. Caractéristiques Principales	26
II.12. Environnement de Développement Intégré (IDE).....	27
II.12.1. Logiciel Arduino	28
II.12.2. Principe général d'utilisation.....	29
II.13. MATLAB	29
II.12. ProteusISIS	30
II.13. Flutter	31
II.13.1. Caractéristiques.....	31
II.13.1. Utilisation	31
II.14. Android Studio	32
II.14.1. Caractéristiques.....	32
II.14.2. Utilisation	32
II.15. Java	33
II.15.1. Caractéristiques.....	33
II.15.2. Utilisation	33
II.16. Visual Studio	34
II.16.1. Caractéristiques.....	34
II.16.2. Utilisation	34
II.17. Dart.....	35
II.17.1. Caractéristiques.....	35
II.17.2. Utilisation	35
II.18. MongoDB	35
II.18.1. Caractéristiques.....	36
II.18.2. Utilisation	36
II.19. Conclusion.....	36
Chapitre III Réalisation Pratique de la Pompes à Insuline.....	37
III.1. Introduction	38
III.2. Schéma synoptique générale.....	38
III.3. Etude pratique du dispositif.....	38
III.3.1. Recueil de signal PPG.....	39

III.3.2.Mise en forme.....	39
III.3.4.ESP 32	40
III.4.Acquisition du signal PPG	41
III.5.Etalonnage.....	42
III .5.1. Estimation du taux de glucose dans le sang.....	42
III.5.2. Implémentation du signal PPG sous Arduino.....	48
III.6. Pompe d'injection d'insuline automatisée	49
III.5.1. Composants principaux	51
III.5 .2. Principe de fonctionnement global	53
III.6.Développement d'une Application Smartphone Dédiée au monitoring du diabète	54
III.6.1.La réalisation d'Insuvida Techno	54
III.6.2.Visualisation et lecture des données.....	54
III.6.3.Intégration avec Arduino et ESP32.....	55
III.6.4.Tests et validation	55
III.6.5.Illustrations de l'application Insuvida	55
III.6.6.Organisation de la base de données	59
III.7 .Conclusion :.....	59
Conclusion Général.....	60
Bibliographies.....	61
Annexe A	64
Annexe B	68

Liste des figures

Figure I.1 Coupe anatomique du pancréas	7
Figure I.2 forme de signal PPG	16
Figure I.3 Loi de Beer-Lambert.....	17
Figure I.4 Principe du PPG	18
Figure II.1 carte ESP32.....	20
Figure II.2 L'afficheur OLED 0.96".....	21
Figure II.3 contrôleur de charge TP4056	22
Figure II.4 capteur encodeur HC-020K	22
Figure II.5 Module AD620.....	23
Figure II.6 Photo transistor BPX43	24
Figure II.7 Moteur Pas à Pas 28BYJ-48 et le Pilot ULN2003.....	25
Figure II.8 brochage de Moteur Pas à Pas avec le Pilot ULN2003	26
Figure II.9 Buzzer actif magnétique 5v.....	27
Figure II.10 Matériel (Hardware)	27
Figure II.11 IDE arduino.....	28
Figure II.12 MATLAB.....	29
Figure II.13 ISIS.....	30
Figure II.14 flutter	31
Figure II.15 Android Studio	32
Figure II.16 java	33
Figure II.17 visual studio	34
Figure II.18 Dart.....	35
Figure II.19 Mongo DB	35
Figure III.1 Schéma bloc générale	38
Figure III.2 circuit de détection du PPG sous PROTEUS.....	38
Figure III.3 Filtre passe haut sous ISIS.....	39
Figure III.4 schéma global du prototype réalisé pompe d'insuline.....	39
Figure III.5 visualisation du signal PPG sur IDE arduino.....	40
Figure III.6 PPG visualisé sous matlab.....	41
Figure III.7 Schéma bloc générale.....	41
Figure III.8 Appareil de mesure commercial PRECIGO	42
Figure III.9 appareil de mesure commercial ISUCARE	42
Figure III.10 corrélation SPEARMAN	43
Figure III.11 graphique de dispersion des taux de glycémie en fonction d'amplitude.....	43
Figure III.12 graphique de dispersion des taux de glycémie en fonction d'amplitude.....	47
Figure III.13 prototype de la Pompe d'injection d'insuline automatisée	49
Figure III.14 estimation du taux de glycémie sur IDE arduino	50
Figure III.15 prototype de la Pompe d'injection d'insuline automatisée	51
Figure III.16 partie actionneur.....	52
Figure III.17 Dispositif d'administration d'insuline épicroânienne	53
Figure III.18 Logo d'application smartphone.....	55
Figure III.19 Présentation de l'application page 1	55
Figure III.20 Présentation de l'application page 2	55
Figure III.21 Présentation de l'application page 3	55
Figure III.22 Présentation de l'application page 4	55
Figure III.23 Présentation de l'application page 5	57
Figure III.24 inscription d'utilisateur	57
Figure III.25 visualisation de signal PPG sur application	58
Figure III.26 page d'archives	58

Liste des tableaux

Tableau III.1 les tests réalisés avec deux appareils ISUCARE et PRECIGO et notation de signal PPG45
Tableau III.2 les coefficients de corrélation avec deux technique46
Tableau III.3 résultat des équations mathématique linéaire entre les deux grandeurs ISUCARE47
Tableau III.4 résultat des équations mathématique linéaire entre les deux grandeurs PRECIGO48
Tableau III.5 Les coefficients a et b liant la glycémie avec le signal PPG48

Glossaire

- PPG** : Photoplethysmography (Photopléthysmographie)
CNAS : Caisse Nationale des Assurances Sociales
SAV : Service Après-Vente
R&D : Recherche et Développement (Research and Development)
ISO : International Organization for Standardization (Organisation Internationale de Normalisation)
IT : Information Technology (Technologies de l'Information)
ES32 : EspressifSystems Puce
LCD : Liquid Crystal Display
OIED : Organic Light-Emitting Diode
IoT : Internet of Things
I2C : Inter-Integrated Circuit

Introduction général

Introduction Général

Le diabète est l'une des maladies les plus répandues à l'échelle mondiale qui ne cesse d'augmenter. Affectant des millions de personnes [1], cette pathologie chronique se caractérise par un déséquilibre du taux de glucose dans le sang, nécessitant une gestion rigoureuse pour prévenir des complications graves. Face à cette situation, l'innovation technologique joue un rôle clé dans l'amélioration des dispositifs de suivi et de traitement du diabète[2].

Avoir un dispositif qui répond à toutes les attentes et besoins des patients diabétiques sans avoir à ce piquer à répétition pour avoir leur taux de glucose comme le dicte la méthode conventionnelle, est le rêve de toutes personnes atteinte de cette maladie chronique néanmoins le souhait des parents ayants un enfants diabétique à des fins de faciliter leur vie quotidienne, voire même l'injection automatisée de l'insuline[3].

Dans cette optique on s'est intéressé dans notre projet de fin d'étude à concevoir un dispositif médical portatif qui prend en charge le prélèvement du taux de glucose par le biais d'une méthode non invasive basé sur le signal PPG suivie par une injection adaptée et sécurisée de l'insuline[4].

Le domaine médical a bénéficié de l'apparition du signal PPG en tant qu'un outil de diagnostic. En revanche dans notre prototype on a usitéle signal PPG à des fins de calculer le taux de glucose en garantissant un suivie en temps réel de la glycémie et cela en appliquant un traitement du signal du PPG.

Dans notre projet de fin d'étude, nous proposons une chaine d'acquisition du signal photopléthysmographique ainsi qu'une pompe à insuline qui fonctionne en utilisant l'électronique embarquée, également l'électronique programmée. En permettant de combiner les performances de la programmation à celles de l'électronique. Où le cœur de notre travail s'articule sur l'ESP32 chargé de numériser le signal PPG et de l'envoyer par la suite à un PC et un smartphone.

Parmi nos contributions s'inscrit :

- La réalisation d'un photoléthysmographe.
- La conception d'une pompe à insuline.
- Le développement d'une application software sur smartphone dédiée au monitoring de la glycémie.

Afin de mieux cerner notre travail, nous avons structuré ce mémoire en trois chapitres.

Le premier chapitre est consacré à une étude détaillé sur le diabète ainsi que quelques bases de la photopléthysmographie.

Le second chapitre est dédié à une étude des outils matériels et logiciels utilisés pour la réalisation de notre prototype.

Le troisième chapitre à mis en valeur l'étude pratique de la chaine d'acquisition du circuit PPG ainsi que la conception de la pompe à insuline suivie par une partie d'étalonnage du signal acquis, en terminant par l'implémentation software de l'application que nous avons développé via flutter par androïde studio dédié au suivi de la maladie du diabète en temps réel.

Introduction Général

Le mémoire est achevé par une conclusion générale qui regroupe le contenu de ce projet de fin d'étude. La section Annexe joint les fichiers techniques des composants utilisés dans ce travail ainsi que les photos des circuits réalisés.

Chapitre I Généralité sur le Diabète et Technique de Mesure du PPG

I.1. Introduction

Le diabète est une maladie très répandue dans le monde entier, touchant toutes tranches d'âge, y compris les enfants. C'est une pathologie chronique qui nécessite une gestion rigoureuse et un suivi médical constant [1]. D'où l'idée nous est venue de concevoir un dispositif dédié à l'injection d'insuline aux patients en cas de besoin, de manière automatique. Ce dispositif vise à améliorer la qualité de vie des patients en leur offrant une solution plus pratique et non invasive pour la gestion de leur diabète. Pour cela, une bonne compréhension du diabète, de ses causes et de ses symptômes est nécessaire pour bien mener notre recherche, qui fera l'objet du présent chapitre.

I.2. Historique et évolution de la compréhension du diabète

L'histoire du diabète remonte à des millénaires. Voici un aperçu succinct de son évolution au fil du temps [5]:

- **Antiquité** : Les premières références au diabète remontent à l'Antiquité, où les médecins égyptiens et grecs ont décrit des symptômes associés à cette maladie.
- **Égypte Ancienne** : Les Égyptiens ont identifié des symptômes de diabète et ont observé l'association entre l'urine sucrée et la maladie.
- **Grèce Antique** : Les médecins grecs, tels qu'Areteaeus de Cappadoce, ont utilisé le terme "diabète" pour décrire une affection qui fait passer l'eau à travers le corps comme un siphon.
- **Moyen Âge** : Pendant cette période, le diabète était souvent diagnostiqué par le goût sucré de l'urine.
- **17ème siècle** : Thomas Willis, un médecin anglais, a fait des progrès significatifs en identifiant le lien entre le diabète et le pancréas.
- **18ème siècle** : Les progrès se poursuivent avec la découverte de la distinction entre le diabète de type 1 et le diabète de type 2.
- **19ème siècle** : La découverte de l'insuline est l'événement le plus marquant de cette période, attribué à Frederick Banting, Charles Best et leurs collègues en 1921.
- **20ème siècle** : L'insuline devient disponible pour les patients diabétiques, révolutionnant leur traitement et leur qualité de vie.
- **Années 1950** : Les premiers tests sanguins de glucose sont développés, permettant un meilleur contrôle de la glycémie.
- **Années 1970** : Les stylos à insuline sont introduits sur le marché, offrant une méthode d'administration plus pratique pour les patients diabétiques.
- **Années 1980** : Les premiers moniteurs de glycémie personnels deviennent disponibles, permettant aux patients de surveiller leur glycémie à domicile.
- **Années 1990** : Les traitements par pompe à insuline et les capteurs de glycémie en continu commencent à émerger, offrant un contrôle encore plus précis de la glycémie.
- **21ème siècle** : La recherche sur le diabète se concentre sur de nouvelles thérapies, telles que la thérapie cellulaire et la génomique, ainsi que sur des approches de prévention plus efficaces [3].

- **Évolution Épidémiologique** : Le diabète devient un problème de santé publique majeur dans le monde entier, avec une augmentation significative du nombre de cas, en grande partie due à des facteurs tels que l'obésité et le mode de vie sédentaire [3].
- **Perspectives d'avenir** : Malgré les progrès réalisés, la lutte contre le diabète reste un défi majeur, nécessitant une approche holistique impliquant la prévention, le dépistage précoce, un traitement efficace et une recherche continue pour de nouvelles stratégies de lutte contre la maladie.

I.3. Définition du Pancréas

Le pancréas est une glande située derrière l'estomac, dans la cavité abdominale. Il mesure environ 15 à 25 centimètres de long et a une forme allongée qui ressemble à une feuille plate (voir figure 1).

Le pancréas remplit des fonctions endocrines et exocrines essentielles. Ses rôles dans la régulation de la glycémie et la digestion sont cruciaux pour le maintien de l'homéostasie corporelle et la santé globale. Une dysfonction du pancréas, comme dans le cas du diabète, peut avoir des conséquences graves sur la santé et nécessite une gestion médicale appropriée. Les dysfonctionnements du pancréas, que ce soit par destruction auto-immune, résistance à l'insuline, ou dommages physiques, conduisent directement au développement des différents types de diabète. Une compréhension approfondie de la fonction du pancréas et de la physiopathologie du diabète est cruciale pour la gestion et le traitement efficace de cette maladie [6].

I.4. Fonction du Pancréas

I.4.1. Fonction Endocrine

- ✓ **Production d'Insuline** : Le pancréas contient des groupes de cellules appelées îlots de Langerhans, qui produisent des hormones essentielles. Les cellules bêta des îlots de Langerhans sécrètent l'insuline (figure 1), une hormone qui régule le taux de glucose dans le sang en facilitant son entrée dans les cellules pour être utilisé comme source d'énergie ou stocké sous forme de glycogène dans le foie et les muscles [5].
- ✓ **Production de Glucagon** : Les cellules alpha des îlots de Langerhans produisent le glucagon (figure 1), une hormone qui agit de manière opposée à l'insuline. Lorsque le taux de glucose dans le sang est bas, le glucagon stimule la conversion du glycogène stocké dans le foie en glucose, augmentant ainsi le taux de sucre dans le sang [5].
- ✓ **Autres Hormones** : Le pancréas produit également d'autres hormones, comme la somatostatine, qui régule la sécrétion d'autres hormones, et le polypeptide pancréatique, qui aide à réguler les fonctions exocrines et endocrines du pancréas.

I.4.2. Fonction Exocrine

- ✓ **Production d'Enzymes Digestives** : Le pancréas sécrète des enzymes digestives dans le duodénum (la première partie de l'intestin grêle) via un réseau de canaux. Ces enzymes, notamment l'amylase (qui décompose les glucides), la lipase (qui décompose

les graisses), et les protéases comme la trypsine et la chymotrypsine (qui décomposent les protéines), jouent un rôle essentiel dans la digestion des aliments[5].

- ✓ **Sécrétion de Bicarbonate** : Le pancréas produit également du bicarbonate, qui neutralise l'acidité du chyme (le mélange semi-digéré des aliments et des sucs gastriques) provenant de l'estomac, créant un environnement optimal pour l'action des enzymes digestives dans l'intestin grêle[5].

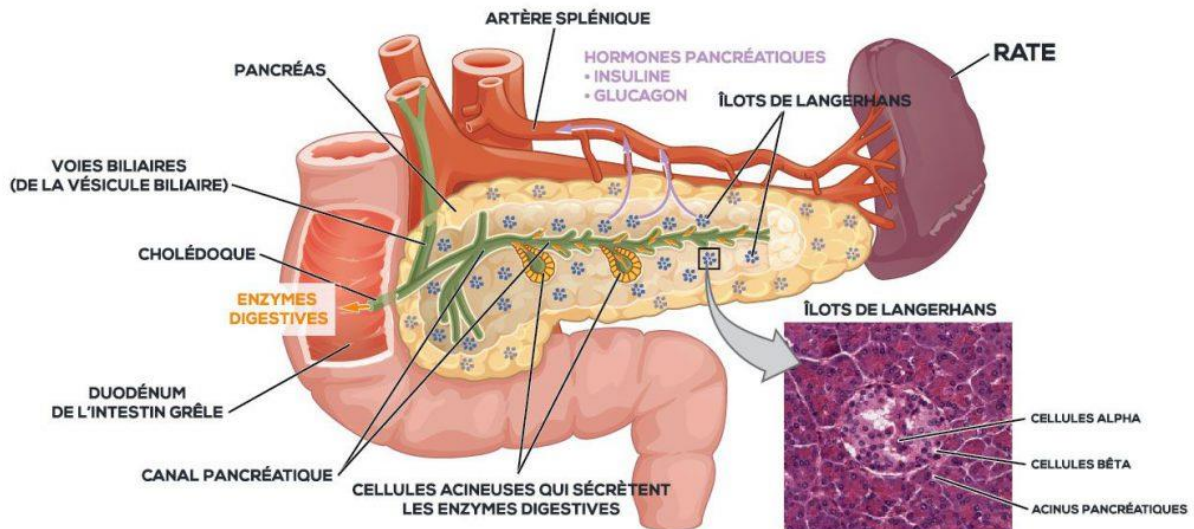


Figure I.1 - Coupe anatomique du pancréas [2]

I.5. Symptômes de Maladies du Pancréas

I.5.1. Symptômes du Diabète

- Soif excessive (polydipsie).
- Urination fréquente (polyurie).
- Fatigue et faiblesse.
- Vision floue.

I.5.2. Ictère (Jaunisse)

- Jaunissement de la peau et des yeux.
- Urines foncées et selles pâles.

I.5.3. Douleur Abdominale

- Douleur persistante ou récurrente dans le haut de l'abdomen, souvent irradiant vers le dos.
- Douleur augmentée après les repas ou en position allongée.

I.5.4. Problèmes Digestifs

- Nausées et vomissements.

- Diarrhée ou selles grasses et malodorantes (stéatorrhée).
- Perte de poids involontaire.

I.6. Définition du diabète

Le diabète est une maladie chronique caractérisée par un taux élevé de glucose (sucre) dans le sang, connu sous le nom d'hyperglycémie. Cette condition survient soit en raison d'une production insuffisante d'insuline par le pancréas, soit en raison de l'incapacité de l'organisme à utiliser efficacement l'insuline produite. L'insuline est une hormone essentielle qui régule le taux de glucose dans le sang en facilitant son absorption par les cellules pour être utilisé comme source d'énergie. Le diabète, s'il n'est pas bien géré, peut entraîner diverses complications graves, affectant notamment le cœur, les vaisseaux sanguins, les yeux, les reins et les nerfs[1].

I.7. Classification du diabète

Le diabète peut être divisé en plusieurs catégories principales, dont chaque type de diabète présente des caractéristiques distinctes en termes de causes, de manifestations cliniques et de traitements, ce qui nécessite une approche individualisée pour la prise en charge de la maladie[6].

I.7.1. Diabète de Type 1

Ce type de diabète survient lorsque le système immunitaire attaque et détruit les cellules bêta du pancréas, qui sont responsables de la production d'insuline. Il apparaît généralement dès l'enfance ou l'adolescence, mais peut aussi survenir chez les adultes[6].

- **Caractéristique principale :** Absence totale de production d'insuline.
- **Traitement :** Administration quotidienne d'insuline via injections ou pompe à insuline.

I.7.2. Diabète de Type 2

Le diabète de type 2 est la forme la plus courante de diabète. Il résulte d'une résistance à l'insuline, où les cellules de l'organisme ne répondent pas correctement à l'insuline, combinée à une production insuffisante d'insuline par le pancréas. Il est souvent associé à des facteurs de risque tels que l'obésité, le manque d'activité physique et les antécédents familiaux de diabète[7].

- **Caractéristique principale :** Résistance à l'insuline et insuffisance relative de production d'insuline.
- **Traitement :** Changements de mode de vie (alimentation équilibrée, exercice), médicaments antidiabétiques, et parfois insuline.

I.7.3. Diabète Gestationnel

Ce type de diabète se développe pendant la grossesse chez les femmes qui n'étaient pas diabétiques auparavant. Il est causé par les hormones de la grossesse ou par une insuffisance de production d'insuline, généralement ce type de diabète est temporaire mais peut augmenter le risque de développer un diabète de type 2 à l'avenir[9].

- **Traitement** : Il nécessite une surveillance étroite de la glycémie, une alimentation appropriée, de l'exercice, et parfois de l'insuline pour maintenir un niveau de glucose normal.

I.7.4. Autres Types Spécifiques de Diabète

Cette catégorie comporte diverses formes de diabète résultant de conditions spécifiques, telles que les maladies génétiques (diabète monogénique), les maladies pancréatiques (pancréatite, cancer du pancréas), les maladies endocriniennes et certains médicaments (par exemple, corticostéroïdes). Certains médicaments et substances chimiques peuvent également induire une hyperglycémie[6].

- **Traitement** : Le traitement varie en fonction de la cause sous-jacente et peut inclure des médicaments, des ajustements de mode de vie et parfois de l'insuline.

I.8. Facteurs de risque et causes du diabète

La compréhension des différents ces facteurs de risque et causes du diabète est essentiel pour la prévention, le dépistage précoce et la gestion efficace du diabète[8].

I.8.1. Facteurs de Risque et Causes du Diabète de Type 1

A. Cause

- **Auto-immunité** : Le système immunitaire attaque les cellules bêta productrices d'insuline dans le pancréas.
- **Génétique** : Présence de certains gènes qui augmentent la susceptibilité au diabète de type 1.
- **Environnement** : Exposition à des virus ou d'autres facteurs environnementaux qui déclenchent une réponse auto-immune chez les personnes génétiquement prédisposées.

B. Facteurs de Risque

- **Antécédents familiaux** : Avoir un parent ou un frère/sœur atteint de diabète de type 1.
- **Géographie** : Incidence plus élevée dans certaines régions, comme les pays nordiques.
- **Âge** : Apparition généralement pendant l'enfance, l'adolescence ou le début de l'âge adulte.

I.8.2. Facteurs de Risque et Causes du Diabète de Type 2

A. Cause

- **Résistance à l'insuline** : Les cellules du corps deviennent résistantes à l'action de l'insuline.
- **Insuffisance de production d'insuline** : Le pancréas ne produit pas suffisamment d'insuline pour surmonter la résistance.

B. Facteurs de Risque

- **Obésité** : L'excès de graisse corporelle, en particulier autour de l'abdomen, est un facteur de risque majeur.

- **Mode de vie sédentaire** : Manque d'activité physique contribue à la résistance à l'insuline.
- **Alimentation** : Régime riche en calories, en gras saturés, en sucres ajoutés, et en faible en fibres.
- **Âge** : Risque accru après 45 ans.
- **Antécédents familiaux** : Avoir des parents ou des frères/sœurs atteints de diabète de type 2.
- **Hypertension et dyslipidémie** : Pression artérielle élevée et taux anormaux de lipides sanguins.
- **Syndrome des ovaires polykystiques (SOPK)** : Chez les femmes, cette condition est associée à un risque accru de diabète de type 2.

I.8.3. Facteurs de Risque et Causes du Diabète Gestationnel

A. Cause

- **Changements hormonaux pendant la grossesse** : Les hormones de la grossesse peuvent provoquer une résistance à l'insuline.
- **Insuffisance pancréatique** : Incapacité du pancréas à produire suffisamment d'insuline pour compenser la résistance.

B. Facteurs de Risque

- **Poids** : Surpoids ou obésité avant la grossesse.
- **Antécédents familiaux** : Avoir des proches atteints de diabète.
- **Antécédents de diabète gestationnel** : Avoir eu un diabète gestationnel lors d'une grossesse précédente.
- **Grossesses multiples** : Porter des jumeaux ou des triplés.
- **Syndrome des ovaires polykystiques (SOPK)** : Cette condition est également un facteur de risque pour le diabète gestationnel.

I.8.4. Facteurs de Risque et Causes des Autres Types Spécifiques de Diabète

A. Cause

- **Génétique** : Diabète monogénique causé par des mutations génétiques spécifiques.
- **Maladies du pancréas** : Pancréatite, cancer du pancréas, ou autres maladies qui affectent la fonction pancréatique.
- **Désordres endocriniens** : Maladies comme le syndrome de Cushing ou l'acromégalie.
- **Médicaments** : Utilisation de certains médicaments (par exemple, corticostéroïdes) peut induire une hyperglycémie.

B. Facteurs de Risque

- **Exposition à certains Médicaments** : Utilisation à long terme de médicaments qui affectent la production ou l'utilisation de l'insuline.

I.9. Symptômes et signes cliniques du diabète

Les symptômes et signes cliniques du diabète peuvent varier en fonction du type de diabète et de la sévérité de la maladie. Cependant, certains symptômes sont communs à la plupart des formes de diabète. La détection précoce et la gestion adéquate des symptômes du diabète sont cruciales pour prévenir les complications graves, telles que les maladies cardiovasculaires, les lésions nerveuses, les problèmes rénaux et les infections[10].

Voici les principaux symptômes et signes cliniques du diabète :

I.9.1. Symptômes Communs à Tous les Types de Diabète

➤ **Polyurie (urination fréquente) :**

Augmentation de la fréquence des mictions, souvent en grandes quantités. Cela est dû à l'excès de glucose dans le sang, qui attire l'eau des tissus dans les reins[9].

➤ **Polydipsie (soif excessive) :**

Sensation de soif constante et ingestion excessive de liquides en raison de la déshydratation causée par la polyurie[9].

➤ **Polyphagie (faim excessive) :**

Sensation de faim intense et ingestion accrue de nourriture, malgré un apport calorique normal ou élevé. Ceci est dû à l'incapacité des cellules à utiliser le glucose pour l'énergie [9].

➤ **Perte de poids inexplicée :**

Perte de poids rapide et inexplicée, même avec une augmentation de l'appétit. Cela se produit lorsque le corps commence à utiliser les graisses et les muscles pour obtenir de l'énergie[9].

➤ **Fatigue et faiblesse :**

Sensation de fatigue constante et de faiblesse musculaire, causée par l'incapacité des cellules à utiliser le glucose pour produire de l'énergie[9].

➤ **Vision floue :**

Vision trouble due à des niveaux élevés de glucose qui peuvent affecter le cristallin de l'œil[9].

I.9.2. Symptômes Spécifiques du Diabète de Type 1

➤ **Cétose :**

1. Accumulation de corps cétoniques dans le sang, pouvant conduire à une acidocétose diabétique, une urgence médicale[7].
2. Symptômes supplémentaires de l'acidocétose : douleurs abdominales, nausées, vomissements, haleine fruitée, confusion et perte de conscience[7].

I.9.3. Symptômes Spécifiques du Diabète de Type 2

➤ **Infections fréquentes :**

Infections récurrentes, en particulier des gencives, de la peau et de la vessie[7].

➤ **Cicatrisation lente des plaies :**

Plaies qui guérissent lentement, pouvant entraîner des ulcères, notamment sur les pieds[7].

➤ **Engourdissements et picotements :**

Sensation de picotement ou d'engourdissement dans les mains et les pieds, due à des lésions nerveuses (neuropathie diabétique)[7].

I.9.4. Symptômes Spécifiques du Diabète Gestationnel

➤ **Aucun symptôme spécifique :**

1. Souvent asymptomatique et détecté lors des examens de routine pendant la grossesse[1].
2. Certaines femmes peuvent présenter les symptômes communs du diabète[1].

I.9.5. Signes Cliniques Observés par les Professionnels de Santé

➤ **Glycémie élevée (hyperglycémie) :**

Mesurée par des tests sanguins, la glycémie élevée est le principal signe clinique du diabète[5].

➤ **Hémoglobine glyquée (HbA1c) élevée :**

Mesure du contrôle glycémique à long terme, généralement sur les trois derniers mois[5].

➤ **Présence de glucose et de cétones dans l'urine :**

Détecté par des tests urinaires, surtout en cas de diabète de type 1 mal contrôlé[5].

➤ **Pression artérielle élevée et dyslipidémie :**

Souvent associées au diabète de type 2, augmentant le risque de maladies cardiovasculaires[5].

I.10. Normes de taux de glucose et Seuils de Diabète

Les normes de taux de glucose dans le sang varient en fonction du moment où la mesure est prise (à jeun, après un repas, etc.) et de la présence de certaines conditions comme le diabète. Voici les valeurs normales pour les taux de glucose dans le sang[10] :

I.10.1. Taux de glucose à jeun

- Normale : 70 à 99 mg/dL (3,9 à 5,5 mmol/L)
- Pré-diabète (glycémie à jeun altérée) : 100 à 125 mg/dL (5,6 à 6,9 mmol/L)
- Diabète : 126 mg/dL (7,0 mmol/L) ou plus

I.10.2. Taux de Glucose Après un Repas (2 heures après un Repas)

- Normale : Moins de 140 mg/dL (7,8 mmol/L)
- Pré-diabète (intolérance au glucose) : 140 à 199 mg/dL (7,8 à 11,0 mmol/L)
- Diabète : 200 mg/dL (11,1 mmol/L) ou plus

I.11. Complications Aiguës du Diabète

Les complications aiguës du diabète sont des situations d'urgence qui nécessitent une attention médicale immédiate. Voici les principales complications aiguës[12] :

I.11.1. Hypoglycémie

- A. **Description** : L'hypoglycémie survient lorsque le taux de glucose dans le sang chute en dessous des niveaux normaux (généralement moins de 70 mg/dL)[3].
- B. **Causes** : Surdose d'insuline ou de médicaments antidiabétiques, repas manqués ou retardés, exercice physique intense sans ajustement de l'apport alimentaire[3].
- C. **Symptômes** :
 - Tremblements
 - Transpiration excessive
 - Palpitations cardiaques
 - Anxiété ou irritabilité
 - Confusion mentale ou désorientation
 - Étourdissements ou sensation de faiblesse
 - Convulsions ou perte de conscience (dans les cas graves)
- D. **Traitement** : Consommation immédiate de sucre rapide (jus de fruits, bonbons, glucose en gel), suivi d'un repas ou d'une collation contenant des glucides complexes. En cas de perte de conscience, une injection de glucagon peut être nécessaire[11].

I.11.2. Acidocétose Diabétique (ACD)

- A. **Description** : L'acidocétose diabétique est une complication grave, plus fréquente chez les personnes atteintes de diabète de type 1, caractérisée par un manque d'insuline, entraînant une accumulation de corps cétoniques acides dans le sang[14].
- B. **Causes** : Insuffisance d'insuline, infection, stress, ou autre condition médicale entraînant un besoin accru d'insuline[14].
- C. **Symptômes** :
 - Hyperglycémie (taux de glucose sanguin élevé)
 - Polyurie (mictions fréquentes)
 - Polydipsie (soif excessive)

- Nausées et vomissements
 - Douleur abdominale
 - Haleine à odeur fruitée (due à l'acétone)
 - Fatigue et confusion
 - Respiration rapide et profonde (respiration de Kussmaul)
- D. Traitement :** Hospitalisation, administration d'insuline intraveineuse, réhydratation par perfusion de liquides, et correction des déséquilibres électrolytiques[11].

I.11.3. Syndrome HyperosmolaireHyperglycémique (SHH)

- A. Description :** Le syndrome hyperosmolairehyperglycémique est une complication grave du diabète de type 2, caractérisée par une hyperglycémie extrême sans acidocétose significative[15].
- B. Causes :** Infection, maladie aiguë, déshydratation, ou non-adhérence au traitement.
- C. Symptômes :**
- Hyperglycémie sévère (souvent >600 mg/dL)
 - Déshydratation sévère
 - Polyurie et polydipsie
 - Altération de la conscience, allant de la confusion à la coma
 - Convulsions (dans les cas graves)
- D. Traitement :** Hospitalisation, réhydratation avec des fluides intraveineux, administration d'insuline, et surveillance étroite des électrolytes et de la fonction rénale[15].

I.12. Complications chroniques du diabète

Le diabète, lorsqu'il n'est pas bien contrôlé, peut entraîner diverses complications chroniques affectant plusieurs systèmes du corps. Voici quelques complications chroniques du diabète[15] :

I.12.1. Neuropathie Diabétique

- A. Description :** La neuropathie diabétique est une atteinte des nerfs due à une glycémie élevée prolongée. Elle peut toucher différents types de nerfs dans le corps[17].
- B. Types et Symptômes :**
- **Neuropathie Périphérique :** Douleur, engourdissement, et picotements dans les pieds et les mains.
 - **Neuropathie Autonome :** Affecte les nerfs contrôlant les fonctions involontaires comme la digestion, la vessie, et la fonction sexuelle.
 - **Neuropathie Proximale :** Douleur et faiblesse dans les hanches, les cuisses ou les fesses.
 - **Mononeuropathie :** Affection d'un nerf spécifique, pouvant provoquer des douleurs soudaines ou des faiblesses musculaires.

I.12.2. Rétinopathie Diabétique

A. Description : La rétinopathie diabétique est une atteinte des vaisseaux sanguins de la rétine, pouvant mener à la cécité si elle n'est pas traitée[16].

B. Types et Symptômes :

- **Rétinopathie Non Proliférante :** Formation de microanévrismes et hémorragies rétinienne.
- **Rétinopathie Proliférante :** Croissance anormale de nouveaux vaisseaux sanguins sur la rétine pouvant provoquer des saignements dans le vitré.
- **Symptômes :** Vision floue, taches ou flottements dans la vision, difficulté à voir la nuit.

I.12.3. Néphropathie Diabétique

A. Description : La néphropathie diabétique est une atteinte des reins due à une glycémie élevée prolongée, pouvant conduire à une insuffisance rénale[15].

B. Symptômes :

- Présence de protéines dans l'urine (protéinurie).
- Hypertension artérielle.
- Gonflement des pieds et des chevilles.
- Fatigue et faiblesse.

I.12.4. Maladies Cardiovasculaires

A. Description : Les personnes diabétiques sont à un risque accru de maladies cardiovasculaires, telles que la coronaropathie, l'infarctus du myocarde, et les accidents vasculaires cérébraux (AVC)[1].

B. Symptômes :

- Douleur thoracique ou angine.
- Essoufflement.
- Fatigue excessive.
- Symptômes d'AVC tels que faiblesse soudaine d'un côté du corps, troubles de la parole ou confusion.

I.12.5. Pied Diabétique

A. Description : Le pied diabétique est une complication majeure due à une combinaison de neuropathie périphérique et de mauvaise circulation sanguine, pouvant mener à des infections, des ulcères, et dans des cas graves, des amputations[18].

B. Symptômes :

- Ulcères ou plaies sur les pieds qui guérissent lentement.

- Infections fréquentes des pieds.
- Douleur ou absence de sensation dans les pieds.

I.12.6. Complications Bucco-dentaires

A. Description : Le diabète peut augmenter le risque de maladies des gencives et d'infections buccales[13].

B. Symptômes :

- Gencives enflées et saignantes.
- Mauvaise haleine persistante.
- Dents mobiles.

I.13. Photopléthysmographe

Un photopléthysmographe est un appareil électronique médical qui mesure en temps réel les variations du volume sanguin dans les tissus en utilisant la lumière. Il fonctionne en émettant une lumière à travers la peau et en détectant les changements d'intensité lumineuse causés par le flux sanguin. La photopléthysmographie est une méthode optique non invasive qui permet de prélever le signal photopléthysmographique PPG[19].

I.13.1. Présentation du signal PPG

Le signal PPG (Figure 2) est présenté sous forme d'une courbe qui représente l'intensité lumineuse en fonction du temps. Chaque cycle cardiaque se traduit par un ensemble de variations pulsatives, avec des pics et des creux caractéristiques. Ces variations sont principalement dues aux changements de volume sanguin liés à la contraction et à la relaxation du cœur[19]. La forme d'onde du signal PPG est généralement divisée en trois composantes principales :

- composante pulsatile : c'est la composante du signal PPG qui résulte des changements de volume sanguin induits par la contraction du cœur. Elle est souvent utilisée pour déterminer la fréquence cardiaque et les variations de la fréquence cardiaque, qui sont des indicateurs importants de la santé cardiovasculaire et du bien-être général du patient.
- composante continue : c'est la composante du signal PPG qui représente l'intensité lumineuse moyenne. Elle est influencée par des facteurs tels que l'intensité de l'éclairage ambiant, la pigmentation de la peau, la pression sanguine et la perfusion tissulaire.
- composante de bruit : cette composante représente les variations aléatoires dans le signal PPG qui peuvent être causées par des artefacts de mouvement, des interférences électromagnétiques ou d'autres sources de bruit [19].



Figure I.2 - Forme du signal PPG [3]

I.13.2. Principe du photopléthysmographe

Le principe du photopléthysmographe repose sur les lois de Beer-Lambaire :

La loi de Beer-Lambert, également connue sous le nom de de Bouguer, décrit comment la lumière s'atténue lorsqu'elle traverse un milieu homogène contenant une substance qui absorbe la lumière (voir figure 3). Lorsque de la lumière monochromatique d'intensité I_0 pénètre dans ce milieu, une partie est transmise, tandis qu'une autre est absorbée [20]. L'intensité I de la lumière qui réussit à traverser le milieu décroît de manière exponentielle en fonction de la distance, selon l'équation suivante :

$$I = I_0 e^{-\varepsilon(\lambda)cd} \dots \dots \dots (I.1)$$

$\varepsilon(\lambda)$: est le coefficient d'extinction de l'absorption d'une substance à une longueur d'onde (λ) . c : est la concentration de la substance dont l'absorption est constante dans le milieu.

d : est la longueur du chemin optique.

La concentration c est mesurée en mmol L^{-1} et le coefficient d'extinction est exprimé en $\text{L mmol}^{-1}\text{cm}^{-1}$.

Le graphique photopléthysmographique résulte de l'évolution de l'atténuation de la lumière, en fonction de l'énergie transmise ou réfléchiée par les tissus sur lesquels elle est projetée. La photopléthysmographie révèle une forte corrélation entre la composante pulsatile du flux sanguin dans le doigt et les variations de l'absorption lumineuse.

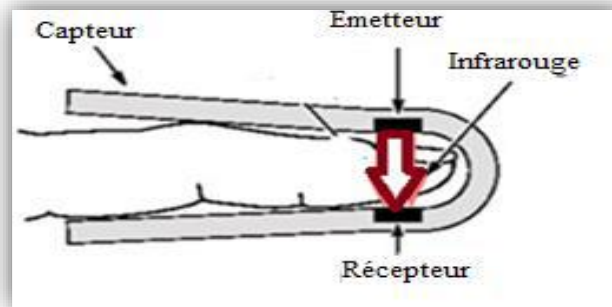


Figure I.3 - Loi de Beer-Lambert

I.13.3. Technique de mesure du signal photopléthysmogramme

La photopléthysmographie (PPG) est une technique optique qui mesure de manière non invasive les fluctuations du volume sanguin dans un tissu [20]. Pour obtenir le photopléthysmogramme, on utilise un ensemble de deux éléments optoélectroniques : un émetteur de lumière (une diode infrarouge) placé en contact direct avec la zone de mesure, et un récepteur qui détecte les légères variations de lumière réfléchiée par la peau, liées aux changements de volume sanguin (figure 4). Un phototransistor est positionné près de la diode émettrice pour enregistrer ces fluctuations d'intensité, résultant des variations de l'absorption de la lumière par l'hémoglobine oxygénée (HbO_2), ce qui permet d'évaluer la variation pulsée de l'oxygène dans le sang.

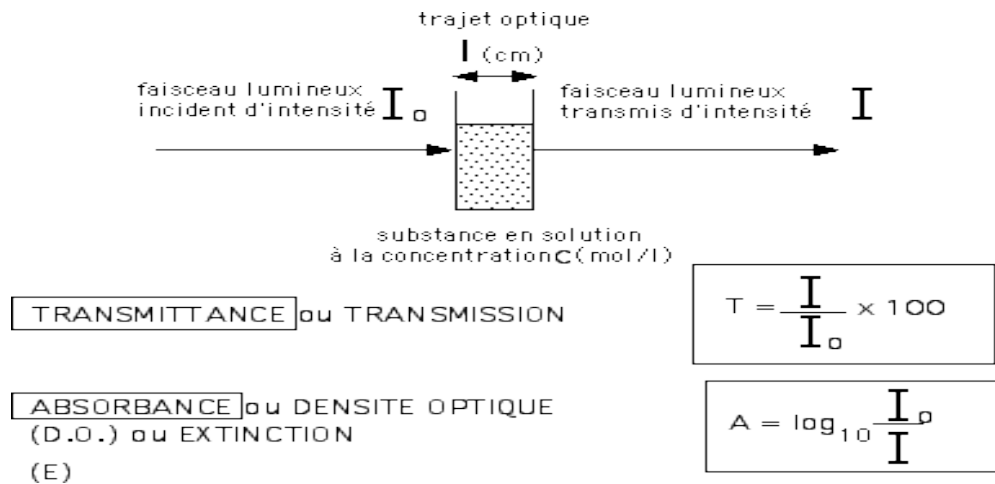


Figure I.4 - Principe du PPG

I.14. Conclusion

On a décrit dans ce chapitre, les notions de base sur le diabète tout en abordant les différents types de diabète ainsi que les cause ce dernier et les facteurs de risque associés. Comme on a décrit le principe de base de la détection du photopléthysmogramme PPG tout en définissant le signal PPG. L'ensemble des informations présentées dans le présent chapitre est d'une utilité primordiale pour la réalisation de notre dispositif dédié à la mesure et l'injection de l'insuline si besoin. Pourachever à notre but, une compréhension des outils de développement est indispensable qui va être abordé dans le chapitre suivant.

Chapitre II Outils de Développement

II.1. Introduction

Les outils de développement jouent un rôle crucial dans la conception et la réalisation de notre pompe d'insuline. Dans ce chapitre, nous décrirons les matériels et logiciels utilisés dans notre projet de fin d'étude. Nous commencerons par une présentation hardware où nous aborderons la carte ESP 32 ainsi que les différents modules qu'on a utilisé et capteurs. Puis une description software des divers logiciel et applications usités [23].

II.2.ESP32

L'ESP32, conçu par la société Espressif, est un microcontrôleur performant et de faible consommation en matière d'énergie, doté de fonctionnalités Wi-Fi et Bluetooth intégrées. Il est largement adopté dans les projets IoT (Internet des objets) et les applications embarquées grâce à sa polyvalence, ses capacités élevées et sa connectivité sans fil avancée, facilitant l'interaction avec d'autres appareils et l'accès à Internet(Figure II.1).

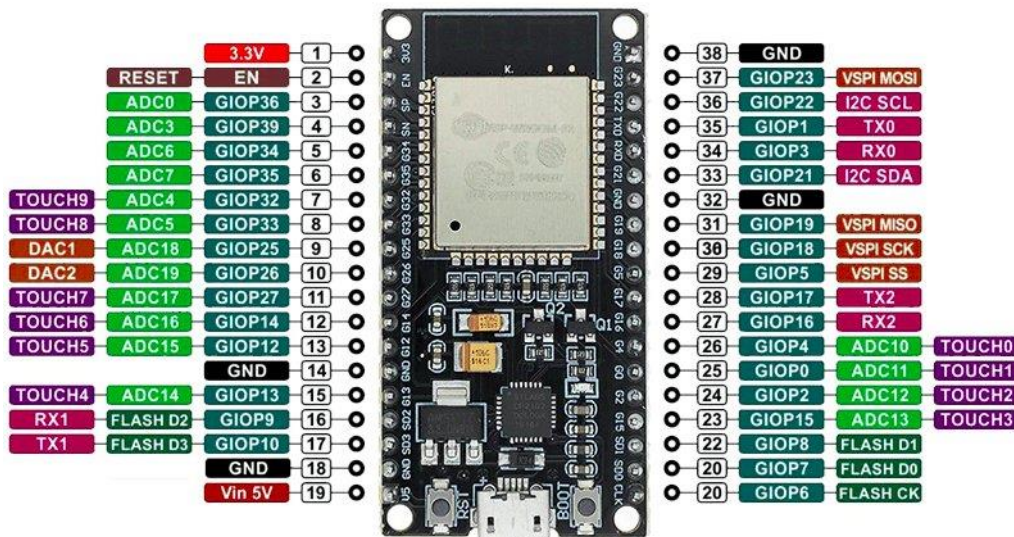


Figure II.1 - ESP32

II.2.1. Caractéristiques du ESP32

Les caractéristiques de la carte ESP32 sont citées ci-dessous :

- CPU: ESP-WROOM-32 (TensilicaXtensa LX6)
- Tension d'alimentation : 7-12V
- E/S digitales : 14
- Entrées analogiques : 6
- Flash : 4000kB
- SRAM : 520kB
- EEPROM : 448kB
- Fréquence d'horloge : 240 MHz
- Wifi : oui
- Bluetooth : oui

II.3. Afficheur OLED 0.96''.

L'afficheur OLED 0.96" avec interface I2C est un composant très populaire pour les projets électroniques[24], notamment avec des microcontrôleurs comme l'Arduino ou le Raspberry Pi (Figure II.2). Voici quelques caractéristiques et informations pratiques à son sujet :

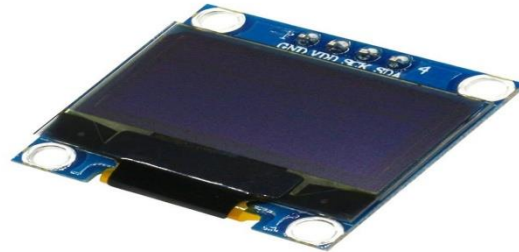


Figure II.2 - Afficheur OLED 0.96''

II.3.1. Caractéristiques principales de l'afficheur OLED 0.96''

- **Taille** : 0.96 pouces
- **Résolution** : 128 x 64 pixels
- **Interface** : I2C (2 fils, SDA et SCL)
- **Alimentation** : Généralement entre 3.3V et 5V
- **Typed'écran** : Monochrome (généralement en bleu ou blanc)

II.3.2. Connexion de l'afficheur OLED 0.96''

- Connectez VCC à 3.3V ou 5V.
- Connectez GND à la masse.
- Connectez SDA à la broche SDA de l'Arduino.
- Connectez SCL à la broche SCL de l'Arduino.

II.4. contrôleur de charge TP4056

Le **TP4056** est un contrôleur de charge de batterie au lithium-ion avec protection intégrée. Il est couramment utilisé pour recharger des batteries à cellules uniques Li-Ion/LiPo via une interface micro-USB ou USB-C. Ce module est apprécié pour sa simplicité d'utilisation et son faible coût, tout en offrant des fonctionnalités avancées comme la protection contre la surcharge et la décharge excessive voir (Figure II.3)[25].

II.4.1. Caractéristiques principales

- **Tension d'entrée** : 4,5 V à 5,5 V
- **Tension de charge** : 4,2 V
- **Courant de charge maximum** : 1 A (réglable avec une résistance)
- **Fonctionnalités** : Protection contre les surcharges, les décharges excessives, les courts-circuits, et protection thermique.

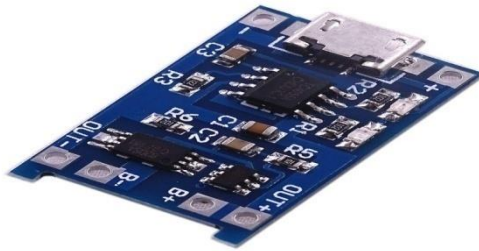


Figure II.3 - Contrôleur de charge TP4056

II.5. Capteur encodeur HC-020K

Le **HC-020K** est un capteur composé d'un émetteur-récepteur optique (photodiode et LED). Ce dernier détecte les interruptions de lumière causées par un disque perforé ou un ruban marqué (Figure II.4). Ce capteur est souvent utilisé pour mesurer la rotation d'un disque, convertissant les mouvements mécaniques en signaux électriques numériques[26].

II.5.1 Caractéristiques du HC-020K

- Alimentation : 3,3 V ou 5 V
- Signal de sortie : Signal numérique (pulsations)
- Fréquence de sortie : Variable selon la vitesse de rotation
- Utilisation typique : Mesure de rotation ou de déplacement angulaire dans les systèmes mécaniques (moteurs pas à pas, roues de robots, etc.).

II.5.3 Utilisation du HC-020K

Le **HC-020K** est couramment utilisé dans :

- Systèmes de contrôle de moteurs : Pour mesurer la vitesse et la position des moteurs.
- Robots mobiles : Pour mesurer les déplacements des roues ou la rotation.
- Mécanismes de précision : Dans des dispositifs où la position ou l'angle doit être surveillé avec une grande précision.

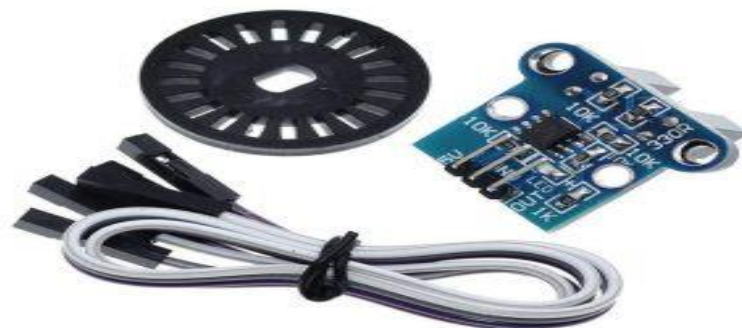


Figure II.4 - Capteur encodeur HC-020K

II.6. Module AD620

Ce module amplificateur d'instrumentation peut être utilisé pour amplifier des signaux AC ou DC. Le gain et le décalage sont réglables avec les potentiomètres intégrés voir figure II.5 [27].

II.6.1. Caractéristiques

- Tension d'alimentation : 3 - 12V DC (maximum 11V DC recommandé)
- Tension du signal d'entrée : $\pm 100\mu\text{V}$ - $\pm 300\text{mV}$
- Tension maximale du signal de sortie : $\pm 10\text{ V}$ (tension d'alimentation - 2 V)
- Bande passante : 0 ~ 10 kHz
- Gain réglable : 1,5 - 1000x
- Taux de réjection en mode commun : 100 dB
- Dimensions du circuit imprimé : 31,2 x 22,3 mm

II.6.2. brochage

- V_{in} = tension d'alimentation
- GND = Masse
- S- = -IN de l'AD620
- S+ = +IN de l'AD620
- V_{out} = signal de sortie
- V- = tension de rail négative (tension de sortie du HT7660)

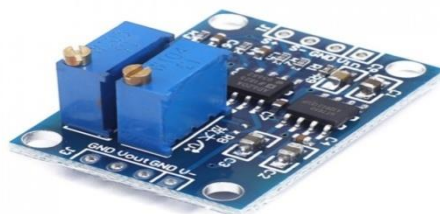


Figure II.5 - Module AD620

II.7. LED IR

Une LED infrarouge (IR) est une diode qui émet de la lumière infrarouge lorsqu'un courant électrique la traverse. La longueur d'onde de la lumière émise est généralement comprise entre 700 nm et 1100 nm, ce qui la rend invisible à l'œil humain mais détectable par des capteurs spécifiques[28].

II.7.1. Caractéristiques

- Longueur d'onde : Typiquement entre 700 nm et 1100 nm.
- Polarité : Comme toutes les LED, les LED IR ont une anode (patte longue) et une cathode (patte courte).

- Tension et courant : La tension de fonctionnement est généralement autour de 1.2V à 1.5V, et le courant typique est de 20 mA à 50 mA.
- Angle de rayonnement : Les LED IR peuvent avoir des angles de rayonnement différents, allant de faisceaux étroits à larges.

II.8. Phototransistor BPX43

Le phototransistor BPX43 est un capteur optique utilisé pour détecter la lumière (Figure II.6), en particulier dans le spectre infrarouge. Il est souvent utilisé en conjonction avec des LED infrarouges (IR) pour des applications de détection et de communication. Voici une vue d'ensemble de ce composant et son utilisation avec une carte Arduino [29].

II.8.1. Caractéristiques

- Type du matériaux:Silicium (Si).
- Type de phototransistor : NPN
- Spectre de sensibilité :De 400 nm à 1100 nm (large plage de détection allant du visible à l'infrarouge)
- Longueur d'onde maximale de sensibilité : Environ 950 nm.
- Tension maximale de collecteur-émetteur : Environ 32V.
- Courant de collecteur : Typiquement quelques mA (varie en fonction de l'intensité lumineuse).
- Température de fonctionnement : -55°C à +125°C

II.8.2. Schéma de Connexion

Pour utiliser le BPX43 avec une carte Arduino, voici un schéma de connexion typique :

Connexion du phototransistor :

- Connectez le collecteur du BPX43 à une broche numérique de l'Arduino (par exemple, D2).
- Connectez l'émetteur du BPX43 à la terre (GND) de l'Arduino.
- Utilisez une résistance de pull-up (par exemple, 10k Ω) entre le collecteur et le VCC (5V) pour obtenir un signal logique propre.



Figure II.6 - Phototransistor BPX43

II.9. Moteur pas à pas

Le moteur pas à pas 28BYJ-48 (Figure II.7) est un composant populaire dans les projets d'électronique et de robotique. Il est apprécié pour sa précision de contrôle et son faible coût. Voici une présentation détaillée de ce moteur et de son utilisation avec une carte Arduino [30].

II.9.1. Caractéristiques du Moteur Pas à Pas 28BYJ-48

- Type : Moteur pas à pas unipolaire.
- Nombre de phases : 4 phases.
- Tension de fonctionnement : 5V.
- Angle de pas : $5.625^\circ/64$ (réduction interne de 1/64).
- Réduction : Réducteur intégré de 1/64, ce qui signifie que chaque révolution complète du moteur nécessite 2048 pas.
- Courant de fonctionnement : Environ 240 mA par phase.

II.10. Pilot ULN2003

ULN2003 est un pilote de moteur Darlington à haute tension et courant (Figure II.7), couramment utilisé pour contrôler des moteurs pas à pas, comme le moteur 28BYJ-48 [31].



Figure 7 - Moteur Pas à Pas 28BYJ-48 et le Pilot ULN2003

II.10.1. Caractéristiques

- Nombre de canaux : 7 canaux Darlington.
- Tension d'entrée : Compatible avec les niveaux logiques TTL (5V).
- Tension de sortie maximale : 50V.
- Courant de sortie maximal par canal : 500 mA.
- Configuration : Chaque canal a une diode de roue libre intégrée pour la protection contre les surtensions inductives.

II.10.2. Connexion du Moteur 28BYJ-48 au Pilote ULN2003

a. Broches du moteur (du connecteur à 5 broches) :

- IN1 (Bleu) : Connectez à IN1 du module ULN2003.
- IN2 (Rose) : Connectez à IN2 du module ULN2003.
- IN3 (Jaune) : Connectez à IN3 du module ULN2003.
- IN4 (Orange) : Connectez à IN4 du module ULN2003.
- Rouge (VCC) : Connectez à 5V.

b. Connexion du Module ULN2003 à l'Arduino (figure II.8)

- IN1 : Connectez à la broche 8 de l'Arduino.
- IN2 : Connectez à la broche 9 de l'Arduino.
- IN3 : Connectez à la broche 10 de l'Arduino.
- IN4 : Connectez à la broche 11 de l'Arduino.
- VCC : Connectez à 5V.
- GND : Connectez à GND.

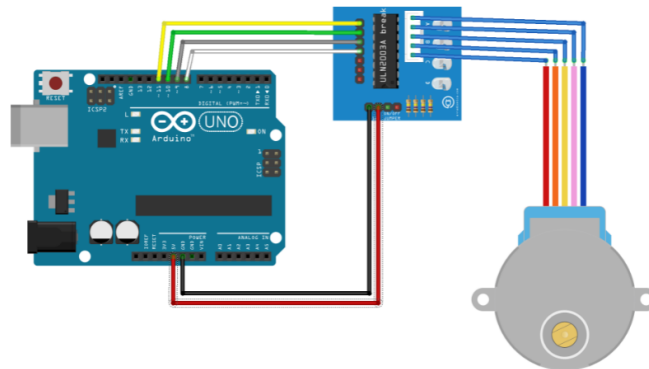


Figure II.8 - Brochage de Moteur pas à pas

II.11. Buzzer actif magnétique 5v

Le Buzzer est un composant magnétique actif de 5V et polyvalent utilisé pour la génération de sons dans une variété d'applications voire (Figure II.9). Avec sa faible tension d'alimentation, sa simplicité d'utilisation et sa large disponibilité, il est largement utilisé dans les projets électroniques amateurs et professionnels [32].

II.11.1. Caractéristiques Principales

- Tension Nominale : 5 volts (DC).
- Type de Buzzer : Actif, magnétique.
- Principe de Fonctionnement : Utilise un solénoïde et une membrane métallique magnétique pour produire des sons.
- Applications : Alarmes, avertisseurs, jouets électroniques, dispositifs de signalisation, etc.
- Consommation de Courant : Faible.



Figure II.9 - Buzzer actif magnétique

II.12. Environnement de Développement Intégré (IDE)

L'IDE Arduino (Figure II.9) est un logiciel utilisé pour écrire, compiler et téléverser des programmes sur les cartes Arduino. Il utilise un langage de programmation basé sur le C/C++.

L'exécution d'un programme Arduino s'effectue de manière séquentielle, c'est -à-dire que les instructions sont exécutées les unes à la suite des autres. Les détails de la structure d'un programme écrit en Arduino sont illustrés dans la figure II.10.[22]

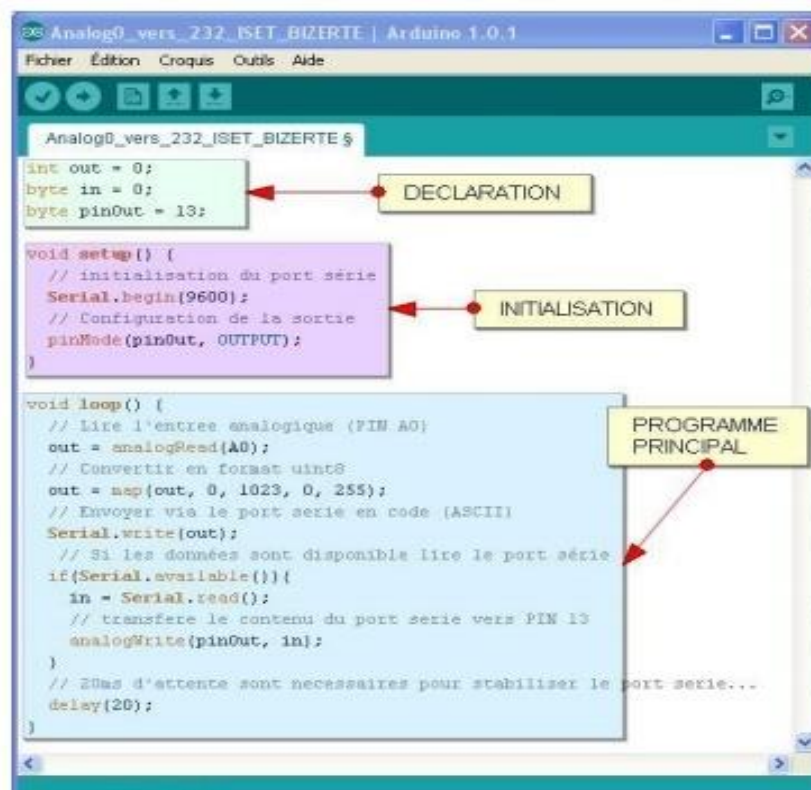


Figure II.10 - Structure d'un programme

- La partie déclaration des variables (optionnelle)
- La partie initialisation et configuration des entrées/sorties : la fonction setup ()
- La partie du programme principale qui s'exécute en boucle : la fonction loop ()

II.12.1. Logiciel Arduino

Dans chaque partie d'un programme nous utilisons différentes instructions issues de la syntaxe du langage Arduino.

Les fonctions principales du logiciel Arduino sont :

- ❖ écrire et compiler des programmes pour la carte Arduino.
- ❖ se connecter avec la carte Arduino pour y transférer les programmes.
- ❖ communiquer avec la carte Arduino.

Cet espace de développement intégré (EDI) dédié au langage Arduino et à la programmation des cartes Arduino comporte (Figure II.11) :

- ❖ une BARRE DE MENUS.
- ❖ une BARRE DE BOUTONS qui donne un accès direct aux fonctions, essentielles du logiciel et fait toute sa simplicité d'utilisation.
- ❖ un EDITEUR (à coloration syntaxique) pour écrire le code de programme, avec onglets de navigation.
- ❖ une ZONE DE MESSAGES indiquant l'état des actions en cours.
- ❖ une CONSOLE TEXTE qui affiche les messages concernant le résultat de la compilation du programme.

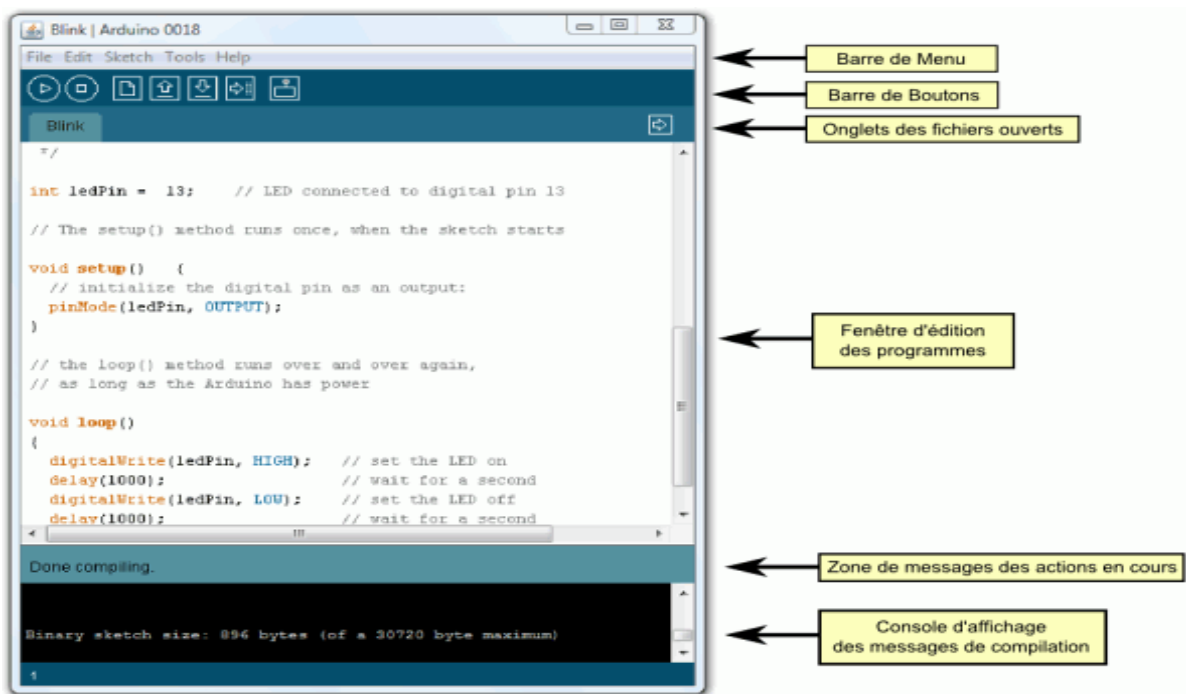


Figure II.11-Espace de développement Intégré (EDI)

II.12.2. Principe général d'utilisation

Le code écrit avec le logiciel Arduino est appelé un programme (ou une séquence - sketch en anglais) :

- ✓ Ces programmes sont écrits dans **l'éditeur de texte**. Celui-ci a les fonctionnalités usuelles de copier/coller et de rechercher/remplacer le texte.
- ✓ la **zone de messages** donne l'état de l'opération en cours lors des sauvegardes, des exportations et affiche également les erreurs.
- ✓ La **console texte** affiche les messages produits 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 votre code, et ouvrir le moniteur série.
- ✓ **La barre des menus** permet d'accéder à toutes les fonctionnalités du logiciel Arduino

II.13. MATLAB

Description : MATLAB (abréviation de "MATrixLABoratory") est un environnement logiciel interactif utilisé pour effectuer des calculs mathématiques, des analyses de données, de la modélisation, et des simulations (Figure II.12) [33].

Langage de Programmation : MATLAB est basé sur un langage de programmation haut niveau qui offre une syntaxe intuitive pour effectuer des opérations sur des matrices et des tableaux de données, ainsi que pour manipuler des fonctions mathématiques et statistiques.

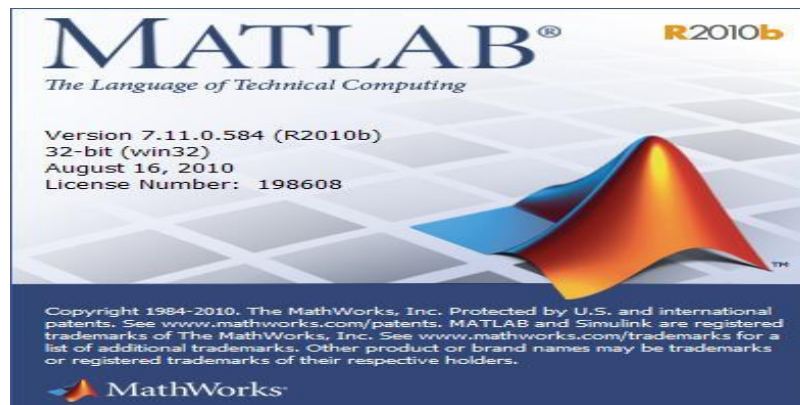


Figure II.12 - MATLAB

II.12. ProteusISIS

Le logiciel ProteusISIS, (Figure II.13), est un logiciel de conception électronique qui permet aux ingénieurs et aux concepteurs de créer, simuler et tester des circuits électroniques. Il fait partie de la suite Proteus[34].

ISIS offre plusieurs fonctionnalités clés, notamment :

Schématique : Permet de dessiner des schémas électroniques en utilisant une interface graphique intuitive.

Simulation : Offre des outils de simulation puissants pour tester le comportement des circuits électroniques, y compris les simulations analogiques, numériques et mixtes.

Vérification : Permet de vérifier les performances du circuit, de détecter les erreurs de conception et d'optimiser les paramètres avant la fabrication physique.

Conception de PCB : Facilite la conception de cartes de circuits imprimés en permettant de transférer les schémas électriques dans des conceptions de PCB avec des outils de routage automatique et manuel.

Librairies : Fournit une vaste bibliothèque de composants électroniques prédéfinis pour faciliter la conception et la simulation.

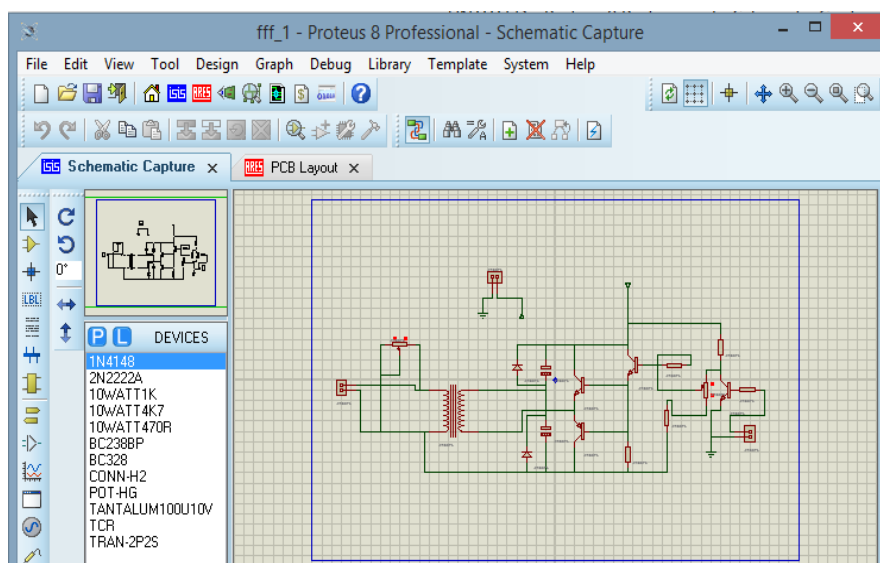


Figure II.13 - Interface d'ISIS (version8)

II.13. Flutter

Flutter est un framework open-source développé par Google, utilisé pour créer des applications mobiles, web et de bureau à partir d'une seule base de code (Figure II.14) [35].



Figure II.14 - Logo du Flutter

II.13.1. Caractéristiques

- Développement multiplateforme : Permet de développer des applications pour Android, iOS, Windows, macOS, Linux, et même des applications web.
- Langage Dart : Flutter utilise le langage Dart pour écrire du code.
- Interface utilisateur (UI) : Il propose des widgets personnalisables et une excellente réactivité grâce à un moteur graphique performant (Skia).
- Hot reload : Cette fonctionnalité permet de voir les modifications en temps réel sans redémarrer l'application.
- Performances élevées : Les applications Flutter sont compilées directement en code natif, offrant de bonnes performances.

II.13.1. Utilisation

- Développement d'applications mobiles, web et de bureau avec une interface utilisateur riche.
- Conçu pour les développeurs souhaitant créer une application une seule fois et la déployer sur plusieurs plateformes.

II.14. Android Studio

Android Studio est l'**environnement de développement intégré (IDE)** officiel pour le développement d'applications Android. Il est basé sur IntelliJ IDEA et conçu spécialement pour Android (Figure II. 15) [36].



Figure II. 15 - Logo de l'Android Studio

II.14.1. Caractéristiques

- Interface graphique et outils de conception : Offre des outils visuels pour la conception d'interfaces utilisateur (UI), comme le Layout Editor.
- Émulateur Android : Permet de tester des applications sur différents appareils virtuels pour simuler le comportement de l'application.
- Intégration avec Firebase et Google Cloud : Supporte les services Google, notamment Firebase pour la gestion des bases de données en temps réel et l'authentification.
- Gestion du cycle de vie de l'application : Il facilite la gestion du cycle de vie des applications Android avec des outils de débogage puissants et des profils de performance.

II.14.2. Utilisation

- Développement d'applications Android natives.
- Utilisé par les développeurs Android pour écrire, tester et déboguer leurs applications.

II.15. Java

Java est un **langage de programmation orienté objet**, largement utilisé pour le développement d'applications web, mobiles (notamment Android), et d'entreprise (Figure II. 16) [37].



Figure II.16 - Logo du java

II.15.1. Caractéristiques

- **Portabilité** : Le principe "écrire une fois, exécuter partout" grâce à la machine virtuelle Java (JVM) permet d'exécuter le code Java sur n'importe quel appareil ou système d'exploitation supportant la JVM.
- **Grande communauté et écosystème** : Java dispose d'un vaste écosystème avec des bibliothèques et des frameworks pour différents types d'applications.
- **Performance** : Java est compilé en bytecode qui est exécuté par la JVM, offrant des performances optimisées.
- **Sécurité** : Java offre un modèle de sécurité robuste et est couramment utilisé pour des applications sensibles, comme les applications bancaires.

II.15.2. Utilisation

- Développement d'applications Android (avant Flutter, Java était la norme pour Android).
- Applications web et d'entreprise avec des technologies comme Spring, Hibernate, et Java EE.
- Applications côté serveur et traitement des données.

II.16. Visual Studio

Visual Studio est un IDE développé par Microsoft pour le développement d'applications sur Windows, et il prend en charge plusieurs langages de programmation comme C#, C++, Python, et JavaScript (Figure II.18)[38].

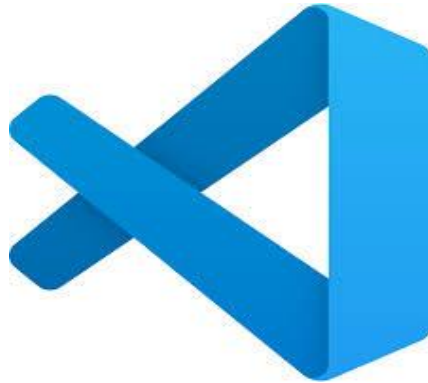


Figure II.17 - Logo du Visual Studio

II.16.1. Caractéristiques

- Support multi-langages : Il supporte une grande variété de langages, y compris C#, C++, Python, et F#.
- Développement pour différentes plateformes : Il permet de développer des applications pour Windows, Android, iOS, le Web (avec ASP.NET), et les jeux vidéo (avec Unity et UnrealEngine).
- Outils de débogage et d'optimisation : Des outils puissants pour déboguer, profiler et tester le code.
- Intégration avec Git et Azure DevOps : Fournit une gestion de version intégrée et un support pour le déploiement via Azure.

II.16.2. Utilisation

- Développement d'applications Windows, applications mobiles et web, ainsi que des applications de bureau avec C#, C++, et d'autres langages.
- Idéal pour les applications .NET, les jeux avec Unity et les projets de développement pour les plateformes Microsoft.

II.17. Dart

Dart est un langage de programmation développé par Google, principalement utilisé pour développer des applications avec Flutter. C'est un langage moderne, orienté objet, avec une syntaxe inspirée de JavaScript et Java (Figure II. 18)[39].



Figure II.18 - logo du Dart

II.17.1. Caractéristiques

- Optimisé pour les applications mobiles et web : Dart est conçu pour fonctionner efficacement avec Flutter, mais peut également être utilisé pour des applications web et serveur.
- Typage fort et statique : Dart utilise un système de type statique, ce qui permet de détecter des erreurs de type à la compilation.
- Performances élevées : Dart est compilé en code natif, ce qui améliore les performances des applications Flutter.
- Écosystème Flutter : Dart est au cœur de Flutter et permet de développer des applications avec des interfaces utilisateur fluides et réactives.

II.17.2. Utilisation

- Développement d'applications Flutter, qu'elles soient mobiles, web ou de bureau.
- Utilisé pour des applications nécessitant une performance élevée et une expérience utilisateur fluide.

II.18. MongoDB

MongoDB est une base de données NoSQL orientée document, utilisée pour stocker des données sous forme de documents BSON (Binary JSON)(Figure II.19)[40].



Figure II.19 - Logo du Mongo DB

II.18.1. Caractéristiques

- Modèle de données flexible : Contrairement aux bases de données relationnelles, MongoDB ne nécessite pas de schéma rigide. Les documents peuvent avoir des structures différentes.
- Scalabilité horizontale : MongoDB permet de facilement répartir les données sur plusieurs serveurs (sharding), ce qui facilite la gestion de grandes quantités de données.
- Performances élevées pour les écritures : MongoDB est bien adapté aux applications nécessitant des écritures fréquentes et rapides.
- Intégration avec des frameworks modernes : Très utilisé avec des frameworks comme Node.js, Express, et d'autres technologies JavaScript.

II.18.2. Utilisation

- Stockage de données dans des applications web modernes, applications mobiles, et autres systèmes nécessitant une gestion flexible des données.
- Souvent utilisé dans les applications qui traitent des données non structurées ou semi-structurées.
- Particulièrement populaire dans les architectures micro services et les applications basées sur le cloud.

II.19. Conclusion

L'utilisation d'outils de développement appropriés facilite grandement le processus de conception et de mise en œuvre d'une pompe à insuline avec carte ESP32. Ces outils permettent non seulement de réaliser des prototypes fonctionnels, mais aussi de tester et de valider les fonctionnalités de la pompe à insuline avant sa mise en production. Ainsi, investir du temps et des ressources dans le choix et la maîtrise de ces outils est essentiel pour garantir le succès du projet de pompe à insuline.

Chapitre III Réalisation Pratique de la Pompes à Insuline

III.1.Introduction

L'évolution des technologies de télécommunication a permis des avancées significatives dans le domaine médical, notamment pour l'acquisition et l'analyse des signaux physiologiques. Ce chapitre se concentre sur la conception d'un dispositif électronique dédié à recueillir le signal Photopléthysmographie (PPG) pour surveiller en temps réel le taux de glycémie et automatiser l'administration d'insuline via une pompe. Cela en utilisant un algorithme de calibration du PPG pour garantir une administration d'insuline adaptée et sécurisée. Notre réalisation est basée sur une carte électronique ESP32 assurant à la fois le conditionnement précis du signal et une connexion sans fil via le module Wi-Fi/Bluetooth.

III.2.Schéma synoptique générale

Le schéma bloc illustré dans la (Figure III.1) présente le schéma synoptique de notre prototype, dont nous allons expliquer le fonctionnement de ce dernier par la suite.

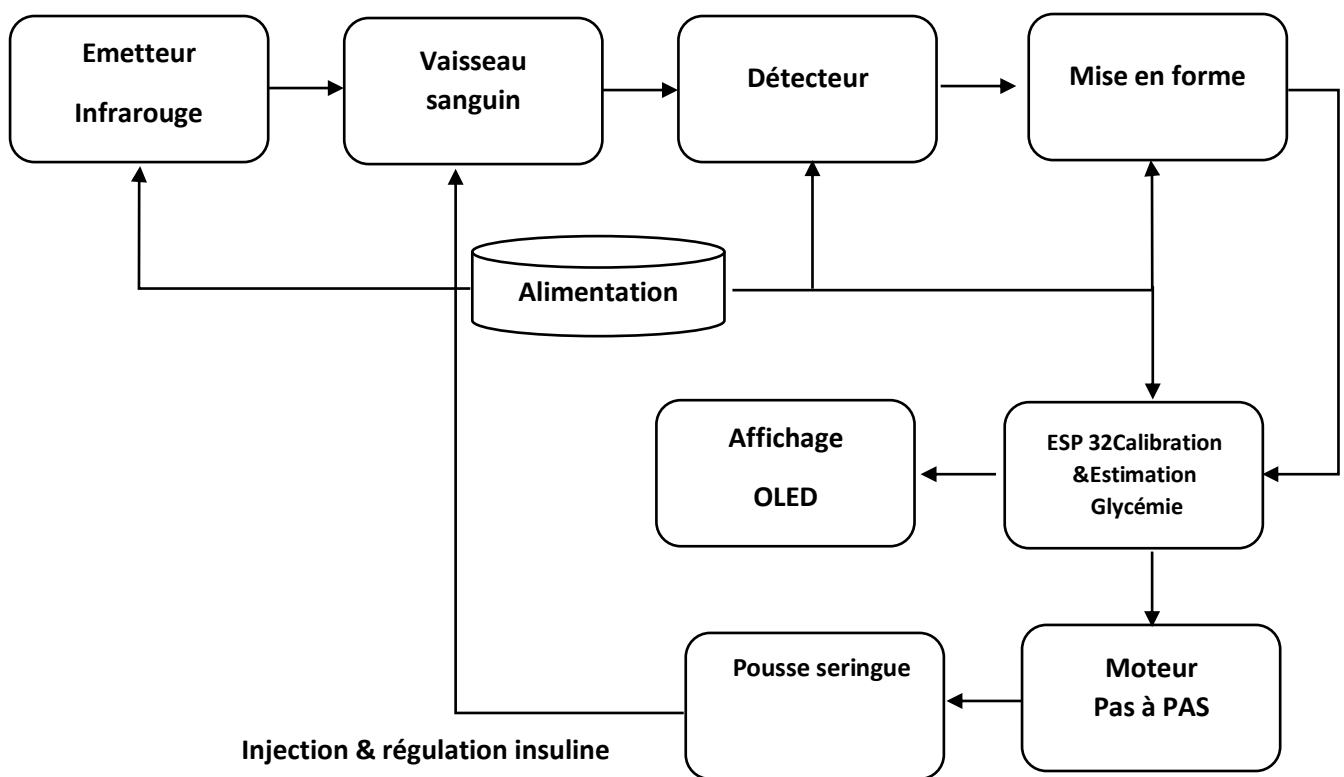


Figure III.1 - Schéma bloc générale

III.3. Etude pratique du dispositif

La (Figure III.2) illustre le circuit électronique dédié à l'acquisition du signal PPG sous environnement PROTEUS ISIS.

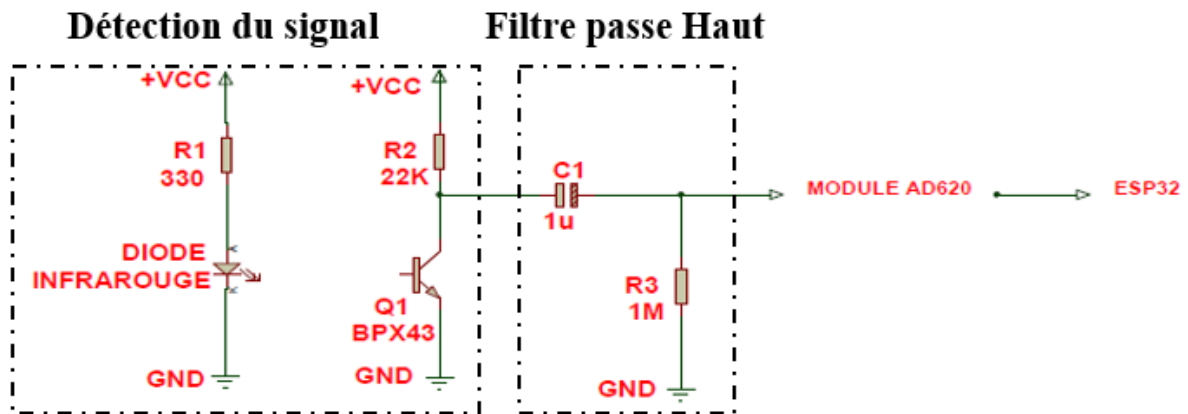


Figure III.2 - Circuit de détection du PPG sous PROTEUS

III.3.1. Recueil de signal PPG

Le capteur utilisé pour détecter le signal PPG est constitué d'un émetteur qui est une LED infrarouge chargée d'émettre des signaux lumineux à travers l'index de la main, et d'un détecteur qui est un phototransistor chargé de capter le faisceau lumineux transmis par les vaisseaux sanguins de l'index où le phototransistor est placé en face de la LED infrarouge.

- La LED infrarouge utilisé est de longueur d'onde de 700 à 1100 nanomètres, placé en série avec une résistance 330 Ohm et alimenté avec du 5V afin de polariser la LED à des fins d'émettre le faisceau lumineux
- Le phototransistor BPX43 est destiné à détecter la lumière transmise par le doigt. Il est important de noter que la lumière infrarouge émise par la LED, après avoir traversé le doigt, sera en partie absorbée par le sang, les tissus et les os, tandis qu'une autre partie sera transmise et détectée par le phototransistor BPX43.

III.3.2. Mise en forme

La partie de mise en forme est constituée d'un filtre passe haut et d'un module AD620.

a. Filtre passe haut :

On a utilisé le filtre passe haut passif (figure III.3) pour éliminer la composante continue, ce filtre possède une fréquence de coupure f_c qui égale à :

$$f_c = \frac{1}{2 * \pi * R3 * C1} = 0.17Hz$$

Avec $R3=1m\Omega$ et $C1=0.22\mu F$

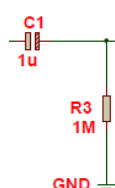


Figure III.3 - Filtre passe haut sous ISIS

b. Module AD620 :

Le module AD620 joue un rôle crucial dans la détection du signal PPG en amplifiant les faibles variations de ce signal capté qui permet d'obtenir une meilleure lisibilité des données physiologiques. Grâce à son amplification réglable via un potentiomètre, il permet d'amplifier efficacement les petites fluctuations du signal jusqu'à 1000 fois. De plus, l'AD620 intègre un réglage d'offset via un potentiomètre, permettant de compenser la composante négative du signal PPG, le centrant dans la plage de tension de 0V à 3,3V, ce qui est nécessaire pour assurer une compatibilité avec l'ESP32, qui ne peut lire que des signaux positifs.

III.3.4.ESP 32

Le but principal de notre travail s'articule sur le calcul et l'affichage de la glycémie estimée par la détection du PPG et l'administration d'insuline adaptée par la suite aux malades ayant le diabète. Afin d'afficher le taux de glycémie sur un poste local ou un smartphone une connexion sans fil (Wi-Fi, Bluetooth, etc...) est indispensable. Pour ce faire on a opté à l'usage de l'ESP32 chargé de numériser le signal analogique PPG et d'envoyer des données sans fil à savoir par Wi-Fi ou Bluetooth déjà intégré dans l'ESP32.

Notre choix est porté l'ESP32 en raison de sa :

- Taille compacte, idéale pour la miniaturisation de notre prototype.
- Intégration de modules Bluetooth et Wi-Fi, facilitant la connectivité sans fil avec des PC et des smartphones.
- Un processeur cadencé à 240 MHz, garantissant une rapidité de traitement élevée.

La (figure III.4) illustre le schéma global avec tous ces étages de notre prototype d'administration automatisé de l'insuline.

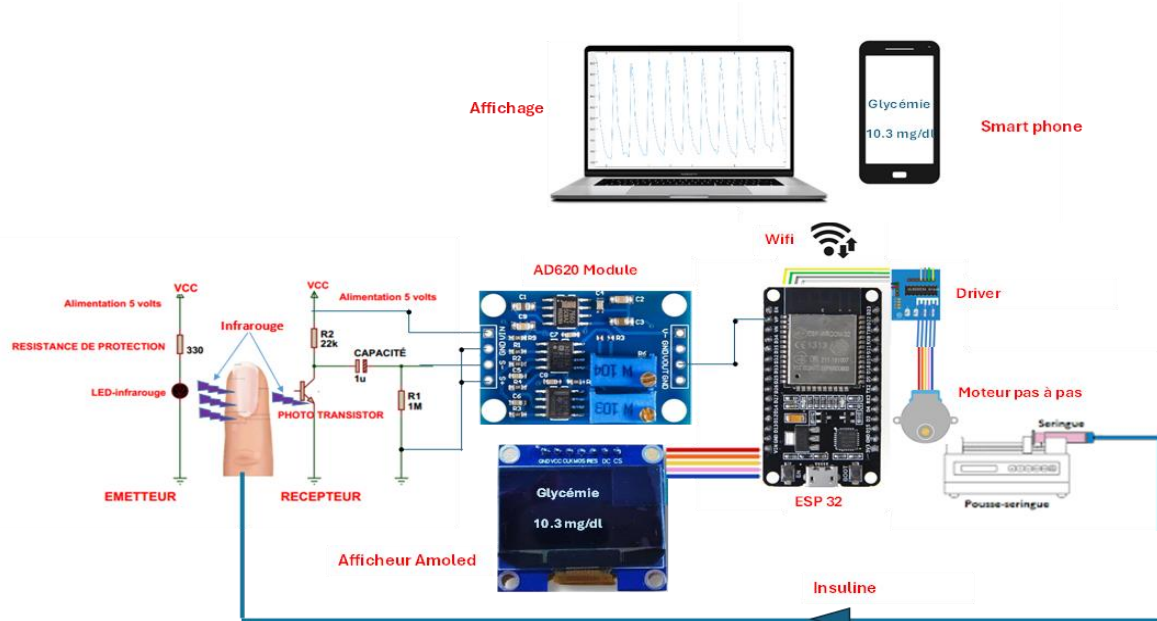


Figure III.4 - Schéma global du prototype réalisé pompe d'insuline

III.4.Acquisition du signal PPG

Le signal PPG est un signal analogique, sa numérisation est nécessaire permettant la visualisation de ce dernier sur l'ordinateur à l'aide d'une carte de programmation ESP32 via port USB ou sans fil et aussi envoyer le PPG sur un smartphone via Wifi ou Bluetooth déjà intégré dans l'ESP32. La (figure III.5) représente l'organigramme de l'acquisition et l'affichage du signal PPG sur PC ou smartphone(figure III.6).



Figure III.5 - Visualisation du signal PPG sur IDE Arduino

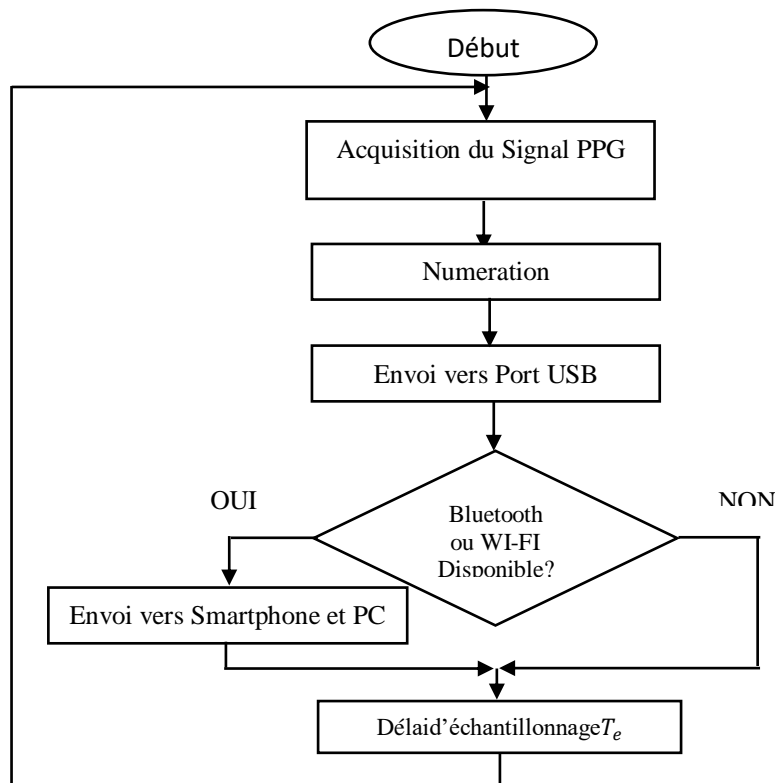


Figure III.6 - Organigramme d'acquisition du signal PPG et Affichage sur PC et Smartphone

La (figure II.7) illustre le signal PPG acquis sous l'environnement de programmation Matlab.

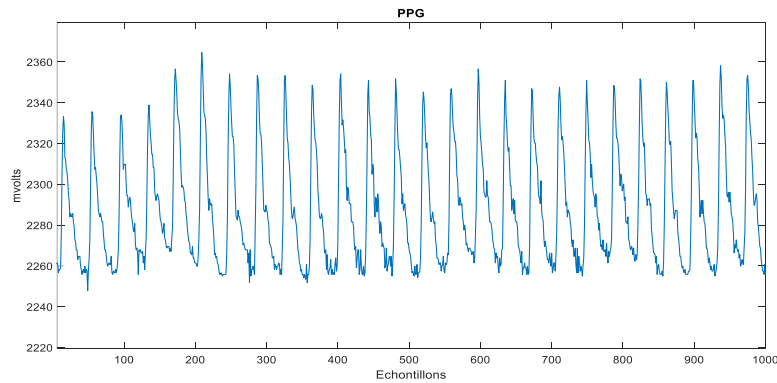


Figure III.7 - PPG visualisé sous matlab

III.5.Etalonnage

La concentration de glucose dans le sang fluctue avec l'amplitude de la tension du signal PPG ce qui implique une relation linéaire entre ces deux derniers. Pour étudier le signal PPG en matière de prédiction du taux de glucose dans le sang, un prétraitement sera appliqué sur le signal en commençant par un lissage suivi par un filtre butterworth passe haut, qui a pour objet de positionner le signal sur la ligne de base destiné à éliminer la composante continue. Les (FigureIII.8) suivante illustrent le signal PPG avec et sans prétraitement sous environnement Matlab.

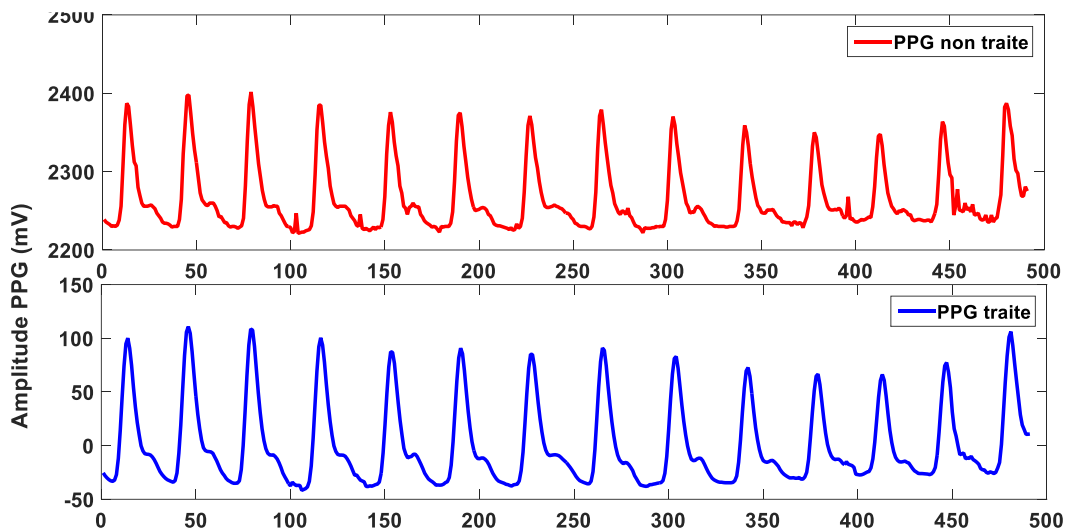


Figure III.8 - PPG visualisé sous matlab avec et sans prétraitement

III .5.1. Estimation du taux de glucose dans le sang

Pour prédire le taux de glycémie d'une manière non invasive via le signal PPG, on doit passer par une étape de calibration et cela en effectuant plusieurs tests sur plusieurs sujets. Tout en enregistrant simultanément l'amplitude du signal PPG détecté par notre circuit réalisé et le taux de glycémie prélevé par deux appareils disponibles sur le marché :

PRECIGO (Figure III.9) et ISUCARE (Figure III.10).



Figure III.9 - Appareil de mesure commercial PRECIGO



Figure III.10 - appareil de mesure commercial ISUCARE

La prédiction du taux de glycémie non invasive se déroule en corrélant la moyenne de l’amplitude du signal PPG avec la glycémie mesuré via l’appareil à savoir PRECIGO ou ISUCARE. Où une relation mathématique linéaire relie le signal PPG au taux de glycémie en évitant la méthode conventionnelle de prélèvement sanguin sur bandelette.

Pour l’étude de la corrélation entre la moyenne du signal PPG et la mesure de glycémie conventionnelle, on a opté une étude statistique en calculant les coefficients de corrélation de Pearson et de Spearman.

Le coefficient de corrélation de Pearson mesure la corrélation entre deux variables qui est donné par les formules suivantes :

$$r_p(X, Y) = \frac{Cov(X, Y)}{\sigma_X \sigma_Y} \dots \dots \dots (III. 1)$$

$$Cov(X, Y) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X(i) - \bar{X})(Y(i) - \bar{Y}) \dots \dots \dots (III. 2)$$

Où X : représente le signal PPG

Y : représente la glycémie

\bar{X} et \bar{Y} Sont respectivement les valeurs moyennes des échantillons Ils peuvent s'écrire comme suit :

$$\bar{X} = \frac{\sum_{i=1}^N (PPG_i)}{N} \dots \dots \dots (III.3)$$

$$\bar{Y} = \frac{\sum_{i=1}^N Glyc_i}{N} \dots \dots \dots (III.4)$$

σ_X et σ_Y sont respectivement les écarts-types des vecteurs E_{TP} et E_{SEEG} .

$$\sigma_X = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X(i) - \bar{X})^2} \dots \dots \dots (III.5)$$

$$\sigma_Y = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (Y(i) - \bar{Y})^2} \dots \dots \dots (III.6)$$

Le coefficient de corrélation de Pearson varie de -1 à 1, et son interprétation est la suivante :

- $r_p(X, Y) = 0$, il y a aucune corrélation linéaire entre X et Y ;
- $-1 < r_p(X, Y) < 0$, Indique une corrélation linéaire négative entre X et Y ;
- $0 < r_p(X, Y) < +1$, Indique une corrélation linéaire positive entre X et Y ;
- Plus la valeur de $r_p(X, Y)$ est proche de 1, plus la corrélation linéaire positive est forte;
- Plus la valeur de $r_p(X, Y)$ est proche de -1, plus la corrélation linéaire négative n'est forte.

Les coefficients de corrélation de Spearman, notés r_s sont une variante du coefficient de corrélation de Pearson. Ils permettent d'évaluer s'il existe une relation entre les rangs des observations des variables X et Y, et sont capables de détecter des relations monotones, qu'elles soient croissantes ou décroissantes. Le coefficient de corrélation de Spearman est donné par :

$$r_s = \frac{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (R(x_i) - \bar{R}_x)(R(y_i) - \bar{R}_y)}{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (R(x_i) - \bar{R}_x)^2} \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (R(y_i) - \bar{R}_y)^2}} \dots \dots \dots (III.7)$$

Le tableau III.1 présente les onze tests réalisés, notant que le signal PPG est représenté par la moyenne de ces amplitudes. Il est important de noter que, pour chaque test effectué, plusieurs lectures ont été enregistrées par les deux appareils ISUCARE et PRECIGO, et la moyenne de ces lectures a été considérée comme la valeur précise du taux de glycémie.

Tableau III.1 - Les tests réalisés avec deux appareils ISUCARE et PRECIGO et notation de signal PPG

Tests	Lecteur ISUCARE (mg/dl)	Lecteur PRECIGO (mg/dl)	Heure de la prise	Amplitude de PPG mvols	Remarques
Test 1	Lecture 1 : 112 Lecture 2 : 128	Lecture 1 : 121 Lecture 2 : 141 Lecture 3 : 135	23h 25	2558.5875	30 min Après repas
Test 2	Lecture1 : 116	Lecture1 : 119	10h40	2377.715	Après la petite déjeunée
Test 3	Lecture1 : 144	Lecture1 : 150	18h00	2600.885	Après un café
Test 4	Lecture1 : 116	Lecture1 : 100	20h45	2482.655	avant le repas
Test 5	Lecture1 : 136	Lecture1 : 144	23h00	2469.36	1h20min après
Test 6	Lecture1 : 104	Lecture1 : 98	9h00	2430.085	à jeun
Test 7	Lecture1 : 95	Lecture1 : 95	11h30	2383.96	-
Test 8	Lecture1 : 88	Lecture1 : 93	14h40	2366.4375	avant le repas
Test 9	Lecture1 : 92	Lecture1 : 91	21h25	2344.685	avant le repas
Test 10	Lecture1 : 102	Lecture1 : 94	9h40	2416.59	à jeun
Test 11	Lecture1 : 123	Lecture1 : 115	19h40	2522.13	Après un café

Voici les matrices des résultats suivant le tableau précédent :

Amplitude PPG = [2558.5875 2377.715 2600.885 2482.655 2469.36 2430.085 2383.96 2366.4375 2344.685 2416.59 2522.13];

ISUCARE =[1.20 1.16 1.44 1.16 1.36 1.04 0.95 0.88 0.92 1.02 1.23];

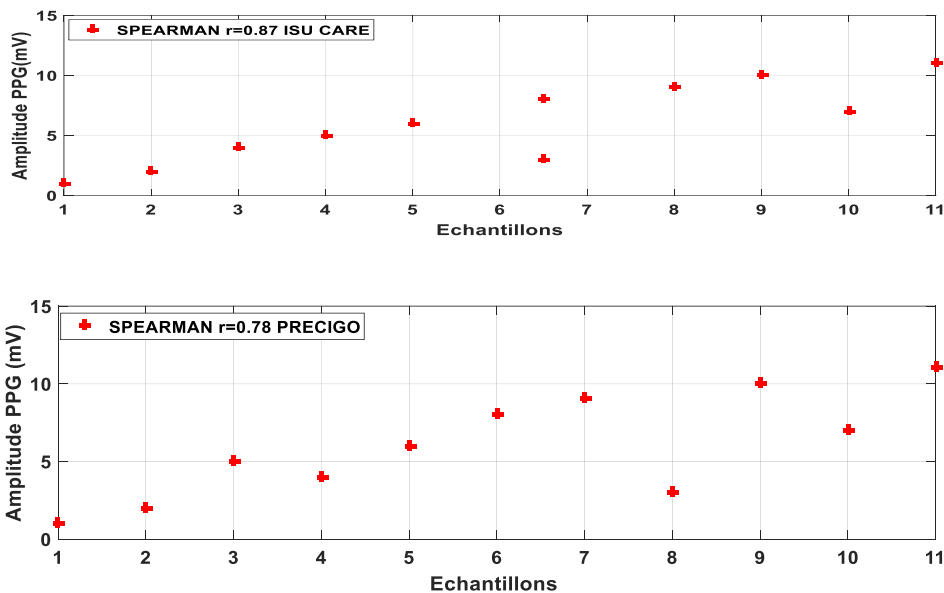
PRECIGO=[1.30 1.19 1.50 1.00 1.44 0.98 0.95 0.93 0.91 0.94 1.15];

Le tableau suivant illustre le calcul de coefficient de corrélation sur les résultats précédents :

Tableau III.2 - Coefficients de corrélation avec deux techniques

Coefficients /lecteurs	Lecteur PRECIGO	Lecteur ISUCARE
Spearman	0.78	0.87
Pearson	0.74	0.86

D’après le calcul de corrélation on remarque l’existence d’une forte corrélation entre le signal PPG et le taux de glycémie issu par les deux appareils conventionnels. Les figures (Figure III.11) (Figure III.12) suivantes montrent la forte corrélation déjà calculée. Pour la calibration, il est nécessaire d’identifier l’équation mathématique linéaire reliant les deux variables. Pour cela, nous avons choisi d’utiliser la méthode des moindres carrés, qui repose sur la minimisation des carrés des écarts entre les points du nuage de données et ceux de la droite d’ajustement. Cette approche vise à déterminer la droite de régression de y par rapport à



x, en réduisant au minimum la somme des écarts.

Figure III.11 - graphique de dispersion des taux de glycémie en fonction d’amplitude

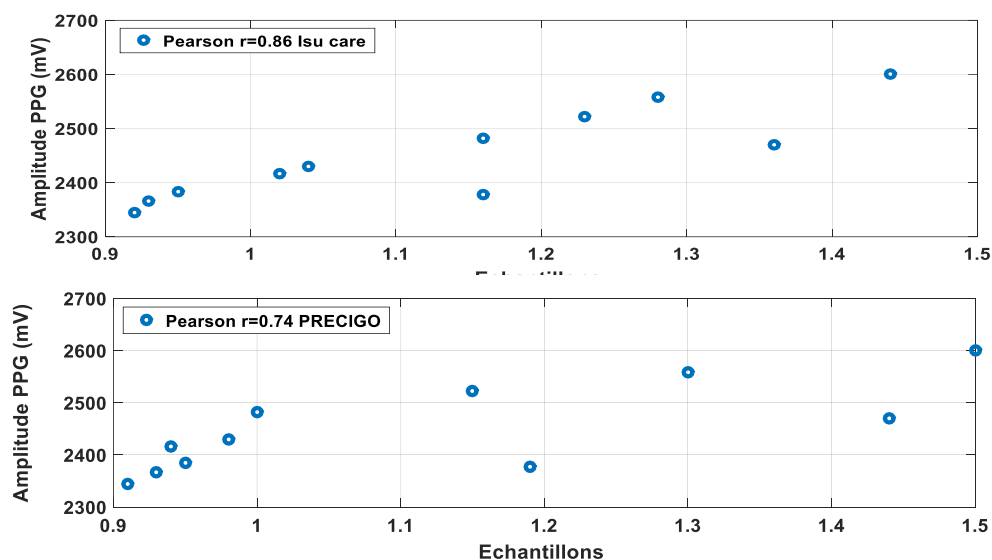


Figure III.12 - graphique de dispersion des taux de glycémie en fonction d’amplitude

Tableau III.3 - Résultat des équations mathématique linéaire entre les deux grandeurs ISUCARE et PPG dédiée a la détermination des coefficients a et b

Amplitude PPG	Glycémie ISUC	$PPG - \overline{PPG}$	$Gly - \overline{Gly}$	$(Gly - \overline{Gly})^2$	$(PPG - \overline{PPG})(Gly - \overline{Gly})$
2558.5875	1.20	108.3065	0.0764	0.0058	8.2707
2377.715	1.16	-72.5659	0.0364	0.0013	-2.6388
2600.885	1.44	150.6040	0.3164	0.1001	47.6457
2482.655	1.16	32.3740	0.0364	0.0013	1.1772
2469.36	1.36	19.0790	0.2364	0.0559	4.5069
2430.085	1.04	-20.1959	-0.0836	0.0070	1.6891
2383.96	0.95	-66.3209	-0.1736	0.0301	11.5157
2366.4375	0.88	-83.8434	-0.2436	0.0594	20.4273
2344.685	0.92	-105.5959	-0.2036	0.0415	21.5032
2416.59	1.02	-33.6909	-0.1036	0.0107	3.4916
2522.13	1.23	71.8490	0.1064	0.0113	7.6421
Moyenne $\overline{PPG} =$ 2450.2809	Moyenne $\overline{Gly} =$ 1.1236			Total : 0.3245	Total : 125.2335

Tableau 4 résultat des équations mathématique linéaire entre les deux grandeurs PRECIGO

Amplitude PPG	Glycémie PREC	$PPG - \overline{PPG}$	$Gly - \overline{Gly}$	$(Gly - \overline{Gly})^2$	$(PPG - \overline{PPG})(Gly - \overline{Gly})$
2558.5875	1.30	108.3065	0.1827	0.0334	19.7906
2377.715	1.19	-72.5659	0.0727	0.0053	-5.2775
2600.885	1.50	150.6040	0.3827	0.1465	57.6403
2482.655	1.00	32.3740	-0.1173	0.0138	-3.7966
2469.36	1.44	19.0790	0.3227	0.1042	6.1573
2430.085	0.98	-20.1959	-0.1373	0.0188	2.7723
2383.96	0.95	-66.3209	-0.1673	0.0280	11.0937
2366.4375	0.93	-83.8434	-0.1873	0.0351	15.7016
2344.685	0.91	-105.5959	-0.2073	0.0430	21.8872
2416.59	0.94	-33.6909	-0.1773	0.0314	5.9725
2522.13	1.15	71.8490	0.0327	0.0011	2.3514
Moyenne \overline{PPG} : 2450.2809	Moyenne \overline{Gly} : 1.1172			Total : 0.4604	Total : 134.2928

La dernière étape de la calibration consiste à déterminer l'équation mathématique linéaire qui relie la glycémie avec le signal PPG. Pour ce faire, nous avons choisi d'utiliser la méthode de la droite des moindres carrés. Cette approche repose sur la minimisation des carrés des écarts entre les points nuage et ceux de la droite d'ajustement. L'objectif est de trouver la « droite de régression de y en x » qui minimise la somme de ces écarts.

Les coefficients a et b liant la glycémie avec le signal PPG sont :

$$a = \frac{\sum(PPG - \overline{PPG})(Gly - \overline{Gly})}{\sum(Gly - \overline{Gly})^2} \dots \dots \dots (III.8)$$

$$b = \overline{PPG} - (a * \overline{Gly}) \dots \dots \dots (III.9)$$

Tableau III.5 - Les coefficients a et b liant la glycémie avec le signal PPG

Appareil de mesure	a	b
ISUCARE	385.9276	2016.7
PRECIGO	291.6872	2124.4

III.5.2. Implémentation du signal PPG sous Arduino

Un signal PPG de 128 échantillons est affiché sur le moniteur série du logiciel Arduino(figure III.13), à des fins d'identifier le pic du signal correspondant à notre taux de glycémie. Enfin, nous utilisons le coefficient de la droite pour déduire le taux souhaité. Ce

taux sera ensuite transmis sur un afficheur OLED et à notre application mobile sur un smartphone via le Wi-Fi.

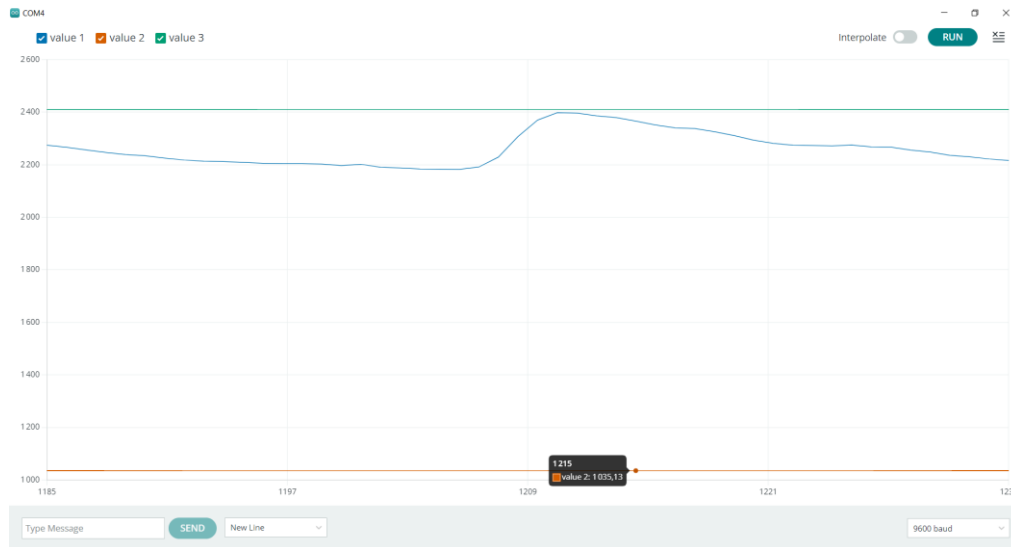


Figure III.13 - Estimation du taux de glycémie sur IDE arduino

III.6. Pompe d'injection d'insuline automatisée

Suite aux résultats précédents, on a utilisé une pompe basée sur un moteur pas à pas commandé par l'ESP32, chargé d'administrer automatiquement la dose adéquate d'insuline au patient après l'avoir averti par un Buzzer où un programme a été conçu pour cela. Ce système utilise des composants électromécaniques afin d'assurer une administration fiable et contrôlée de l'insuline adéquate pour les patients diabétiques, nécessitant un suivi régulier de leur glycémie. Le fonctionnement global de ce système est représenté dans l'organigramme, où l'ESP32 contrôle la pompe comme dans le prototype (Figure III.15), et la détection de la glycémie est suivie par des avertissements sonores via un Buzzer.

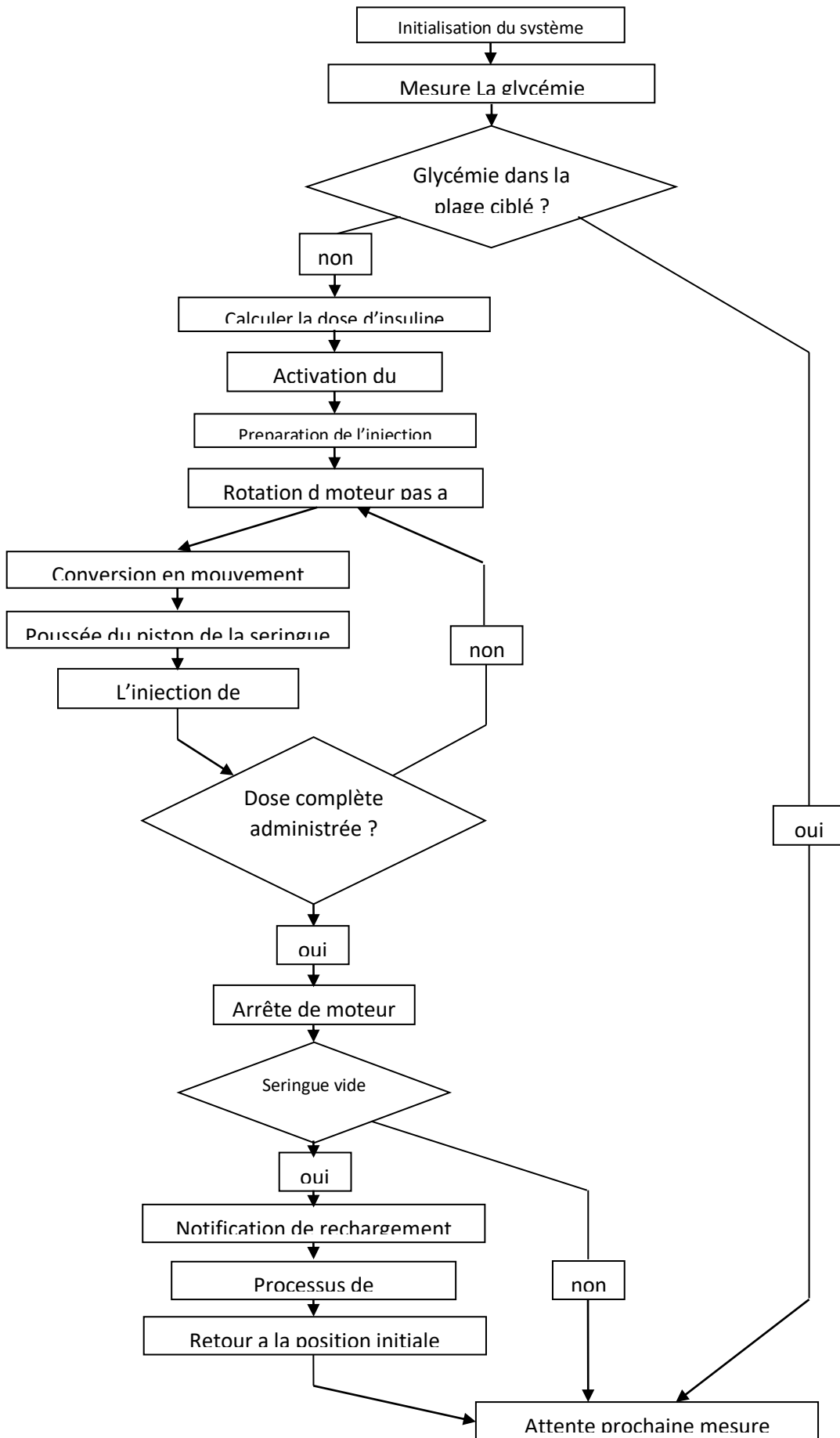


Figure III.14 - Organigramme de Pompe d'injection d'insuline automatisée

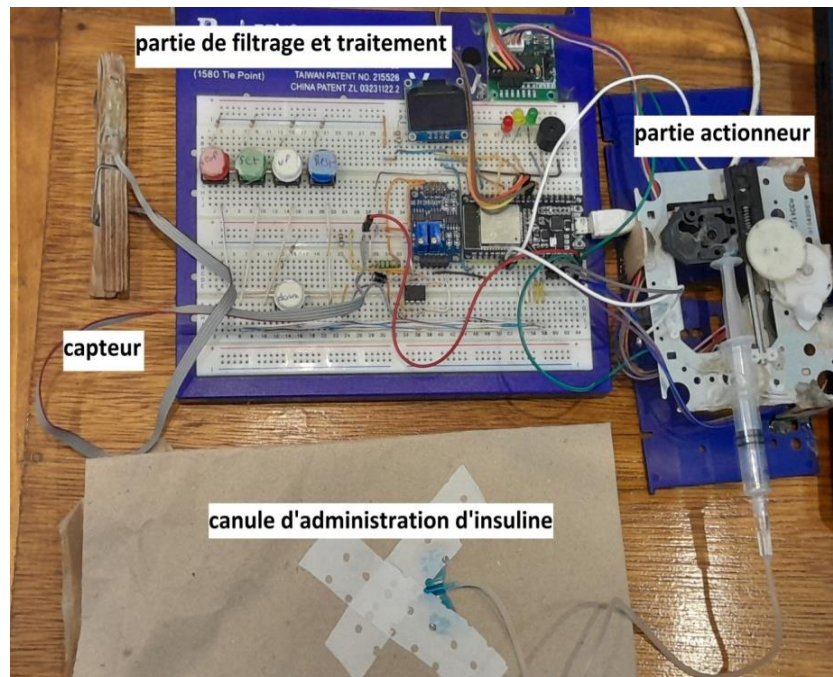


Figure III.15 - Photo du prototype de la Pompe d'injection d'insuline automatisée

III.5.1. Composants principaux

III.5 .1.1. Moteur pas à pas

Le moteur pas à pas, modèle 28BYJ-48 de 5V, est un élément central du système. Il génère la force nécessaire pour activer le mécanisme de la pompe à insuline. Grâce à sa conception, ce moteur permet un contrôle extrêmement précis de la rotation, ce qui est crucial pour garantir un dosage exact de l'insuline. Ce moteur est contrôlé via un pilote ULN 2003, qui permet de réguler finement ses mouvements, assurant ainsi une injection régulière et sûre de l'insuline (figure III.16).

III.5 .1.2. Disque perforé et encodeur

Le système de mesure des rotations du moteur repose sur un disque perforé fixé à l'axe du moteur, associé à un encodeur modèle HC-020K. Ce dispositif permet de suivre précisément la rotation du moteur. Lors de chaque rotation, l'encodeur détecte les perforations du disque et génère des impulsions électriques. Ces impulsions servent à calculer l'angle exact de rotation du moteur, garantissant une administration d'insuline fiable et sécuriser.

III.5 .1.3. Système d'engrenages

Le mouvement rotatif du moteur pas à pas est converti en mouvement linéaire grâce à un système d'engrenages. Cette conversion est essentielle pour actionner le piston de la seringue qui injecte l'insuline. Le système d'engrenages permet également d'amplifier la force produite

par le moteur, assurant ainsi une plus grande précision dans le contrôle du déplacement linéaire, garantissant que la dose administrée est exacte.

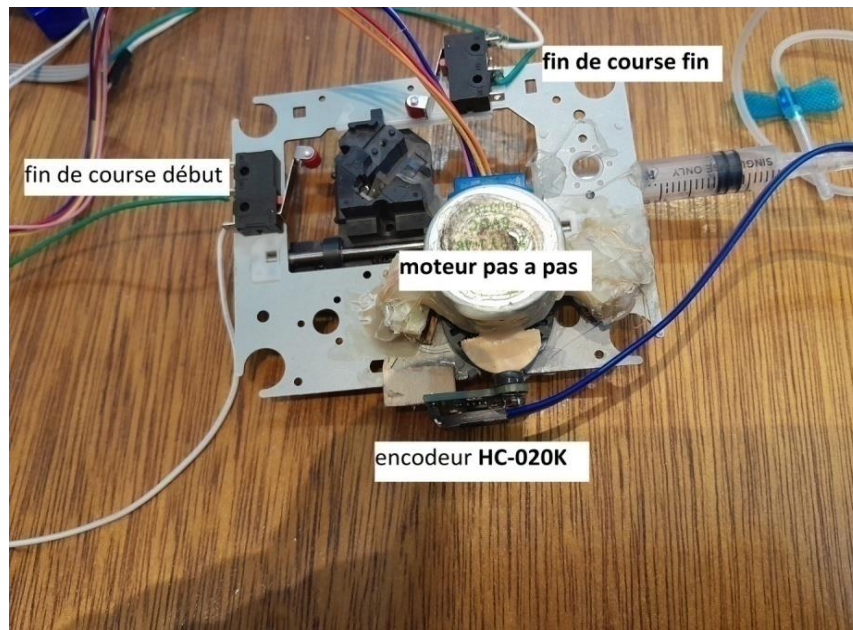


Figure III.16-de la Pompe d'injection d'insuline Composants principaux

III.5 .1.4. Barre coulissante

La barre coulissante fixée à un axe latéral, joue un rôle crucial en transformant le mouvement rotatif des engrenages en un déplacement linéaire. Ce mouvement linéaire permet d'actionner le piston de la seringue, ce qui injecte l'insuline dans le corps du patient de manière contrôlée.

III.5 .1.5. Fins de course

Pour éviter tout dépassement mécanique, des fins de course sont installées aux extrémités du mouvement de la barre coulissante. Elles servent à détecter la position initiale et finale de la barre. Grâce à ces dispositifs, le système sait quand la barre atteint ses limites et peut stopper automatiquement le moteur pour prévenir tout dommage ou dysfonctionnement.

III.5 .1.6.Seringue

La seringue, qui contient l'insuline, est connectée à la barre coulissante. Lorsque cette dernière se déplace sous l'action des engrenages, le piston de la seringue est poussé, ce qui permet l'injection précise de l'insuline. Ce mécanisme garantit un débit constant et contrôlé d'insuline.

III.5 .1.7. Dispositif d'administration épicroânienne :

Le dispositif d'administration épicroânienne (figure III.17), implanté sous la peau du ventre, est conçu pour une injection d'insuline précise et sans gêne. Connecté à une seringue via une tubulure de 30 cm résistante à la pliure, il permet une administration directe dans les tissus sous-cutanés. La tubulure reprend toujours sa forme initiale après chaque manipulation, garantissant un flux constant. L'insuline est délivrée de manière continue ou périodique, réduisant l'inconfort des injections répétées tout en assurant une diffusion régulière et fiable du médicament.



Figure III.17-Dispositif d'administration d'insuline épicroânienne

III.5 .2. Principe de fonctionnement global

III.5 .2.1. Initialisation

Le système est activé et la barre coulissante se positionne à son point de départ, confirmé par la fin de course du début. Le système est alors prêt à administrer la dose prescrite.

III.5 .2.2. Calcul de la dose

La dose d'insuline à injecter est calculée en fonction de la glycémie mesurée, la glycémie cible (fixée à 1,5 g/L), et le facteur de sensibilité du patient. La formule de calcul est la suivante :

$$\text{Dose d'insuline} = \frac{\text{Glycémie mesurée} - \text{Glycémie cible}}{\text{facteur desensibilité}} \dots \dots \dots (III. 10)$$

III.5 .2.3 Administration de l'insuline

Une fois la dose calculée, le moteur pas à pas est activé et commence à tourner. Le disque perforé envoie des impulsions à l'encodeur, ce qui permet de suivre précisément la rotation. Le mouvement est converti en déplacement linéaire de la barre coulissante, qui pousse le piston de la seringue. L'insuline est alors injectée via le cathéter relié au dispositif épicroânien, permettant une diffusion directe sous la peau.

III.5 .2.4. Fin de l'administration

Lorsque la dose d'insuline calculée est atteinte, le moteur s'arrête automatiquement. Si le capteur de fin de course est activé, le système s'interrompt également pour éviter tout dépassement mécanique. À ce moment-là, un message est envoyé au patient pour l'inviter à recharger la seringue en insuline, garantissant ainsi que le système soit toujours prêt à administrer la prochaine dose sans interruption.

III.5 .2.5. Système de rechargement

Le système de rechargement de l'insuline est conçu pour être simple et efficace. Lorsque le patient doit recharger le dispositif, il commence par configurer l'appareil et connecter la tubulure à une nouvelle ampoule d'insuline. Le moteur inverse alors sa rotation pour ramener la barre coulissante à sa position initiale. Une fois cette opération effectuée, le capteur de fin de course de début vérifie que la seringue est correctement remplie. Ainsi, le système se prépare automatiquement pour la prochaine injection, assurant une administration fluide et continue de l'insuline sans effort supplémentaire de la part du patient.

III.6. Développement d'une Application Smartphone Dédiée au monitoring du diabète

III.6.1. La réalisation d'Insuvida Techno

La création d'Insuvida Techno, notre application mobile, constitue une étape essentielle de notre projet. Cette application est spécifiquement conçue pour permettre la visualisation du signal PPG et la lecture précise du taux de glycémie. Elle est parfaitement intégrée au fonctionnement de la pompe à insuline, offrant ainsi aux professionnels de santé la possibilité de surveiller le glucose en temps réel .

Choix du nom « Insuvida Techno »

Le nom « **Insuvida** » est porteur de sens et d'émotion. Il associe « **Insu** », en référence à l'insuline, et « **Vida** », signifiant « **vie** » en espagnol, symbolisant ainsi l'objectif de notre projet : contribuer à une meilleure qualité de vie pour les patients. « **Techno** » met en avant l'innovation technologique qui caractérise notre solution. Ce choix reflète à la fois la précision et l'importance de la santé dans le développement de cette application.

III.6.2. Visualisation et lecture des données

Insuvida se concentre sur deux fonctionnalités principales :

Visualisation en temps réel : L'application permet aux utilisateurs de visualiser le signal **PPG** en temps réel, avec des graphiques dynamiques qui illustrent les variations des signaux physiologiques. Cette visualisation aide à identifier rapidement les anomalies potentielles du taux de glucose.

Lecture et analyse des données : Insuvida offre une interface claire et précise pour examiner les signaux capturés. Les professionnels de santé peuvent exploiter ces données pour mieux comprendre les variations du glucose et ajuster les traitements en conséquence.

III.6.3.Intégration avec Arduino et ESP32

Le système Insuvida utilise une carte ESP32 pour capturer les signaux PPG et les transmettre via Wi-Fi à l'application mobile. Le code Arduino gère la capture des données, la connexion réseau et leur envoi à l'application. Ce processus est optimisé pour garantir une transmission rapide et fiable, réduisant les latences et assurant une synchronisation précise avec les graphiques affichés en temps réel.

III.6.4.Tests et validation

Afin d'assurer la fiabilité et la performance d'Insuvida, des tests rigoureux ont été réalisés. Ceux-ci incluent des simulations de capture de signaux PPG ainsi que des essais en conditions réelles auprès de volontaires. Les retours des utilisateurs lors de phases de validation ont permis d'optimiser les fonctionnalités et d'améliorer l'expérience utilisateur.

III.6.5.Illustrations de l'application Insuvida

Lors du lancement de l'application, les utilisateurs sont accueillis par le logo Insuvida, qui s'affiche brièvement pour offrir une introduction professionnelle et soignée.



Figure III.18-Logo d'application smartphone

Des écrans d'introduction présentent ensuite les fonctionnalités principales de l'application, facilitant une prise en main intuitive pour les nouveaux utilisateurs qui sont guidés par les Figure suivant :



Figure III.19 - Présentation de l'application page 1



Figure III.20 - Présentation de l'application page 2



Figure III.21 - Présentation de l'application page 3

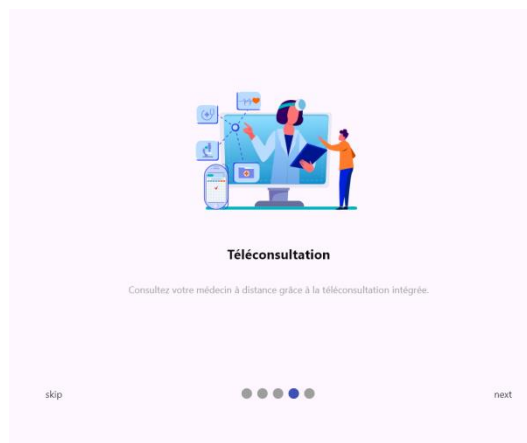


Figure III.22 - Présentation de l'application page 4

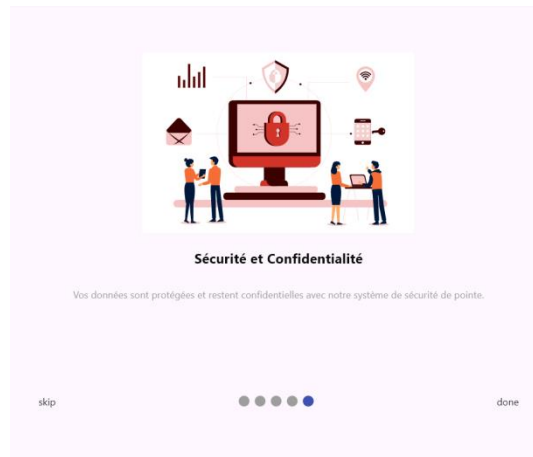


Figure III.23 Présentation de l'application page 5

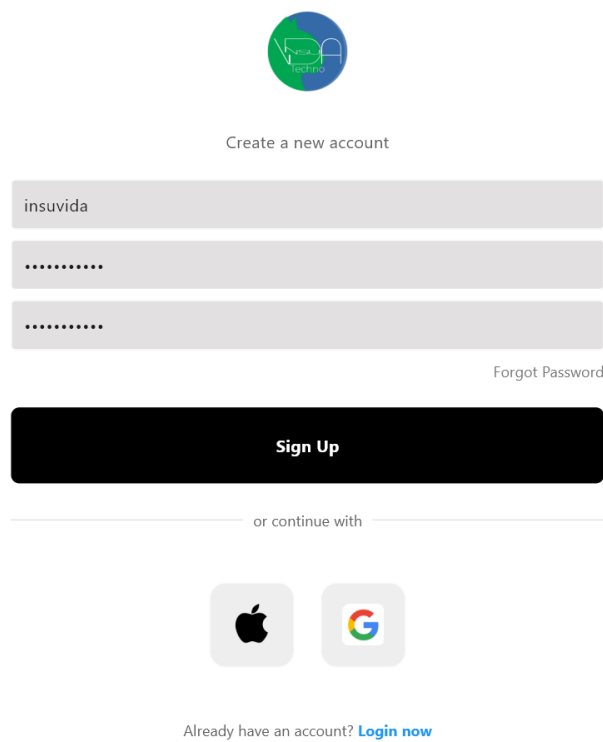


Figure III.24 - Inscription utilisateur

L'interface de utilisateur est constituée de :

- Une **page d'accueil** pour la visualisation en temps réel des signaux PPG détecter

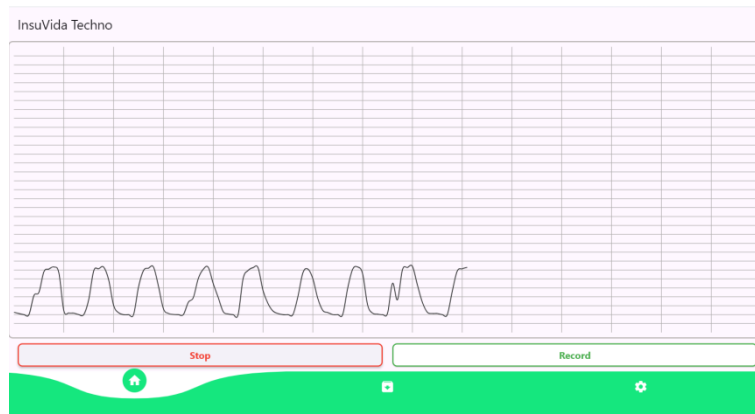


Figure III.25 visualisation du signal PPG dans l'application

- Une **fenêtre d'archive** permettant aux utilisateurs de consulter et gérer les données historiques des signaux PPG .

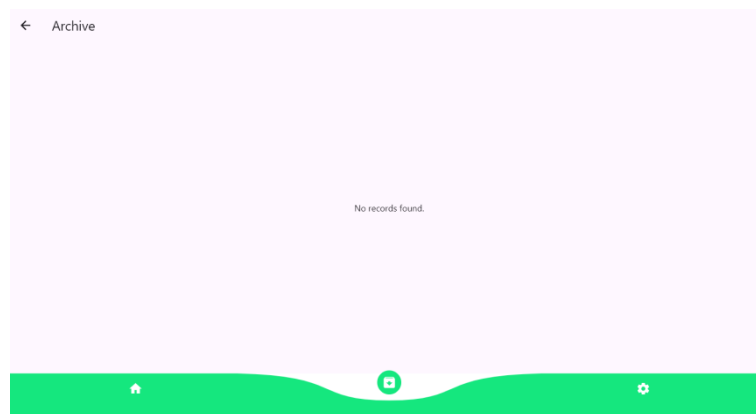


Figure III.26 – page des archives

- Une **fenêtre de paramètres**, conçue pour offrir une gestion simple et sécurisée du compte utilisateur, incluant un bouton de déconnexion



Figure III.27 - page des paramètres

III.6.6.Organisation de la base de données

Pour garantir la sécurité des données médicales et permettre le stockage historique des données glycémiques, **Insuvida** utilise **MongoDB** comme solution de base de données. Cette technologie offre un haut niveau de sécurité et une gestion efficace des données sensibles grâce à son architecture robuste et évolutive.

La base de données est organisée en collections, où chaque une elles contient des documents représentant les enregistrements individuels des utilisateurs. Ces documents incluent des informations essentielles telles que les valeurs des signaux PPG , les résultats d'analyse et les données de calibration.

Le développement de cette base de données est actuellement en cours, à des fin : d'assurer une gestion sécurisée et efficace des données tout en offrant un accès rapide et fiable aux professionnels de santé .

III.7 .Conclusion :

Ce chapitre présente la conception et la mise en œuvre d'un dispositif électronique pour l'acquisition du signal Photopléthysmographe (PPG), permettant de surveiller en temps réel le taux de glycémie et de gérer l'administration d'insuline de manière automatisée. Le système repose sur un capteur infrarouge, un phototransistor, ainsi que des modules de traitement du signal comme l'AD620 et l'ESP32 pour assurer une connectivité sans fil et un traitement rapide et un moteur pas à pas pour la pompe à insuline.L'étude montre une corrélation entre le PPG et les mesures de glycémie, validée par des tests sur plusieurs sujets, avec l'objectif de permettre une administration précise et sécurisée de l'insuline aux patients diabétiques.

Conclusion Général

Ce projet de fin d'étude nous a permis d'aboutir à la conception d'un dispositif médical portatif alliant une chaîne d'acquisition du signal photopléthysmographique (PPG) et une pompe à insuline automatisée. Où l'objectif principal était le développement d'une solution non invasive pour le suivi en temps réel de la glycémie, tout en garantissant une administration précise et sécurisée de l'insuline. S'inscrivant dans la réponse aux défis majeurs posés par le diabète, ce dispositif vise à améliorer la qualité de vie des patients en offrant une alternative innovante aux méthodes conventionnelles de gestion de la maladie.

Notre prototype combine les avancées de l'électronique embarquée et de la programmation pour offrir une solution complète et performante. Le cœur de notre système repose sur l'utilisation de l'ESP32 occupant un rôle central en numérisant le signal PPG et en le transmettant vers un PC ou un smartphone via notre application « Insuvida Techno ». Ce dispositif permet non seulement de surveiller la glycémie en temps réel, mais également de simplifier la gestion quotidienne du diabète, réduisant ainsi les contraintes liées aux méthodes conventionnelles.

Les contributions majeures de notre projet comprennent la réalisation d'un photopléthysmographe, la conception d'une pompe à insuline et le développement d'une application mobile assurant un suivi personnalisé. Le cheminement technique a été structuré en trois étapes essentielles : l'étude approfondie du diabète et du signal PPG, l'analyse des outils matériels et logiciels, et la mise en œuvre pratique de l'acquisition du signal et de la pompe à insuline.

Dans ce travail, nous avons mis en œuvre une méthode d'étalonnage du capteur en nous appuyant sur un glucomètre commercial. La technique de corrélation que nous avons utilisée, révèle des coefficients de corrélation élevés ce qui confirme la validité de l'étalonnage de notre capteur.

En conclusion, ce travail met en lumière l'importance des technologies modernes dans le domaine médical, en particulier dans la lutte contre le diabète. Les résultats obtenus confirment la faisabilité et la pertinence de l'approche choisie, ouvrant la voie à de futures améliorations et à une éventuelle commercialisation de ce dispositif. Ce projet contribue non seulement à améliorer la qualité de vie des patients diabétiques, mais aussi à réduire les contraintes liées à leur prise en charge quotidienne.

Bibliographies

- [1] World Health Organization. *Global Report on Diabetes*. Geneva: WHO Press, 2016.
- [2] L. M. Smith, R. P. Jones, and K. M. Taylor, "Pancreatic endocrine functions and their regulation," *Journal of Endocrinology*, vol. 182, no. 4, pp. 345–356, 2004.
- [3] Institut Pasteur d'Algérie. *Rapport sur le diabète en Algérie*, Alger : Éditions IPA, 2019.
- [4] R. K. Peters, J. L. Hill, and M. Y. Thomas, "The dual roles of the pancreas: endocrine and exocrine functions," *Pancreatic Physiology*, vol. 3, no. 1, pp. 22–30, 2019.
- [5] M. Bliss, *The Discovery of Insulin*, University of Toronto Press, 1992.
- [6] American Diabetes Association, "Diagnosis and classification of diabetes mellitus," *Diabetes Care*, vol. 33, suppl. 1, pp. S62–S69, 2010.
- [7] Halimi, Serge, "Le diabète de type 2 ou diabète non insulino-dépendant," *Médecine des Maladies Métaboliques*, vol. 2, no. 3, pp. 223–231, 2005.
- [8] International Diabetes Federation. "Managing hypoglycemia in diabetes." *IDF Guidelines*, 2017.
- [9] International Diabetes Federation, *IDF Diabetes Atlas*, 10e éd., 2021.
- [10]OMS, *Classification et diagnostic du diabète et des complications hyperglycémiques*, Genève : WHO Press, 2019.
- [11] J. B. Buse, "Type 2 diabetes mellitus treatment strategies: A comprehensive review," *Diabetes Care*, vol. 27, no. 5, pp. 1245–1254, 2004.
- [12] Dr. H. Benali, *Le diabète en milieu saharien*, Oran : Université d'Oran, 2015.
- [13] J. L. Tymoczko, J. M. Berg, and L. Stryer, *Biochemistry: A Short Course*, 2nd ed., New York: W.H. Freeman, 2010.
- [14]International Diabetes Federation, "Complications of Diabetes," IDF Official Website, 2022.
- [15]Mayo Clinic, "Diabetic Complications," Mayo Clinic Official Website, 2022.
- [16]World Health Organization, "Diabetes Fact Sheet," WHO, 2022.
- [17]Pickup, J., & Williams, G., *Textbook of Diabetes*, 4th ed., Wiley-Blackwell, 2010, pp. 723–758.
- [18] Boukhalfa, S., *Gestion et prise en charge du pied diabétique : Complications et prévention*, Université de Béjaïa, Mémoire de Master, 2020, pp. 45–62.
- [19] A. Legrand, BPCO : "La spirométrie en médecine générale" .Revue MedicaleBrux . 2003; 4 : A 345-9
- [20] J. ALLEN, "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement," *Physiological Measurement*, vol. 28, no. 3, pp. R1–R39, Mar. 2007.
- [21] Arduino. *WhatisArduino?*. Disponible sur : <https://www.arduino.cc/en/Guide/Introduction>
- [22]Université Laval. *Introduction à Arduino*. Disponible sur : <https://www.ift.ulaval.ca>

- [23] Random Nerd Tutorials. *Getting Started with ESP32*. Disponible sur : <https://randomnerdtutorials.com/getting-started-with-esp32>
- [24] Adafruit. *Monochrome 0.96" OLED Display Information*. Disponible sur : <https://learn.adafruit.com/monochrome-oled-breakouts/overview>
- [25] Texas Instruments. *Battery Management ICs – TP4056 Documentation*. Disponible sur : <https://www.ti.com>
- [26] Geekcreit. *HC-020K Rotary Encoder Datasheet*. Disponible sur : <https://datasheetspdf.com>
- [27] Analog Devices. *AD620 Instrumentation Amplifier Datasheet*. Disponible sur : <https://www.analog.com/en/products/ad620.html>
- [28] Adafruit Learning System. *Understanding IR LEDs and Photodiodes*. Disponible sur : <https://learn.adafruit.com/ir-sensor>
- [29] Osram Opto Semiconductors. *BPX43 Phototransistor Datasheet*. Disponible sur : <https://www.osram.com>
- [30] SparkFun Electronics. *Step Motor Basics*. Disponible sur : <https://www.sparkfun.com>
- [31] All About Circuits. *Understanding Motor Drivers with ULN2003*. Disponible sur : <https://www.allaboutcircuits.com>
- [32] Datasheet. *Magnetic Buzzer CMT-1209 Datasheet*. Disponible sur : <https://www.cuidevices.com>
- [33] MathWorks. (2021). "MATLAB Documentation". MathWorks. Available online.
- [34] Labcenter Electronics. (2020). "ISIS - PCB Design and Simulation". Available online.
- [35] Google. (2023). "Flutter Documentation". Flutter.dev. Available online.
- [36] Google. (2023). "Android Studio Documentation". Android Developers. Available online.
- [37] Oracle. (2021). "Java SE Documentation". Oracle. Available online.
- [38] Microsoft. (2023). "Visual Studio Documentation". Microsoft. Available online.
- [39] Dart. (2023). "Dart Programming Language". Available online.
- [40] MongoDB, Inc. (2023). "MongoDB Documentation". Available online.

Annexe A

Fiche technique du projet :

Prénom et nom :	SLATNA IMAD EDDINE
Intitulé	InsuVida Techno
Numéro de téléphone	0770525758
Votre adresse email	insuvidatechno@gmail.com
Ville ou commune d'activité	Ain Témouchent

Nature du projet : production de la pompe insuline et vendu dans le marcher national et africaine.

L'étude économique

La pompe à insuline représente une solution prometteuse pour améliorer la qualité de vie des patients diabétiques tout en réduisant les coûts associés à la gestion de la maladie. Cependant, pour qu'elle soit pleinement efficace, il est essentiel d'améliorer son intégration avec d'autres technologies de santé et d'assurer un soutien médical adéquat. Cela pourrait transformer la manière dont le diabète est géré et offrir des perspectives économiques favorables tant pour les patients que pour le système de santé.



Les concurrents :

Les concurrents directs

Il n'y a pas de concurrent direct au niveau national.

Les concurrents indirects

Les importateurs d'équipements médicaux représentent une concurrence indirecte significative pour les pompes à insuline. Leur diversité de produits, leur accessibilité et leur capacité à sensibiliser les patients peuvent influencer le marché. Pour se démarquer, il sera crucial pour les fabricants de pompes à insuline de mettre en avant leurs avantages uniques, notamment l'efficacité et la gestion proactive du diabète.

Annexe A

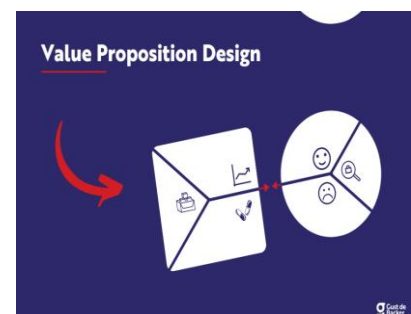
Problématique :

Les patients atteints de diabète rencontrent d'importantes difficultés pour maintenir des niveaux de glycémie stables en raison des fluctuations causées par l'alimentation, l'activité physique et le stress. Ils doivent souvent recourir à des injections manuelles répétées d'insuline, ce qui engendre un inconfort et complique la gestion efficace de la maladie. Ces injections ne sont pas seulement douloureuses et gênantes, mais elles exigent également une grande précision dans l'estimation des doses, ce qui peut facilement conduire à des erreurs et entraîner des épisodes d'hypoglycémie ou d'hyperglycémie. Ces fluctuations peuvent être dangereuses pour la santé. En outre, les patients subissent un fardeau psychologique considérable en raison de la surveillance constante de leurs niveaux de sucre et de l'anxiété liée aux variations imprévues. Bien que les avancées technologiques existent, l'intégration des pompes à insuline avec les dispositifs de surveillance continue de la glycémie n'est pas suffisamment courante, ce qui réduit l'efficacité de ces outils pour fournir une administration précise et continue de l'insuline. De plus, les patients nécessitent un soutien médical continu pour ajuster les doses et résoudre les problèmes techniques, un service qui n'est pas toujours disponible en temps opportun. Tous ces facteurs rendent difficile pour les patients diabétiques de gérer leur maladie de manière efficace et d'atteindre une bonne qualité de vie.



1-Value proposition :

- Première pompe à insuline fabriquée en Algérie
- Prix plus abordable que les pompes importées
- Maintenance et support technique local
- Interface en arabe, français et anglais
- Suivi glycémique automatisé
- Design adapté aux conditions climatiques locales
- Garantie et service après-vente local
- Formation et support aux utilisateurs
- Réduction des coûts de traitement à long terme



2- CUSTOMER SEGMENTS :

- Patients diabétiques de type 1
- Patients diabétiques de type 2 nécessitant de l'insuline
- Hôpitaux publics algériens
- Cliniques privées
- Diabétologues et endocrinologues



Annexe A

- Pharmacies
- CNAS (Caisse Nationale des Assurances Sociales)

3- CUSTOMER RELATIONSHIPS :

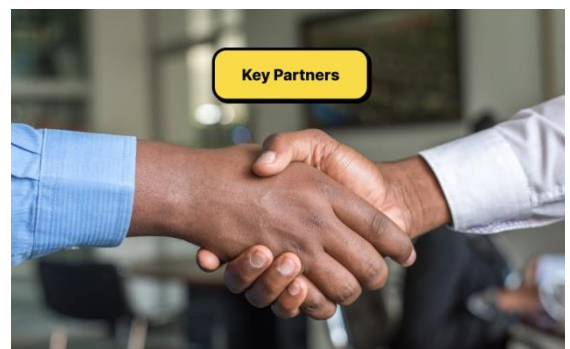
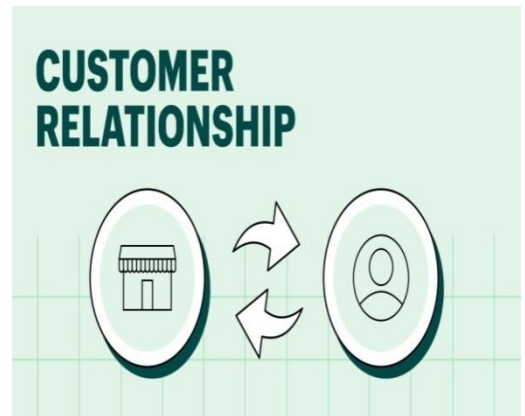
- Support technique 24/7
- Programme de formation pour les patients
- Application mobile de suivi
- Communauté d'utilisateurs en ligne
- Service après-vente dédié
- Sessions de formation pour les professionnels de santé
- Hotline médicale d'urgence
- Programme de fidélité et de suivi personnalisé

4- CHANELES :

- Distribution via le réseau de pharmacies
- Partenariats avec les hôpitaux publics
- Présence dans les cliniques privées
- Site web et application mobile dédiés
- Service commercial direct pour les institutions
- Participation aux congrès médicaux
- Réseau de distributeurs médicaux agréés
- Programme de formation dans les centres de santé

5 -Key Partner :

- Ministère de la Santé algérien
- Incubateur UAT
- CNAS
- Fournisseurs de composants électroniques
- Hôpitaux universitaires
- Associations de diabétiques
- Facultés de médecine
- Laboratoires pharmaceutiques
- Distributeurs médicaux



Annexe A

6 Key activité :

- Recherche et développement
- Production des pompes
- Contrôle qualité
- Formation des utilisateurs
- Maintenance et SAV
- Marketing et vente
- Support technique
- Relations avec les autorités sanitaires
- Certification et homologation

7 Key ressources :

- Équipe R&D et ingénierie
- Usine de production aux normes ISO
- Brevets et certifications
- Équipe de support technique
- Réseau de distribution
- Infrastructure IT et logiciels
- Personnel médical qualifié
- Laboratoire de contrôle qualité



8 - STRUCTURE COST :

8_1 -Frais fixes :

- Matières premières
- Production
- Distribution
- Formation et support
- Maintenance
- Commission des distributeurs

Annexe A

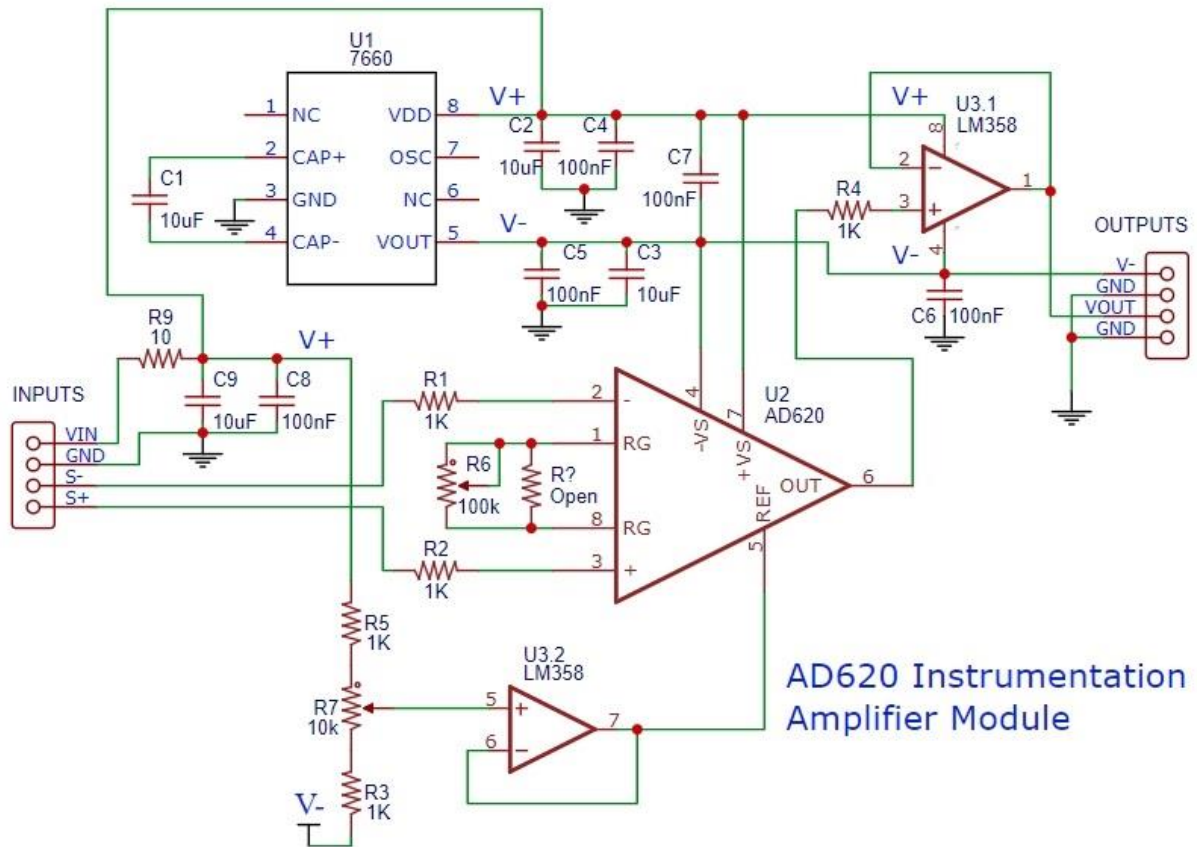
8_2 Frais variable:

- Salaires du personnel
- Infrastructure de production
- R&D
- Certification et homologation
- Marketing et communication
- Location des locaux

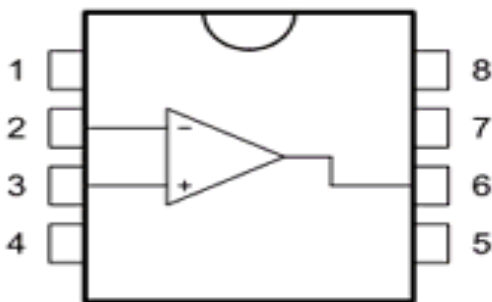
9 -Revenue Stream

- Vente directe des pompes à insuline
- Vente des consommables (réservoirs, cathéters)
- Contrats de maintenance
- Formations professionnelles
- Services de support premium
- Contrats avec la CNAS
- Ventes aux institutions médicales
- Services de télésurveillance

Annexe B



UA741



- 1 - Offset null 1
- 2 - Inverting input
- 3 - Non-inverting input
- 4 - V_{CC}^-
- 5 - Offset null 2
- 6 - Output
- 7 - V_{CC}^+
- 8 - N.C.