



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Télémedecine

Présenté par : **SEBAA Rabab**

**ETUDE ET CONCEPTION D'UN GLUCOMETRE
NON-INVASIF COMMUNIQUE A UNE
APPLICATION SUR SMART PHONE
(Auto-surveillance du diabète)**

Soutenu le 27 Juin 2018 devant le Jury

Mr	SOULIMANE Soufiane	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Président
Mr	KHOLKHAL Mourad	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Examineur
Melle	HABIBES Naïma	<i>MAA</i>	Université de Tlemcen	Encadreur

Année universitaire 2017-2018

REMERCEMENTS

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

Je tiens également à remercier plus particulièrement ma chère encadreuse Mme « Hbibes Naima » et lui témoigner ma gratitude pour sa patience et son soutien qui m'a été précieux afin de mener à bien mon travail.

Mes vifs remerciements vont également aux membres du jury pour l'intérêt qu'ils ont bien voulu porter à ma recherche en acceptant d'examiner mon travail et l'enrichir par leurs propositions.

A tout le personnel enseignant et administratif du département GBM de l'université Abou bakr Belkaid de Tlemcen. Je tiens aussi à remercier Mr « Belaid Boumedienne » qui s'est toujours montré à l'écoute et très disponible tout au long de la réalisation de ce mémoire.

Aux responsables et au personnel du service de maintenance du CHU Batna.

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

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

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail:

A Mes parents :

Ma mère, mon inspiration, mon soutien, ma confidente, ma force, mon espoir, ma positivité. Pour tous les sacrifices consentis et ses précieux conseils, ses prières tout au long de mes études, pour toute son assistance et sa présence dans ma vie, reçois à travers ce modeste travail l'expression de mes sentiments et de mon éternelle gratitude.

Mon père, « My hero » qui a su m'écouter, me conseiller, apaiser mes craintes dans les moments de doute, me donner le sourire dans les moments de peine; Merci pour les valeurs nobles, l'éducation et le soutien permanent venu de toi.

Que dieu leur procure bonne santé et longue vie

A mes chères sœurs Housna et Afaf, et mes petites sœurs wissal et yakine pour leurs encouragements, leur prières, et leur soutien moral.

A mes chers frères Wassal et Bilel pour leur appui et leur encouragement,

Que mes amies trouvent ici l'expression d'un grand «Merci »pour leur soutien tout le long de ces années passées ensemble.

A toute ma famille pour leur soutien tout au long de mon parcours universitaire,

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION GENERALE	2
-----------------------------	---

CHAPITRE I

Apports de la télémédecine dans la maladie du diabète	4
1 Introduction	5
2 La télémédecine	5
2.1 Définition	5
2.2 Formes–Objectifs et Garanties de la Télémédecine	6
2.2.1 Formes	6
2.2.2 Objectifs	7
2.2.3 Garanties.....	8
3 Le Diabète	8
3.1 Définition	8
3.2 Le pancréas	9
3.2.1 Définition	9
3.2.2 Morphologie externe	10
3.3 Diabète en Chiffres	10
3.4 Types de diabète	11
3.5 Symptômes	12
4 Télémédecine et Diabète	13
4.1 Principe de la télémédecine	13
4.2 Buts de la télémédecine	13
4.3 Traitement du diabète	13
4.4 Mesure de la glycémie	14
4.5 Procédés invasifs	15
5 Conclusion.....	17

CHAPITRE II

Conception d'un Glucomètre Non-invasif basé sur une diode laser	18
1 Introduction.....	19
2 Définition et Historique	19
3 Etude théorique du système proposé	20
3.1 Principe de fonctionnement théorique	20
3.2 Sélection optimale de la lumière	22
3.3 Laser utilisé et ses caractéristiques	23
4 Méthodologie d'expérience	24

TABLE DES MATIERES

4.1	Conception du système	24
4.2	Implémentation	25
4.2.1	Emission.....	25
4.2.2	Réception.....	27
4.2.3	Acquisition de donnée	27
4.2.4	Calibrage.....	30
4.2.5	Affichage	32
4.2.6	Système d’alerte visuel incorporé	32
4.2.7	Transmission par Bluetooth vers un smart phone	33
5	Etude expérimentale des résultats	35
5.1	Étude de la précision	35
5.2	Le temps de stabilisation	35
5.3	Anomalies Décelées.....	36
6	Conclusion.....	38

CHAPITRE III

Etude comparative entre Glucomètres Non-invasifs fonctionnant à base de diode laser et salive avec glucomètre conventionnel

39

1	Introduction.....	40
2	Méthode et Etudes réalisées.....	40
2.1	Glucomètre Non-Invasif basé sur salive(Généralités) :	40
2.1.1	Conception expérimentale :	41
2.1.2	Explication des différents étages du dispositif réalisé :.....	42
2.1.2.1	Biocapteur et son interaction avec la salive	42
2.1.2.2	Amplification et filtrage.....	42
	a) Amplification	42
	b) Filtrage	43
2.1.2.3	Acquisition de données et calibrage.....	44
2.1.3	Conseils à suivre avant de prendre une mesure	44
2.2	Glucomètre de référence piqûre de doigt standard (My life Pura).....	45
3	Comparaison des lecteurs de glycémie	46
3.1	Le dispositif à laser	47
3.2	Le dispositif à salive	48
4	Approche de Clarck error grid	49
4.1	Définition de l’approche	50
4.2	Résultats et discussions	51
5	Conclusion	52

TABLE DES MATIERES

CHAPITRE VI

Conception et réalisation d'une application ANDROID pour l'autosurveillance du diabète.....	53
1 Introduction.....	54
2 Définition de l'Android	54
2.1 Architecture d'Android	55
2.2 Outil de développement Android (Android Studio)	56
2.3 Fonctionnalités	56
3 Conception et analyse de l'application	57
3.1 Création de projet	57
3.2 Structure du projet	57
3.3 Fonctionnement de l'application « Diabetes »	59
3.3.1 Mise en place d'une BDD interne SQLite	60
3.3.2 Exécution de l'application.....	60
4 Conclusion.....	64
CONCLUSION GENERALE	66
ANNEXE.....	68
Annex 1	69
Annex 2	71
Annex 3	74
Annex 4	77
Annex 5	79
BIBLIOGRAPHIE	82

LISTE DES FIGURES ET TABLEAUX

Liste des figures

CHAPITRE I

Figure 1 Principe de fonctionnement de la prise en charge du malade	7
Figure 2 Anatomie du pancréas	9
Figure 3 Diabète en chiffres	10
Figure 4 Glycémie capillaire	15
Figure 5 Bandelettes analyse d'urine	16
Figure 6 Système surveillance continu	16
Figure 6 Implant en remplacement du pancréas.....	17

CHAPITRE II

Figure 1 L'angle de réfraction diminue avec l'augmentation de la concentration de glucose dans les solutions de de glucose.....	21
Figure 2 Diodes laser	23
Figure 3 Schéma bloc illustre le dispositif de surveillance de la glycémie non invasif	25
Figure 4 Module diode laser et son brochage	26
Figure 5 La transmittance de lumière visible et la lumière laser dans l'eau.....	26
Figure 6 Le diagramme schématique du photo-détecteur (récepteur)	27
Figure 7 La carte Arduino–UNO.....	28
Figure 8 Schéma d'un Arduino	29
Figure 9 Le logiciel qui permet la programmation d'une carte Arduino	29
Figure 10 Affichage de valeurs mesurées sur le moniteur série.....	30
Figure 11 Glucomètre MY LIFE Pura / Pince PPG	30
Figure 12 Graphe de calibrage.....	31
Figure 13 Brochage de l'afficheur LCD avec Arduino	32
Figure 14 Voyants d'alerte visuel	33
Figure 15 Assemblage du module Bluetooth HC-06 avec Arduino	33

LISTE DES FIGURES ET TABLEAUX

Figure 16 Conception finale du glucomètre Non-Invasif basé sur laser (sous Isis)....	34
Figure 17 Circuit imprimé	34
Figure 18 Les résultats expérimentaux du dispositif avant et après un repas	35
Figure 19 Courbe périodique de stabilisation du dispositif	36
CHAPITRE III	
Figure 1 Schéma bloc de dispositif non invasif basé sur salive	41
Figure 2 Réaction d'oxydation du glucose	42
Figure 3 Amplificateur opérationnel (circuit intégré)	43
Figure 4 Réponse d'un filtre passe bas	43
Figure 5 Concept d'un glucomètre non invasif salivire (sous Isis)	44
Figure 6 Circuit finale	44
Figure 7 Illustration des conseils à suivre avant d'établir une mesure	45
Figure 8 Mesure avec My Life Pura.....	45
Figure 9 Conception finale d'un ensemble regroupant les deux circuits de dispositifs non invasifs	47
Figure 10 Les niveaux de glycémie mesurés en utilisant le dispositif non invasif (laser) et le glucomètre référentiel.....	48
Figure 11 Les niveaux de glycémie mesurés en utilisant le dispositif non invasif (Salive) et le glucomètre référentiel	49
Figure 12 L'approche de Clarke Error Grid	50
Figure 13 L'application de l'approche Clarke Error Grid sur le dispositif Laser.....	52
Figure 14 L'application de l'approche Clarke Error Grid sur le dispositif de Salive	53
CHAPITRE VI	
Figure 1 Système d'exploitation Android	54
Figure 2 Diagramme d'architecture d'Android	55
Figure 3 Création du projet	57
Figure 4 Les zones logiques constituant l'interface principale d'Android studio	58

LISTE DES FIGURES ET TABLEAUX

Figure 5 Illustration du principe de fonctionnement de l'application « Diabetes »	59
Figure 6 Page d'accueil de l'application créé « Diabetes »	60
Figure 7 L'interface principale de l'application	61
Figure 8 Réception des mesures glycémiques par Bluetooth	61
Figure 9 Carnet glycémique	62
Figure 10 Les valeurs mesurées présentés dans un graphe	62
Figure 11 Note book pour prendre des notes	63
Figure 12 Contact du médecin traitant	63
Figure 13 L'introduction manuelle des données glycémiques	64

Liste des TABLEAUX

CHAPITRE I

Tableau 1 Les 3 états de la glycémie	14
--	----

CHAPITRE II

Tableau 1 Les valeurs de glycémies mesurées	31
---	----

CHAPITRE III

Tableau 1 Caractéristiques techniques et analytiques des glucomètres utilisés	46
---	----

INTRODUCTION GENERALE

INTRODUCTION GENERALE

La télémédecine consiste à exercer la médecine à distance. Les interventions, le diagnostic, les décisions thérapeutiques et les conseils reposent sur des données cliniques, sur des documents et sur d'autres supports d'information transmis par des systèmes de télécommunication

Elle est définie par l'OMS comme « l'utilisation des technologies de l'information et de la communication (TIC) pour dispenser des soins de santé dans des contextes où l'accès aux services médicaux est insuffisant »

Le développement et la mise en place de technologies d'information et de communication génèrent de nouvelles modalités en matière de soins aux patients, ces instruments sont des façons différentes d'exercer la médecine. L'adoption de la télémédecine se justifie du fait de sa vitesse et des possibilités qu'elle offre d'atteindre des patients ayant un accès limité à l'assistance médicale (zones rurales ou à faible couverture médicale), au-delà de sa capacité à améliorer les soins de santé.

La télémédecine peut employer une multitude de technologies modernes, transmettant des informations par texte, audio, vidéo ou images fixes à une frange de spécialistes ce qui est pertinent pour un certain nombre de disciplines, dont la diabétologie, la dermatologie, la radiologie et la cardiologie.

Plus remarquablement, sans aucune interaction face-à-face, les médecins peuvent surveiller de loin la pression artérielle ou les niveaux de glucose des patients à travers un écran d'ordinateur ou de smartphone.

Cette révolution numérique basée sur la convergence des réseaux informatiques comme l'Internet et les réseaux téléphoniques, a désormais acquis une maturité technique et fait l'objet d'une diffusion au sein de la population, ce qui donne une facilité d'accès et d'utilisation dans le domaine de la santé,

Et comme la maladie du diabète ne cesse de faire des ravages à l'échelle mondiale, constat qui a amené l'ONU à déclarer solennellement le 14 novembre de chaque année « Journée mondiale du diabète des Nations Unies ». (1 personne meurt du diabète toutes les 6 secondes dans le monde, soit plus que le sida, la tuberculose et la malaria) [1], mon choix s'est porté sur la nécessité d'apporter une solution alternative pour les patients atteints de diabète, soit de type 1 ou de type 2 qui sont souvent confrontés à un test de glycémie capillaire douloureux et à prendre

INTRODUCTION GENERALE

notes sur des carnets papiers objet d'égarement, pour le suivi de leur maladie, méthode classique difficile à surmonter.

Ainsi, je me propose de concevoir et de réaliser le circuit d'un glucomètre non invasif muni d'un module Bluetooth relié à une application sur smartphone que j'ai baptisé « Diabetes », capable de gérer un suivi et une surveillance locale et à distance pour le patient diabétique.

A cet effet j'ai été amené à répartir mon travail en quatre principaux chapitres :

- Le premier chapitre portera sur les généralités relatives à la télémédecine, et son apport à la maladie du diabète.
- Le deuxième chapitre est consacré à l'étude et conception du circuit de glucomètre non invasif à laser diode, principes et fonctionnements.
- Dans le troisième chapitre nous exposerons l'étude comparative entre Glucomètres Non-invasifs à diode laser ou à salive avec glucomètre conventionnel pris comme référence de calibrage.
- Le quatrième et dernier chapitre est consacré à la description et au principe de fonctionnement de l'application d'autosurveillance « Diabetes » relié par Bluetooth au glucomètre non invasif à diode laser et qui devra être installé sur smartphone afin d'assurer une surveillance régulière de l'état de santé du malade diabétique et sa prise en charge en termes de suivi et traitement médicamenteux.

CHAPITRE I

Apports de la télémédecine dans la maladie du
diabète

1 Introduction

Dans ce premier chapitre j'ai essayé de mettre en relief le concept de télémédecine rappelé par des experts dans le domaine de la santé entre autres l'organisation mondiale de la santé (OMS) qui suit de près l'évolution de cette nouvelle approche dans le savoir-faire de l'acte médical à travers l'apport de l'utilisation des technologies de l'information et de la communication dans les différentes spécialités, en l'occurrence la diabétologie dont l'apport de la télémédecine n'est plus à démontrer comme domaine d'application favorable dans le traitement et la prise en charge efficace du malade diabétique en termes de :

- 1- Une Consultation régulière par l'aide diagnostique apportée qui permet une meilleure orientation du patient et la conduite à tenir que ce soit sur un plan local ou grâce à l'orientation vers un service plus adapté à son état.
- 2- Une réduction des couts liés aux transferts inutiles de patients.

La relation télémédecine/Diabète sera ensuite abordée à partir des définitions données à la pathologie du diabète, ses symptômes, ses différents types, ainsi que l'ensemble des indices et paramètres interférant dans la gestion et suivi de la maladie (glycémie-taux d'HbA1C ...). Enfin je terminerais ce premier chapitre par citer les quelques moyens d'autosurveillance qui démontrent la prépondérance de la mesure de la glycémie dans la prise en charge du malade diabétique

2 La télémédecine :

2.1 Définition :

Dès lors que nous parlons de télémédecine il vient à l'esprit l'introduction des technologies de l'information et de la communication dans la pratique de l'acte médical.

La télémédecine est définie par l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) en 1997 comme « la partie de la médecine qui utilise la transmission par télécommunication d'informations médicales (images, compte-rendu, enregistrements, etc.), en vue d'obtenir à distance un diagnostic, un avis spécialisé, une surveillance continue d'un malade, une décision thérapeutique »

Elle met en rapport, entre eux ou avec un patient, un ou plusieurs professionnels de santé, parmi lesquels figurent nécessairement un professionnel médical et, le cas échéant, d'autres professionnels apportant leurs soins au patient.

Elle permet d'établir un diagnostic, d'assurer, pour un patient à risque, un suivi à visée préventive ou un suivi post-thérapeutique, de requérir un avis spécialisé, de préparer une décision thérapeutique, de prescrire des produits, de prescrire ou de réaliser des prestations ou des actes, ou d'effectuer une surveillance de l'état des patients. C'est finalement un acte médical à part entière qui ouvre l'accès à une médecine de pointe. [2]

2.2 Formes–Objectifs et Garanties de la Télémédecine :

2.2.1 Formes :

Les applications de la télésanté sont larges, allant de la télémédecine « médicale » définie comme « une activité professionnelle qui met en œuvre des moyens de télécommunication numérique permettant à des médecins et d'autres membres du corps médical de réaliser à distance des actes médicaux pour des malades » [3] à la télémédecine « informative » définie comme « un service de communication audiovisuelle interactif qui organise la diffusion du savoir médical et des protocoles de prise en charge des malades et des soins dans le but de soutenir et d'améliorer l'activité médicale ». [4]

La nécessaire distinction entre télésanté et télémédecine est soulignée en décembre 1998 par le Directeur général de l'OMS qui demande que soit réservée l'appellation « télémédecine » aux seules actions cliniques et curatives de la médecine utilisant les systèmes de télécommunication. [5]

LA TELEMEDECINE RECOUVRE SOUS UN MEME VOCABLE CINQ FORMES DE PRISE EN CHARGE. [6]:

a) **Téléconsultation** : La téléconsultation permet à un professionnel médical de donner une consultation à distance par l'intermédiaire des technologies de l'information et de la communication. C'est un acte médical et une action synchrone (patient et médecin se parlent). Elle permet au professionnel de santé médical (nécessaire) de réaliser une évaluation globale du patient, en vue de définir la conduite à tenir à la suite de cette téléconsultation.

- b) **Télé-expertise** : La télé expertise permet à un professionnel médical de solliciter à distance l'avis d'un ou de plusieurs professionnels médicaux par l'intermédiaire des technologies de l'information et de la communication. C'est d'abord un acte médical et une action asynchrone (patient et médecin ne se parlent pas). Cela concerne deux médecins pendant ou à distance de la consultation initiale.
- c) **Télesurveillance médicale** : La télesurveillance permet à un professionnel médical d'interpréter à distance des données recueillies sur le lieu de vie du patient. La télesurveillance s'avère le créneau le plus favorable pour les spécialistes de la santé en termes de prise en charge rapide et efficace à moindre couts.
- d) **Téléassistance médicale** : La téléassistance médicale a pour objet de permettre à un professionnel médical d'assister à distance un autre professionnel de santé au cours de la réalisation d'un acte.
- e) **Régulation médicale** : La régulation médicale est la réponse médicale apportée dans le cadre de l'activité des centres de dispatching ou call center.

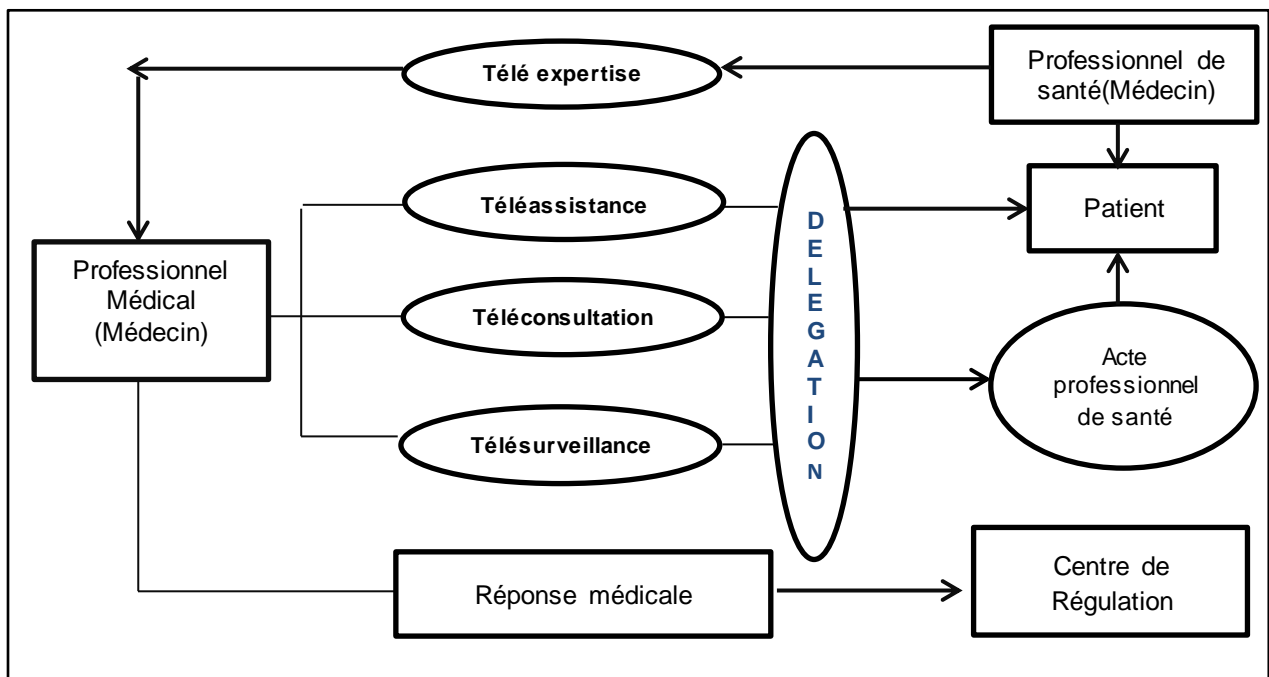


Figure 1 : Principe de fonctionnement de la prise en charge du malade

2.2.2 Objectifs [7] :

La télémédecine est un vecteur important d'amélioration de l'accès aux soins, en particulier dans les zones fragiles. En effet, elle permet une meilleure prise en charge

au plus près du lieu de vie des patients et contribue à rompre l'isolement dont sont parfois victimes les professionnels de santé et les professionnels du secteur médico-social.

1- **Des bénéfices pour les patients** : avec une amélioration de l'accès à des soins de meilleure qualité, une amélioration des délais de prise en charge, une diminution des événements graves, un maintien possible à domicile, une diminution de la fréquence et de la durée des hospitalisations, une garantie et une sécurité optimale des transferts de données.

2- **Des bénéfices pour les équipes hospitalières** : avec un isolement réduit en zone sous-dense, des pratiques professionnelles sécurisées, une meilleure coordination des compétences tout en reconnaissant le rôle de chacun.

3- **Un déploiement des priorités suivantes** :

- Permanence des soins en imagerie médicale.
- Prise en charge des accidents vasculaires cérébraux.
- Santé des personnes détenues.
- Prise en charge d'une maladie chronique.
- Soins en structure médico-sociale ou en hospitalisation à domicile.

2.2.3 Garanties [8] :

La confidentialité des données et la sécurité des échanges sont un des fondements de l'art médical. En ce sens, l'anonymisation des données du patient est un élément clé des échanges de la télémédecine .

- 1- Sécurité optimale
- 2- Confidentialité des données à l'ère du « Big data »
- 3- Intégration volontaire dans un nouveau circuit de soin
- 4- Respect absolu de la liberté de choix du patient.

3 Le Diabète :

3.1 Définition :

Le diabète est une maladie chronique caractérisée par une défaillance du processus d'utilisation du sucre. Le trouble est lié à l'insuline, hormone sécrétée par le pancréas (glande du tube digestif), dont la fonction est de permettre l'entrée, l'utilisation et l'entreposage du glucose dans les cellules de l'organisme. Il arrive que le pancréas

cesse de produire cette hormone (diabète de type 1 ou insulino-dépendant) ou que l'organisme résiste à l'action de l'insuline tout en nuisant à sa production (diabète de types 2 ou non insulino-dépendants). Dans un cas comme dans l'autre, le sucre non utilisé est présent en trop grande quantité dans le sang (hyperglycémie), puis dans l'urine. En Europe, environ 5 % de la population souffre de diabète. Le diabète de type 1, qui est permanent, représente seulement 1 cas sur 10 et touche surtout les enfants et les jeunes adultes de manière permanente. Quant au type 2 (90 % des cas), il atteint les personnes de plus de 40 ans. Fait important : les médecins estiment que 5 % de la population est diabétique sans le savoir. [9]

3.2 Le pancréas [10] :

3.2.1 Définition :

Le pancréas est une glande à la fois exocrine et endocrine qui, par ses canaux excréteurs et sa vascularisation, est indissociable du duodénum. Le pancréas exocrine sécrète dans le duodénum des enzymes impliqués dans la dégradation des lipides, des glucides et des protéides. La partie endocrine du pancréas, qui a un rôle majeur dans le métabolisme glucidique et des lipides, est constituée par les îlots pancréatiques qui sécrètent notamment l'insuline et le glucagon et sont majoritairement situés dans la queue du pancréas.

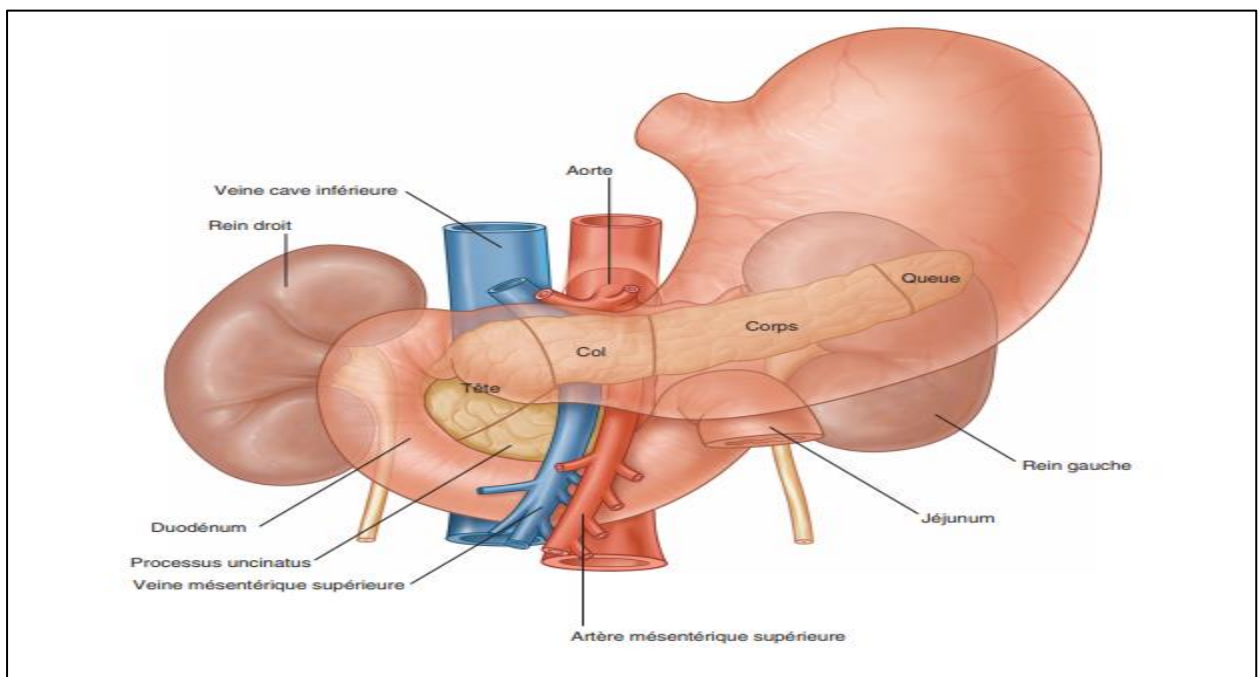


Figure 2 [10]: Anatomie du pancréas

3.2.2 Morphologie externe :

Le pancréas est un organe plein de couleur jaune rosée, entouré d'une fine capsule conjonctive, et constitué de lobules bien visibles à la surface. Il est de consistance ferme, mais est particulièrement friable et fragile. Les lobules sont séparés par des travées conjonctives et graisseuses.

Dans un plan frontal, le pancréas a un axe oblique en haut et à gauche. Dans un plan horizontal, le pancréas est à concavité postérieure, plaqué sur la saillie des corps vertébraux de L1 et L2. Aplati d'avant en arrière, il a une épaisseur de 2 cm. Il mesure 20 cm de long et 5 cm de haut au niveau de la tête. Il pèse entre 60 et 80 grammes (figure 2).

3.3 Diabète en Chiffres :

En 1998, 143 millions de personnes à travers le monde étaient diabétiques. Et si l'on en croit les prévisions, on comptera 300 millions de malades en 2025. Le diabète est une maladie qui, en l'absence de traitement approprié, peut être à l'origine de graves complications. [11]



Figure 3[11]_: Diabète en chiffres

Près de trois millions d'algériens sont atteints du diabète, considéré comme un sérieux problème de santé publique, étant la deuxième maladie la plus répandue en Algérie après les maladies artérielles. Selon la première étude, menée en 1998 par le centre hospitalier universitaire (CHU) de Sétif, le taux d'atteinte du diabète de type 2 chez les personnes âgées entre 30 et 64 ans était de 8%. Le ministère de la Santé,

en collaboration avec l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS), a publié en 2003 une deuxième étude effectuée sur la tranche d'âge 25 et 64 ans, qui faisait état d'un taux de prévalence globale stable à 8%, accentué dans les milieux urbains (10%) par rapport aux milieux ruraux (7%). En 2005, le taux de prévalence (mesure de l'état de santé d'un nombre de cas par rapport à l'instant t) a atteint 12%, d'après une étude menée sur un échantillon de plus de 48.000 sujets, âgés entre 35 et 70 ans. La prévalence urbaine était de 15% et le taux d'atteinte rurale était de 12%.

Le taux de prévalence du diabète de type 2 s'est établi à 16% selon une récente étude réalisée dans la wilaya de Mila, sur un échantillon de plus de 1000 personnes âgées entre 30 et 64 ans.

La même étude, menée en 2012 et présentée en 2013, a révélé que plus de 14% des personnes ayant subi un diagnostic sont exposés au risque d'atteinte de diabète.

[12]

Se caractérisant par un excès permanent de sucre dans le sang, le diabète peut être de différents types :

3.4 Types de diabète [13] :

Le diabète de type 1, également connu sous le nom de diabète insulino-dépendant représente 10 à 15 % des cas de diabète. Le diabète de type 1 se manifeste soit dès l'enfance, à l'adolescence ou chez les jeunes adultes. Il s'agit d'une maladie auto-immune dans laquelle notre système immunitaire crée des anticorps qui détruisent les cellules du pancréas productrices de l'insuline. Actuellement, il est impossible de prévenir ce type de diabète.

Le diabète de type 2, Appelé également diabète non insulino-dépendant ou diabète de la maturité. Il s'agit d'une maladie métabolique qui résulte de la conjonction de deux phénomènes étroitement liés. Il y a d'abord une diminution de la sensibilité des cellules à l'action de l'insuline, ou insulino-résistance. Il y a ensuite une hyper-insuline- mie réactionnelle. Le pancréas va fabriquer de plus en plus d'insuline pour tenter de « forcer » l'entrée du glucose dans les cellules afin de maintenir une glycémie normale. Le diabète de type 2 se manifeste généralement après l'âge de 40 ans. Cependant, depuis quelques années, on remarque que ce diabète apparaît également chez l'enfant en excès de poids ou obèse.

Le diabète de grossesse, Certaines femmes enceintes n'ayant jamais présenté de diabète auparavant, développent un diabète vers la fin du 2^e et au 3^e trimestre de leur grossesse. Dans 90 % des cas, le diabète de grossesse disparaît après l'accouchement. Cependant, les femmes ayant développé ce type de diabète courent un risque plus grand de développer, des années plus tard, un diabète de type 2. Comme il n'y a pas de symptômes évidents, il faut contrôler le taux de sucre durant toute la grossesse car ce diabète augmente le risque de fausse couche, d'accouchement prématuré et de mise au monde d'un bébé plus gros que la normale. Le diabète ne se transmet pas de la mère à l'enfant durant la grossesse.

3.5 Symptômes :

Les symptômes sont les mêmes quel que soit le type de diabète. Cependant, en cas de diabète de type 2, les symptômes sont souvent encore cachés. En effet, le diabète est souvent longtemps silencieux pour ne se déclarer que tardivement avec des symptômes parfois discrets et non spécifiques. C'est ainsi que nombre de cas de diabète sont dépistés tardivement, au stade des complications, ou fortuitement à l'occasion d'un bilan pour une autre affection. [14]

- Envie d'uriner fréquente (jour et nuit).
- Soif importante.
- Augmentation de la faim.
- Fatigue et faiblesse excessives.
- Amaigrissement.
- Infections récurrentes touchant la peau, les gencives, la vessie.....
- Mauvaise cicatrisation.
- Somnolence, fourmillements dans les mains, les pieds.

Mais parfois, ce sont les signes des complications qui indiquent un diabète :

- Troubles visuels (vision floue).
- Douleurs ou crampes des jambes.
- Impuissance.
- Pathologie cardiaque ou vasculaire.

4 Télémédecine et Diabète

4.1 Principe de la télémédecine :

La télémédecine (TM) ouvre de larges perspectives dans la prise en charge des patients diabétiques, quel que soit le type de diabète. Si dans le Diabète type1 (DT1), l'objectif de la TM sera avant tout d'optimiser le traitement insulinique, dans le Diabète type 2 (DT2), elle visera plutôt à induire une modification comportementale (réduction de l'alimentation, pratique d'une activité physique) et à la maintenir dans le temps. [15]

Mais tout cela ne peut se faire, que si le patient transmet correctement le recueil de ses valeurs glycémiques. Il doit donc être impliqué, pour contrôler régulièrement son taux de sucre sanguin et fournir ces chiffres à son médecin.

Une méta-analyse récente, basée sur le résultat de plusieurs études, indiquerait d'ailleurs que «les technologies de télémédecine réduiraient le taux d'hémoglobine glyquée de 0,44%, comparées au suivi standard». [16]

4.2 Buts de la télémédecine :

Les progrès techniques réalisés dans le traitement du diabète apportent des avancées diagnostiques mais aussi surtout d'ordre thérapeutique. Ils peuvent aussi permettre un meilleur suivi, d'être mieux entouré... jusqu'à mettre un médecin au bout du fil, voire au fond de votre poche.

Le diabète est un candidat de choix pour la télémédecine. Du côté du médecin, parce que le suivi du diabète se fait essentiellement par le taux de glycémie. Comme celui-ci est effectué par le patient et facile à transmettre, le ou la diabétologue peut donner un avis en quelques secondes aux malades.

Par ailleurs, la télémédecine partage mieux les rôles entre patients et médecins. Elle valorise ainsi le fait que chaque patient est expert de son propre diabète, et c'est un grand pas en avant.

4.3 Traitement du diabète [9] :

La glycémie, taux de sucre dans le sang, varie en fonction des apports et des dépenses corporelles. Elle est contrôlée par l'insuline, hormone déficiente ou absente en cas de diabète. Un lecteur de glycémie permet aux patients diabétiques de contrôler leur maladie et d'adapter leur régime, activité physique et traitement. Les

dispositifs de télémédecine destinés au diabète se sont développés au cours des dernières années, avec pour objectif d'aider le patient diabétique à mieux contrôler sa glycémie et surtout au médecin d'assurer un suivi à distance.

Dans le diabète de type 1 : la télémédecine repose sur des outils technologiques permettant une optimisation en temps réel du traitement du patient (décompte des glucides, optimisation des doses d'insuline) avec des objets de poche de type smartphone, en permanence disponibles pour le patient.

Dans le diabète de type 2 : la télémédecine repose sur des outils visant une modification du comportement du patient (alimentation et activité physique en plus d'un ajustement du traitement) ; ils sont destinés à une prise en charge à large échelle des patients.

4.4 Mesure de la glycémie :

La glycémie, appelée aussi "taux de sucre" ou "taux de glucose" dans le sang, peut varier aussi chez la personne diabétique pour plusieurs raisons : alimentation, traitement, activité physique intense, stress, émotions.... Dans le corps, la régulation de la glycémie est assurée grâce à un équilibre permanent entre différentes substances principalement hormonales. [17]

Hypoglycémie	Inférieur à 0.60g/l
Glycémie normale	A jeun : entre 0.70g/l et 1.10g/l 1h30 après un repas : inférieur à 1.40g/l
Hyperglycémie	à jeun Supérieur à 1.10g/l

Tableau 1 : Les 3 états de la glycémie

Parmi les avantages de l'auto-surveillance de la glycémie, on peut citer l'amélioration du taux d'HbA1C ainsi que l'identification, la prévention ou la gestion de l'hypo ou l'hyperglycémie. De plus, l'auto surveillance de la glycémie contribue à réduire au minimum les variations de la glycémie qui, comme on le sait, laissent entrevoir une hypoglycémie sévère dans la plupart des cas et peut entraîner des complications du diabète. Lorsque l'on rajuste le dosage des agents oraux ou de l'insuline, il est important de connaître les tendances des valeurs glycémiques, c'est-à-dire quand, au cours de la journée, la glycémie est élevée, dans la plage ciblée ou basse, parce

que le traitement peut avoir des effets différents sur les concentrations de glucose à différents moments après la prise de médicaments ou l'injection d'insuline. [18]

4.5 Procédés invasifs :

- la glycémie à jeun, préprandiale et postprandiale

La glycémie qui donne lieu à des taux d'HbA1C dans la plage ciblée se situe entre 4 et 7 mmol/L à jeun et avant les repas. Si ces objectifs sont atteints mais que le taux d'HbA1C est plus élevé que l'objectif désiré, il y a lieu de vérifier la glycémie deux heures après les repas également. La glycémie devrait alors se situer entre 5 et 10 mmol/L ou, idéalement, entre 5 et 8 mmol/L.

Malgré le fait que les glucomètres soient devenus plus simples au fil des années, ils ne sont pas toujours exacts à 100 %. Les résultats obtenus par l'autosurveillance et les résultats réels peuvent varier de plus de 20 %. Si la glycémie se situe au-dessus de 4,2 mmol/L, on considère qu'il est acceptable d'avoir une différence de moins de 20 % entre la glycémie capillaire obtenue par prélèvement sur le bout du doigt (fig4) et la glycémie veineuse à jeun obtenue simultanément. On recommande toutefois d'avoir une variation moins grande lorsque la glycémie se situe à 4,2 mmol/L ou moins. [19]



Figure 4 [19]: glycémie capillaire

- Test de Cétonurie

Le test de cétonurie est effectué à l'aide d'une bandelette d'analyse d'urine (figure 5) que l'on peut obtenir en pharmacie sans ordonnance. Si un patient a une quantité de corps cétoniques moyenne à élevée dans son urine, il devrait immédiatement

appeler son fournisseur de services de santé pour déterminer le meilleur traitement.
[19]



Figure 5[19] : Bandelettes analyse d'urine

- **Systèmes de surveillance continue du glucose :**

Les systèmes de surveillance continue du glucose (SCG) mesurent la glycémie continuellement (toutes les quelques minutes). Il y a deux types de dispositifs : les systèmes plus récents qui affichent les résultats de la glycémie « en temps réel » directement sur un écran, et les systèmes précédents « non en temps réel » qui n'ont pas cette capacité d'afficher les résultats, et dans lesquels les résultats sont disponibles aux fins de rétrospection et d'analyse lorsque les données sont téléchargées à un ordinateur. Un système typique « en temps réel » comporte (figure 6) : [19]

- un capteur de glucose jetable placé immédiatement sous la peau, qui est porté pendant quelques jours jusqu'à ce qu'il soit remplacé.
- un lien allant du capteur à un transmetteur non implanté qui communique avec un récepteur radio.
- un récepteur électronique porté comme une pagette (ou comme une pompe d'insuline) qui affiche les taux de glycémie d'une façon quasi continue et qui surveille les tendances à la hausse et à la baisse des excursions glycémiques.



Figure 6: [19] Système surveillance continu.

- Bio-implants de sensibilité au glucose :

Les solutions à plus long terme pour la surveillance continue de la glycémie, qui n'existent pas encore mais sont en cours de développement, font appel à des bio-implants de longue durée (fig 7). Ces systèmes promettent à leurs utilisateurs d'alléger le fardeau de la surveillance de la glycémie, mais par contre, ils exigent une intervention chirurgicale mineure pour implanter le capteur, qui durera d'un an à plus de cinq ans, selon le produit choisi. [19]



Figure 7 [19]: Implant en remplacement du pancréas.

5 Conclusion

L'une des principales sources de changement dans le système de santé est actuellement le déploiement des nouvelles technologies de l'information et de la communication (NTIC) dans le développement de la télémédecine en termes de prise en charge des maladies chroniques, en l'occurrence le diabète objet de mon étude.

Si cette « médecine à distance », utilisant les TIC, se voit prendre de l'ampleur en Europe, en Asie, en URSS ,aux USA, et dans des pays d'Afrique ,elle n'arrive malheureusement pas à se situer dans la politique de santé de notre pays qui

compte près de trois millions de malades diabétiques dont l'apport des technologies de l'information et de la communication (TIC) serait un grand soulagement dans la gestion et suivi de leur pathologie.

A travers les informations précédemment citées dans ce chapitre, l'objet de mon mémoire qui s'articule autour de la recommandation d'une solution d'auto surveillance non invasive se voit constituer une réponse aux attentes de nos malades diabétiques souffrants des lacunes du système de prise en charge traditionnel.

CHAPITRE II

Conception d'un Glucomètre Non-invasif basé
sur la technique de la spectroscopie photo-
acoustique (laser)

1 Introduction

La maladie du diabète représente sans aucun doute l'un des défis majeurs de la médecine moderne dans les années à venir et devrait atteindre suivant la fédération internationale du diabète (IDF) 552 millions dans le monde d'ici 2030 [19].

Cependant le moyen de contrôle de la glycémie connu actuellement comme moyen invasif consiste à piquer le doigt du malade chaque fois qu'un échantillon de sang habituel est prélevé ce qui procure automatiquement la sensation de douleur que ressent le malade et une plaie n'est jamais une bonne chose car elle endommage la peau et ouvre la voie à une infection potentielle.

Aussi la recherche de moyens de contrôle adéquats et moins contraignants s'impose et l'idée de développer un dispositif de surveillance de la glycémie non invasif (objet de mon mémoire) se propose comme une alternative favorable et prometteuse, tout en signalant qu'un moniteur de glucose sanguin non invasif est par définition un dispositif qui peut déterminer le niveau de glucose dans le sang sans abimer la surface de la peau c-à-d sans se faire piquer.

Dans ce chapitre nous exposerons le principe du dispositif non invasif proposé qui consiste à mesurer la variation de l'indice de réfraction de la lumière laser rouge (Diode Laser) absorbé par le tissu sanguin, les variations de tension de sortie sont converties en niveaux de concentration de glucose équivalent.

2 Définition et Historique :

La spectroscopie est la mesure de l'effet de l'énergie électromagnétique absorbée (en particulier de la lumière) sur la matière. La découverte de l'effet de la spectroscopie remonte à 1880 quand Alexander Graham Bell a montré que les disques minces émettaient un son lorsqu'ils étaient exposés à un rayon de soleil qui était rapidement interrompu par un disque à fentes rotatif. L'énergie absorbée par la lumière provoque le chauffage local et par la dilatation thermique une onde de pression ou un son. Plus tard, Bell a montré que les matériaux exposés aux parties non visibles du spectre solaire peuvent également produire des sons. Un spectre d'un échantillon peut être enregistré en mesurant le son à différentes longueurs d'onde de la lumière. Ce spectre peut être utilisé pour identifier les composants

absorbants de l'échantillon. La spectroscopie peut être utilisée pour étudier les solides, les liquides et les gaz.

Dans les années 1970, la spectroscopie a fait de grands progrès dans l'analyse des traces de gaz et de la matière condensée. Sa gamme d'applications embrasse rapidement l'industrie alimentaire, l'inspection atmosphérique, le procédé semi-conducteur, les essais de matériaux et dans l'industrie pétrolière, avec un accent particulier sur l'étude des poudres, gels, émulsions, suspensions et autres matériaux hautement diffusants ou opaques. La méthode permet une gamme de mesures, y compris des mesures en ligne non invasives in vitro et in vivo. Contrairement à l'acoustique ordinaire, les ondes sonores produites par la méthode de la spectroscopie transportent des informations sur les propriétés matérielles de la substance dans laquelle elles sont générées. Ainsi, ils peuvent être utilisés pour étudier à la fois le milieu de propagation et la substance excitée directement par le rayonnement énergétique. Depuis les années 1990, la technique de spectroscopie pulsée a trouvé un usage fréquent en biomédecine, où elle a réalisé de grands progrès dans la mesure non invasive des propriétés optiques des tissus, des diagnostics tissulaires et de l'imagerie. Cependant, la méthode fait face à des difficultés similaires à celles des approches optiques susmentionnées dans les mesures de glucose sanguin non invasif [20].

Les résultats sont également utiles pour certaines autres formes de détection de traces. En outre, les expériences acquises au cours de l'étude peuvent également servir au développement futur des méthodes de détermination de la glycémie non invasive.

3 Etude théorique du système proposé :

3.1 Principe de fonctionnement théorique :

Les molécules de glucose ont la capacité de faire varier l'angle de réfraction de la lumière dans une mesure proportionnelle à sa concentration, et l'indice de réfraction global d'un milieu donné. L'estimation est basée sur le principe de la loi de Snell [21]. Selon la loi de Snell, l'angle de réfraction est inversement proportionnel à la concentration de glucose dans l'échantillon aqueux. Le rayon lumineux (ab) de la figure 1 a tendance à s'incliner vers le courant alternatif normal et à diminuer l'angle

de réfraction (θ_2) à mesure que la concentration de glucose augmente, ainsi plus de photons frappent le photo-détecteur.

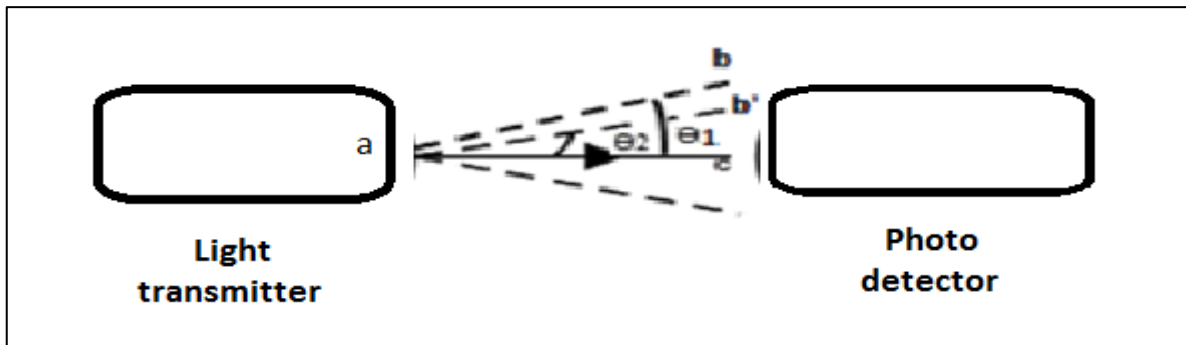


Figure1: L'angle de réfraction diminue avec l'augmentation de la concentration de glucose dans les solutions glucosées.

Un plus grand nombre de photons frappant la surface du photo-détecteur en retour génère une tension de sortie plus élevée ($V_{oc'}$)

La relation entre la tension de sortie ($V_{oc'}$) et l'intensité lumineuse (X) est exprimée dans l'équation (1):

$$V_{oc'} = \frac{nKT}{q} \ln \left(\frac{XI_{sc}}{I_0} \right) = \frac{nKT}{q} \left[\left(\ln \frac{I_{sc}}{I_0} \right) + \ln X \right] \quad (1)$$

La simplification de l'équation (1) conduit à une relation directe entre l'intensité de la lumière et la tension de sortie, comme indiqué en (2):

$$V_{oc'} = V_{oc} + \frac{nKT}{q} \ln X \quad (2)$$

Où :

- I_0 : Inverse de courant de saturation.
- I_{sc} : Courant de court-circuit.
- $\frac{nKT}{q}$: Constante à une température (T) et $q = 1.602 \times 10^{-19}$ et $K = 1.380 \times 10^{-23}$.
- V_{oc} : Tension initiale.

Tous les paramètres sauf l'intensité de la lumière (X) sont constants donc :

- $V_{oc'} \propto \ln X$.

L'indice de réfraction (n_2) est calculé en utilisant une forme mathématique de la loi

de Snell (3) :

$$n_2 = \frac{n_1 (\sin \theta_1)}{\sin \theta_2} \quad (3)$$

Où :

- n_1 : l'indice de réfraction de l'eau $n_1 = 1.333$.
- n_2 : l'indice de réfraction de la solution aqueuse de glucose qui doit être déterminée.
- θ_1 : l'angle de réfraction de l'eau.
- θ_2 : l'angle de réfraction de la solution de glucose.

Les angles de réfraction θ_1 , θ_2 sont calculés en utilisant les équations suivantes (4a) et (4b) qui sont dérivées des triangles Δabc et $\Delta ab'c$ respectivement de la figure 1 :

$$\theta_1 = \tan^{-1} \left(\frac{bc}{ac} \right) \quad (4a)$$

$$\theta_1 = \tan^{-1} \left(\frac{bc}{ac} \right) \quad (4b)$$

Alors que :

- bc : le rayon pour l'eau.
- $b'c$: le rayon pour la solution de concentration en glucose.
- ac : une distance fixe de 279.4 mm.

Le paramètre θ_2 pour la solution de concentration en glucose est une variable qui change avec la concentration de glucose.

L'indice de réfraction (n_2) est calculé uniquement pour la solution de concentration en glucose (in-vitro). Dans le cas du doigt humain, l'effet de la réfraction de la lumière due aux variations du niveau de glucose dans le sang est observé en termes de variations de la tension de sortie.

3.2 Sélection optimale de la lumière :

Contrairement à l'acoustique ordinaire, les ondes sonores produites par la méthode photo-acoustique véhiculent des informations sur les propriétés de la substance dans laquelle elles sont générées [22].

Cependant l'équation (5) montre que l'énergie possédée par le photon dépend de la longueur d'onde.

La quantité d'énergie que porte chaque photon est (5):

$$E = \frac{hc}{\lambda} \quad (5)$$

Où :

- $h = 6.6260 \times 10^{-34} \text{ m}^2 \text{ kg} / \text{s}$.
- $C = 2.9 \times 10^8 \text{ m/s}$.

• λ = longueur d'onde.

Cette analyse mathématique suggère potentiellement que la lumière rouge est adaptée aux applications biomédicales car l'absorbance (6) de la lumière rouge sera inférieure à celle de la proche infrarouge (NIR) en raison de son énergie supérieure.

$$\text{Absorbance } (A) = -\log\left(\frac{\%T}{100}\right) \quad (6)$$

Où T est (7) :

$$\text{Transmittance } (T) = \frac{P}{P_0} \quad (7)$$

P : puissance rayonnante des rayons laissant l'eau ou le doigt humain

P_0 : La puissance rayonnante de la lumière laser monochromatique.

3.3 Caractéristiques du Laser utilisé :

La technique de la spectroscopie laser a été utilisée pour la détection de traces en raison de la sensibilité élevée qu'elle offre. Différents types de lasers ont été utilisés dans la spectroscopie. Au cours des dernières années, des sources laser proches de l'infrarouge, telles que le laser Nd: YAG et le laser à diode, ont été largement utilisées dans les recherches en biomédecine et la protection de l'environnement. Ces dispositifs permettent l'étude des propriétés internes et de la structure des matériaux faiblement absorbants dans la région du proche infrarouge, y compris les substances aqueuses et la plupart des bio-tissus [22]. Dans ce travail, nous allons utiliser la diode laser présentée en figure(2).

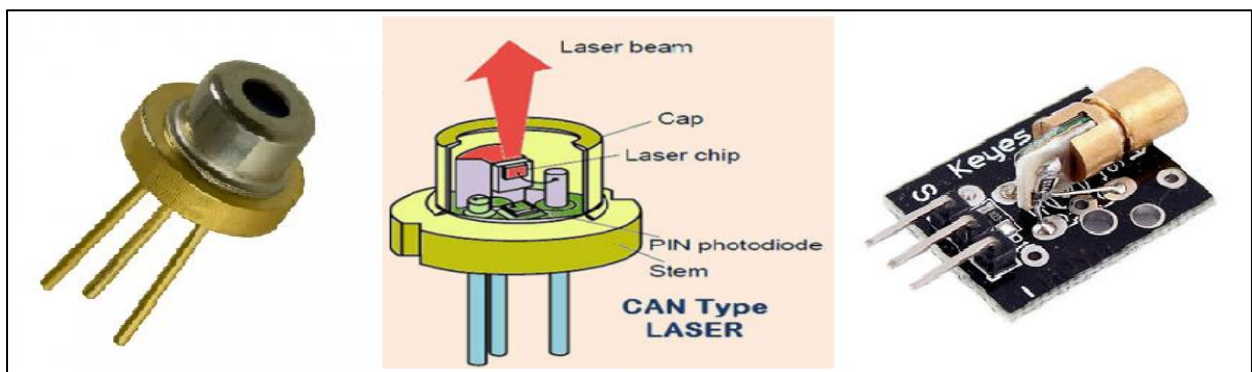


Figure2 [22]: Diodes laser

Une diode laser est un composant optoélectronique à base de matériaux semi-conducteurs. Elle émet de la lumière monochromatique cohérente (une puissance optique) destinée, entre autres, à transporter un signal contenant des informations. La diode laser est un composant essentiel des lecteurs et graveurs de disques optiques, dans ce cas elle émet le faisceau lumineux dont la réflexion sur le disque est détectée par une photodiode ou un phototransistor, elle présente une large gamme d'applications, grâce son poids léger, son faible volume, son rendement élevé, son faible prix et sa facilité de compactage.

Une structure typique comprend une double structure hétéro et une structure hétéro enterrée dans laquelle la couche active prend la forme d'une bande étroite de matériau semi-conducteur. De nombreux lasers à diodes ont été développés pour les besoins des communications optiques, avec des longueurs d'onde correspondant aux minima d'absorption des fibres optiques (880 nm, 1300 nm et 1550 nm). [23]

4 Méthodologie d'expérience :

4.1 Conception du système :

L'appareil de surveillance de la glycémie non invasif réalisé est utilisé sur le doigt pour mesurer le taux de glucose, ceci implique une source de lumière et un détecteur de lumière positionné de chaque côté du doigt. La quantité de lumière passant par le doigt dépend de la quantité de glucose sanguin dans cette région. La lumière est appliquée sur un côté du doigt, tandis qu'un récepteur de l'autre côté reçoit la lumière atténuée.

Un émetteur de lumière laser qui génère une lumière d'une longueur d'onde de 650 nm est utilisé comme une source de lumière, il se propage à travers l'unité porte-échantillon / doigt. Pendant la phase de propagation, la lumière laser interagit avec les molécules présentes dans le milieu.

Le signal de sortie résultant est détecté par un phototransistor avec une réponse élevée autour d'une sensibilité de longueur d'onde de 600 nm à 800 nm, Le phototransistor mesure l'intensité de la lumière en tension (mV) , cette tension est lue à travers un microcontrôleur Arduino UNO.

Les résultats sont ensuite calibrés et affichés sur un écran LCD, après ils sont communiqués via Bluetooth à une application Android. (La figure 3 montre le schéma bloc du processus complet).

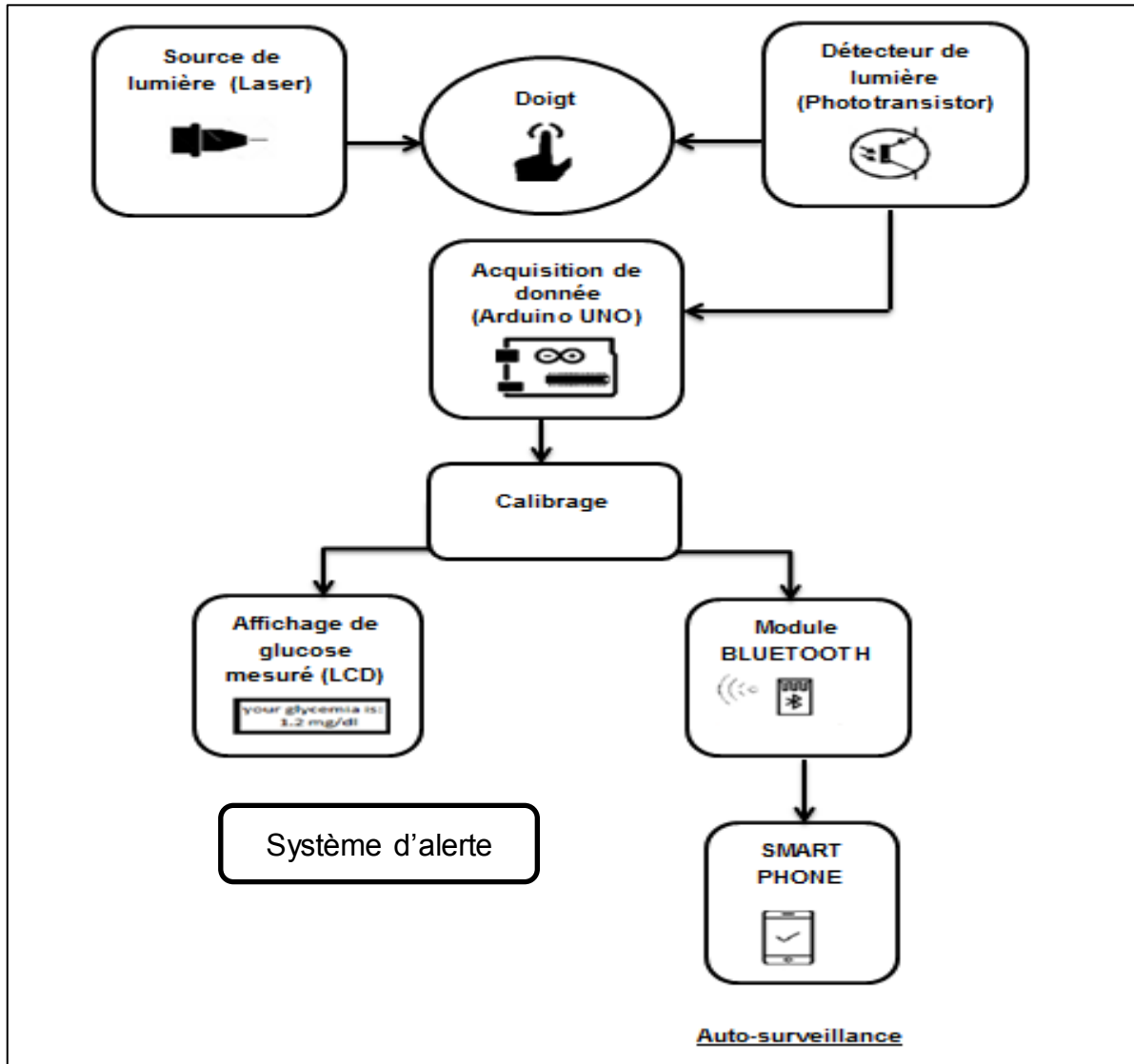


Figure 3 : Schéma bloc illustre le dispositif de surveillance de la glycémie non invasif

4.2 Implémentation :

4.2.1 Emission :

Dans l'expérience décrite dans ce mémoire, la source d'excitation est le MODULE LASER KY-008 650NM 5V car il a une impulsion optique stable.

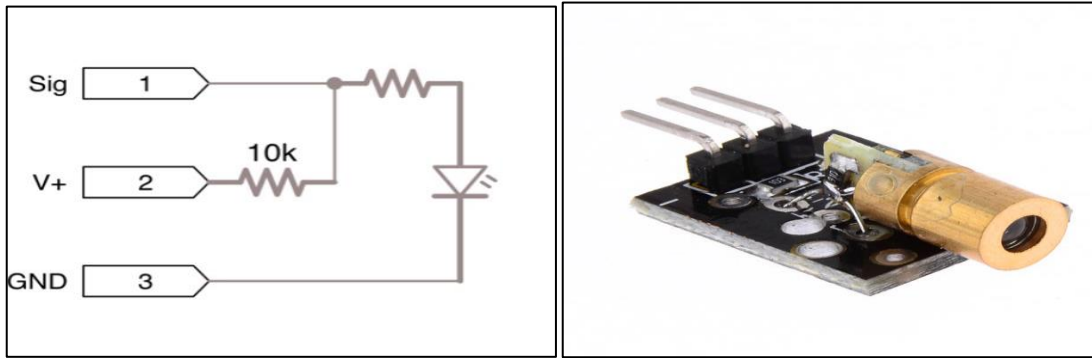


Figure [22]: Module diode laser et son brochage

La lumière laser rouge de 650 nm a la capacité de pénétrer dans l'eau et le doigt humain car il a le pourcentage de transmission le plus élevé par rapport aux autres longueurs d'onde. La figure 5 montre la transmittance de la lumière pour diverses longueurs d'onde [20]. La lumière laser rouge a la transmittance la plus élevée de 95% et l'absorbance la plus faible de 0,022 calculée en utilisant l'équation (6). Ce qui en fait la longueur d'onde la plus appropriée et le choix idéal pour notre application.

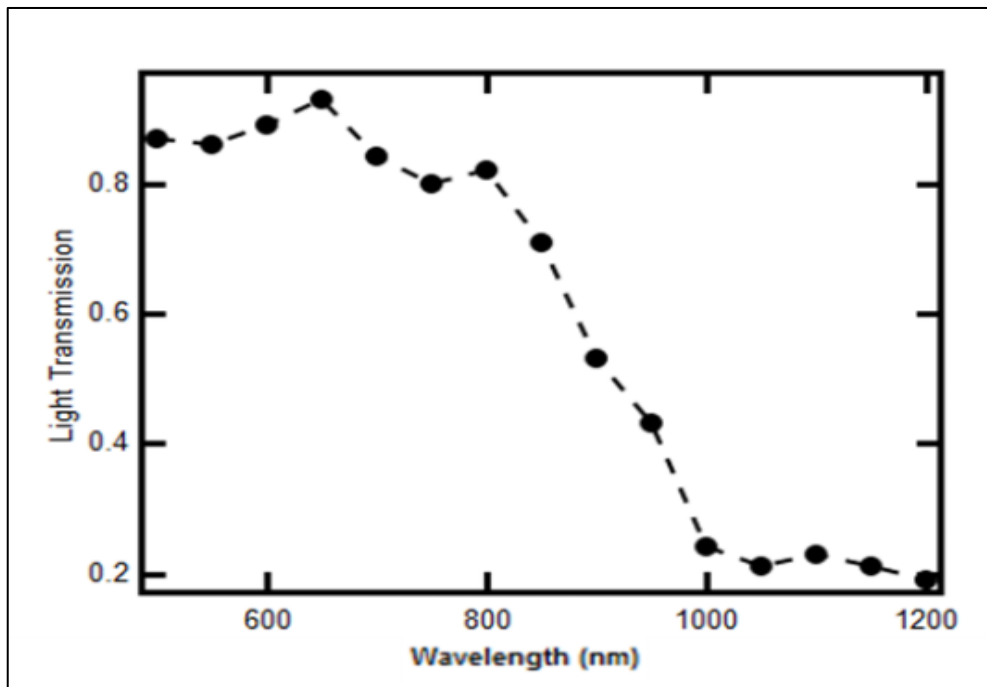


Figure 5[20]: La transmittance de lumière visible et la lumière laser dans l'eau

4.2.2 Réception :

Le photo-détecteur détecte la lumière laser transmise à travers l'échantillon de glucose pour convertir l'énergie optique en énergie électrique. La tension de sortie détectée dépend de l'intensité de la lumière laser reçue.

Le système de détection de niveau de glucose est exposé et étiqueté sur la figure 6.

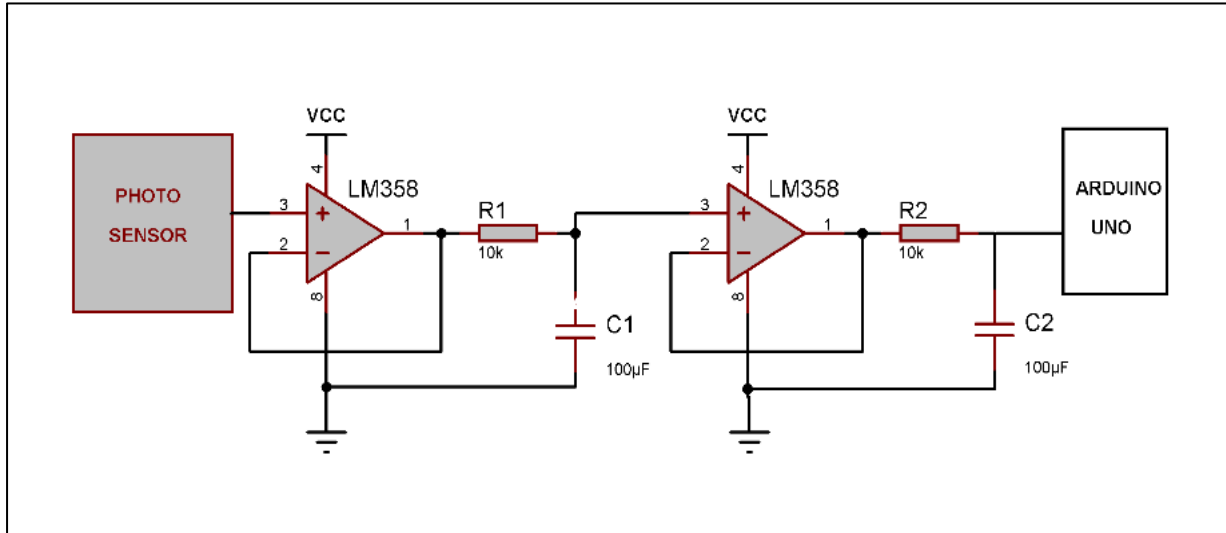


Figure 6 : Le diagramme schématique du photo-détecteur (récepteur)

Le circuit se compose d'un photo-capteur qui est en fait un phototransistor, connecté à deux circuits intégrés LM358. Les circuits intégrés sont utilisés comme amplificateur pour éviter l'atténuation. Le filtre (RC) passe bas est connecté avant et après l'amplificateur pour fournir une tension continue au microcontrôleur et à l'écran LCD et pour éliminer le bruit du signal .

La fréquence de coupure du filtre RC est calculée en utilisant (8).

$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC} \quad (8)$$

Où : $R=10K\Omega$ et $C=100\mu F$

La fréquence de coupure qui est de 0,15Hz (très basse), de sorte que les fréquences hautes sont atténuées.

4.2.3 Acquisition de donnée :

La tension de sortie réelle du phototransistor est transmise au microcontrôleur. L'acquisition est faite en utilisant la carte ARDUINO UNO.

Le modèle UNO de la société ARDUINO représente une carte électronique dont le cœur est un microcontrôleur ATMEL de référence ATmega328. Le microcontrôleur ATmega328 est un microcontrôleur 8bits de la famille AVR. Tous les processeurs de cette famille disposent du même noyau (core) qui exécute un jeu d'instructions puissantes en mode RISC, c'est à dire une instruction par cycle d'horloge. L'intérêt principal des cartes ARDUINO est leur facilité de mise en œuvre. ARDUINO fournit un environnement de développement s'appuyant sur des outils open source. Le chargement du programme dans la mémoire du microcontrôleur se fait de façon très simple par port USB.

Cette carte est une plate-forme de prototypage d'objets interactifs à usage créatif constituée d'une carte électronique et d'un environnement de programmation. Elle peut servir:

- 1/ pour des dispositifs interactifs autonomes simples
- 2/ comme interface entre capteurs/actionneurs et ordinateur
- 3/ comme programmeur de certains microcontrôleurs. **[23]**

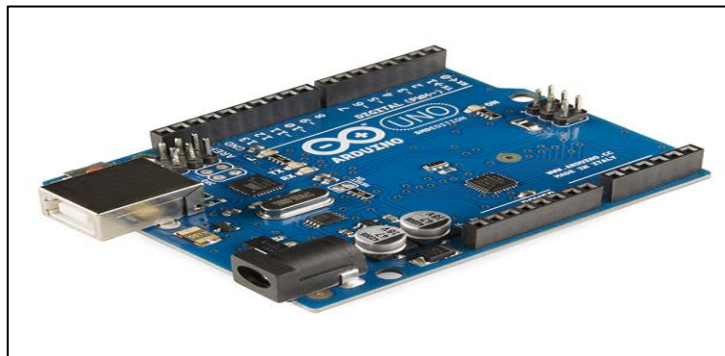


Figure 7**[23]**:La carte Arduino–UNO

un circuit imprimé comportant tous les composants électroniques nécessaires pour faire fonctionner un microcontrôleur (Atmega 328) associé à une interface USB lui permettant de communiquer avec un ordinateur. Microcontrôleur:(ATmega328)
Circuit programmable : stocke le programme et l'exécute. **[24]**

- ✓ Prise jack : alimentation extérieure (9v, +au centre) - Permet de brancher une alimentation (pile, batterie, adaptateur secteur).
- ✓ Broches d'alimentation : -Permet d'alimenter les capteurs et les actionneurs.
- ✓ Broches d'entrées analogiques : -Permet de brancher des capteurs et des détecteurs.

- ✓ Entrées et sorties numériques (Digital): -Permet de brancher des actionneurs. - Permet de brancher des détecteurs.
- ✓ Bouton reset : -Pour la remise à zéro.
- ✓ Connexion USB (Universal Serial Bus): -Permet d'alimenter la carte en énergie électrique (5V). - Permet de téléverser le programme dans la carte. -Permet de communiquer avec PC.

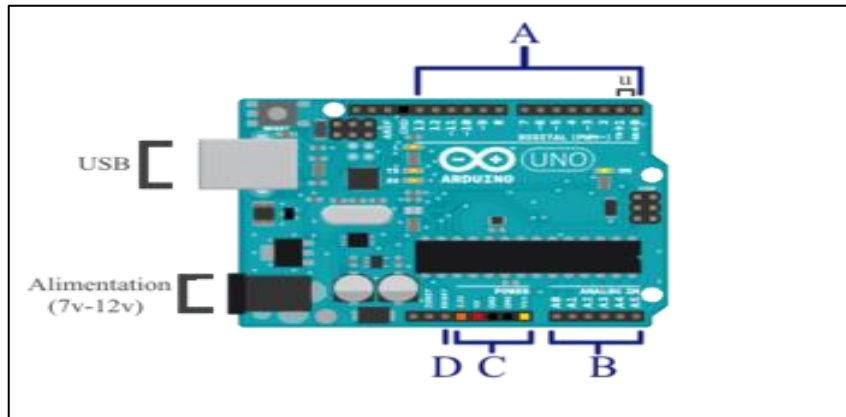


Figure 8 [24]: Schéma d'un Arduino.

Le système Arduino, nous donne la possibilité d'allier les performances de la programmation à notre dispositif. Plus précisément, Il nous permet de programmer notre système électronique. Le gros avantage de l'électronique programmée c'est qu'elle simplifie grandement les schémas électroniques et par conséquent, le coût de la réalisation, mais aussi la charge de travail à la conception d'une carte électronique. [25] Une carte d'interface programmable capable de piloter le dispositif. Un logiciel de programmation qui permet de programmer la carte en fonction d'un comportement désiré.

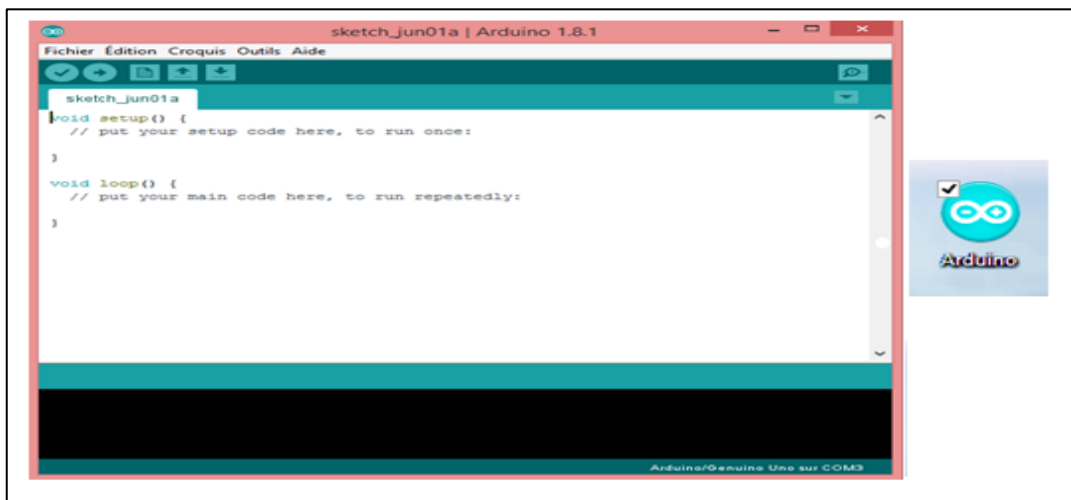


Figure 9 : Le logiciel qui permet la programmation d'une carte Arduino

En connectant l'Arduino avec un ordinateur pour l'alimenter et afin de programmer notre carte pour accueillir la tension venue du phototransistor, après l'implémentation du programme le résultat est affiché sur le moniteur série d'Arduino comme la figure (10) montre :

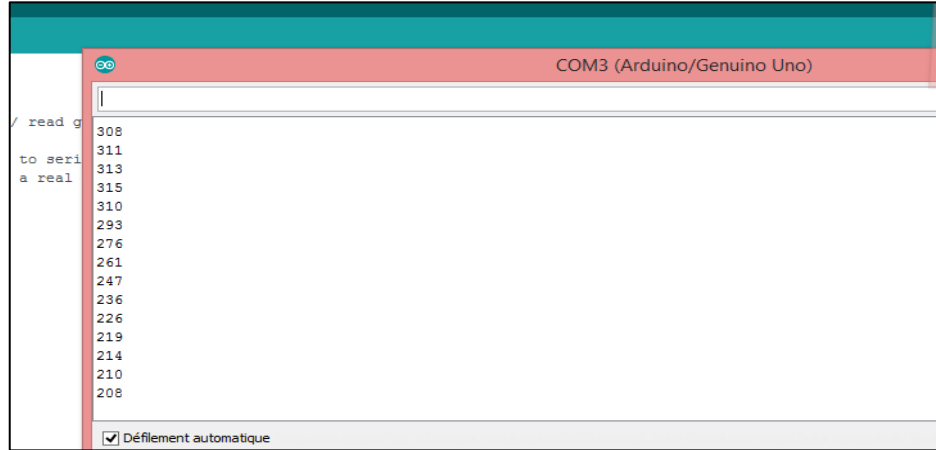


Figure 10 : Affichage de valeurs mesurées sur le moniteur série

4.2.4 Calibrage :

La tension de sortie est mesurée en (mv) donc l'appareil a été calibré afin d'afficher le niveau de glucose dans le sang en mg/dl. Cette partie présente une méthode d'estimation non invasive de la glycémie en utilisant le principe de la pléthysmographie digitale.

Le calibrage du prototype a été réalisé en comparant l'intensité du signal obtenue avec la méthode de test invasive (glucomètre My life Pura)



Figure 11: Glucomètre MY LIFE Pura / Pince PPG

Par manque de sujets et de moyens le test s'est limité sur 10 sujets sains (Tableau 1) pour tracer la courbe la plus appropriée ;

La méthode utilisée pour mesurer la glycémie et afin de calibrer le dispositif, doit être confortable, sans effusion de sang et indolore.

Echantillon N°	Age / Sexe	Valeurs de Sortie(mv)	Glucose (mg/dl)
1	20/M	335	195
2	26/F	370	180
3	26/F	215	156
4	18/F	147	109
5	17/M	110	86
6	15/F	215	102
7	59/M	203	128
8	54/F	99	115
9	24/F	119	105
10	80/M	262	139

Tableau 1 : Les valeurs de glycémies mesurées

Les Valeurs sont tracées pour obtenir une équation de régression : (sous MATLAB)

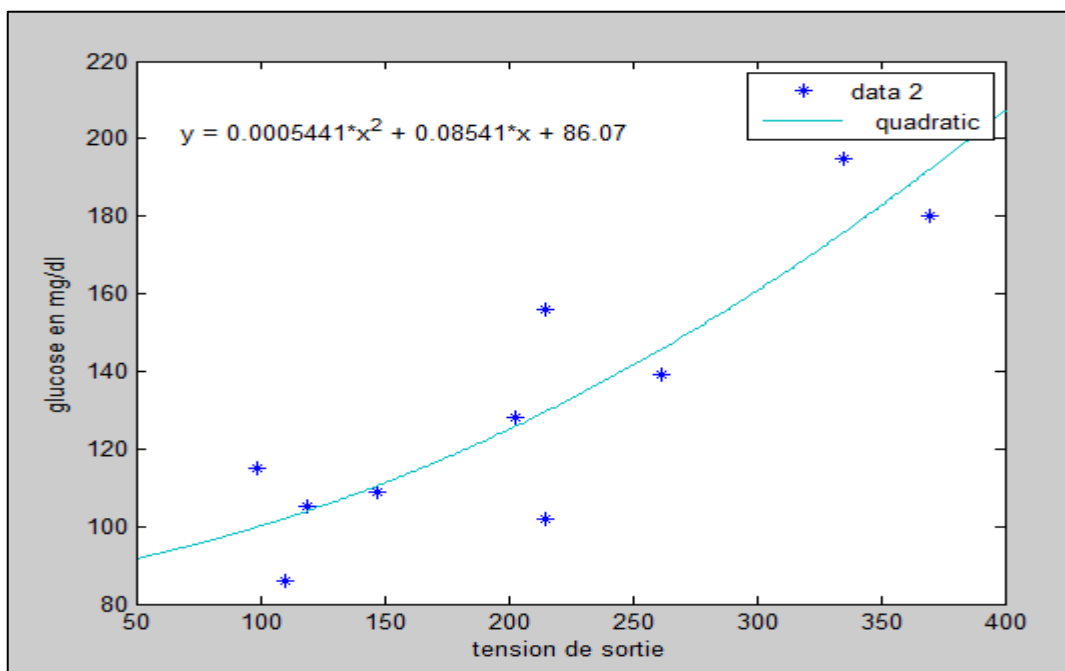


Figure 12 : Graphe de calibrage

L'étalonnage a été effectué en programmant la sortie du microcontrôleur. (Arduino UNO)

4.2.5 Affichage :

Le niveau de glucose est affiché en mg/dl sur un afficheur LCD 16x2.

Les afficheurs à cristaux liquides, autrement appelés afficheurs LCD (Liquid Crystal Display), sont des modules compacts intelligents et nécessitent peu de composants externes pour un bon fonctionnement. Ils consomment relativement peu (de 1 à 5 mA), sont relativement bons marchés et s'utilisent avec beaucoup de facilité. [26]

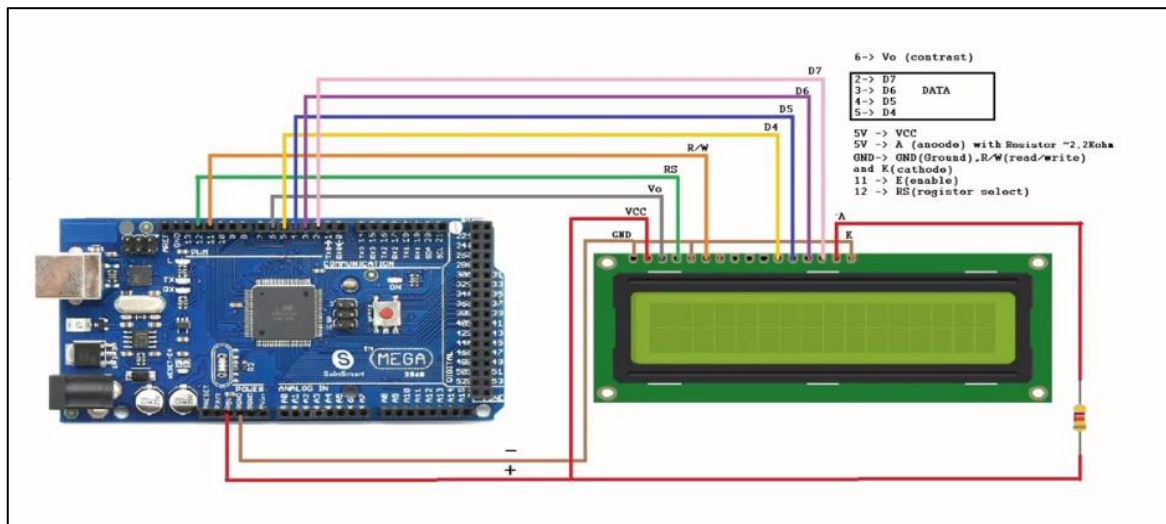


Figure 13 [26]: Brochage de l'afficheur LCD avec Arduino

4.2.6 Système d'alerte visuel incorporé :

Pour permettre le contrôle et le suivi rigoureux de la glycémie, mon dispositif de mesure non invasif dispose d'un système d'alertes visuels composé par des LEDs de différentes couleurs (Rouge-vert-orange)

- la couleur rouge signale une HYPERGLYCEMIE
- la couleur verte signale une GLYCEMIE normale
- la couleur orange signale une HYPOGLYCEMIE

Notant enfin que L'hyperglycémie se définit par une glycémie au-delà des valeurs cibles de glycémie pour la majorité des personnes diabétiques, soit :

- au-dessus de 0,70 g/L à jeun ou avant un repas.
- au-dessus de 1,10 g/L, deux heures après un repas.

Elle se produit lorsque la quantité d'insuline dans le sang est insuffisante ou inefficace, le glucose ne pouvant entrer dans les cellules par manque d'insuline, il s'accumule dans le sang et fait monter la glycémie. [27]

Quant à l'Hypoglycémie c'est une concentration en glucose dans le sang anormalement basse (faible taux de sucre dans le sang). Les valeurs de glycémie habituellement retenues pour le diagnostic sont $<0,50$ g/L chez le non diabétique et $<0,60$ chez le diabétique.

Le niveau sanguin normal de glycémie doit se situer entre 70 et 110 mg/dl (0,70 à 1,10 gramme par litre). [28]



Figure14 : Voyants d'alerte visuel

4.2.7 Transmission par Bluetooth vers un smart phone :

Bien que la valeur finale de glucose puisse être affichée sur un simple écran LCD, elle est également affichée sur un téléphone Android à l'aide de la connectivité Bluetooth.

Le module Bluetooth utilisé est HC-06.

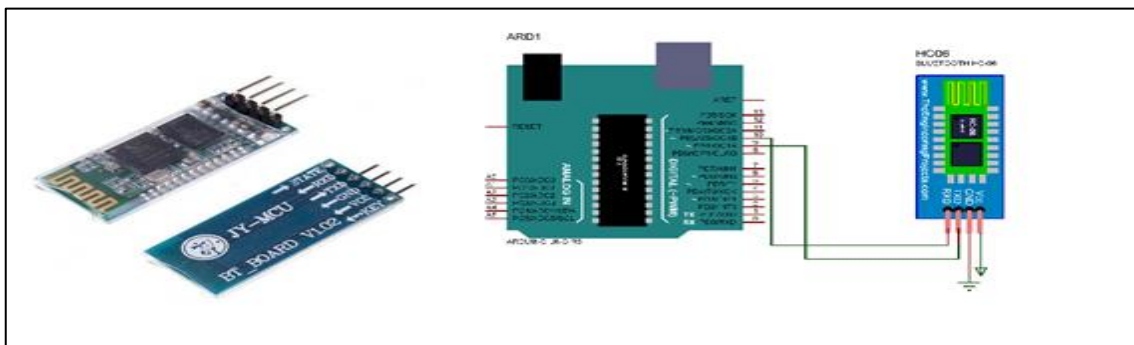


Figure 15 : Assemblage du module Bluetooth HC-06 avec Arduino

Il permet d'établir une liaison Bluetooth (liaison série) entre une carte Arduino et un autre équipement possédant une connexion Bluetooth (Smartphone, tablette, seconde carte Arduino, etc....).

ETUDE ET CONCEPTION D'UN GLUCOMETRE NON-INVASIF

Le module HC-06 est un module "esclave" contrairement au module HC-05 qui est "maître". Un module "maître" peut demander à un autre élément Bluetooth de s'appairer avec lui alors qu'un module "esclave" ne peut recevoir que des demandes d'appairage. Ce module peut être configuré pour tester la communication, Pour modifier le code PIN du module, Pour modifier la vitesse de transmission du module [29]. Dans notre cas on a configuré le module sous le nom (Hc-06) et un mot de passe (1234) et une vitesse de transmission (9600 bauds).

Réalisation finale du circuit :

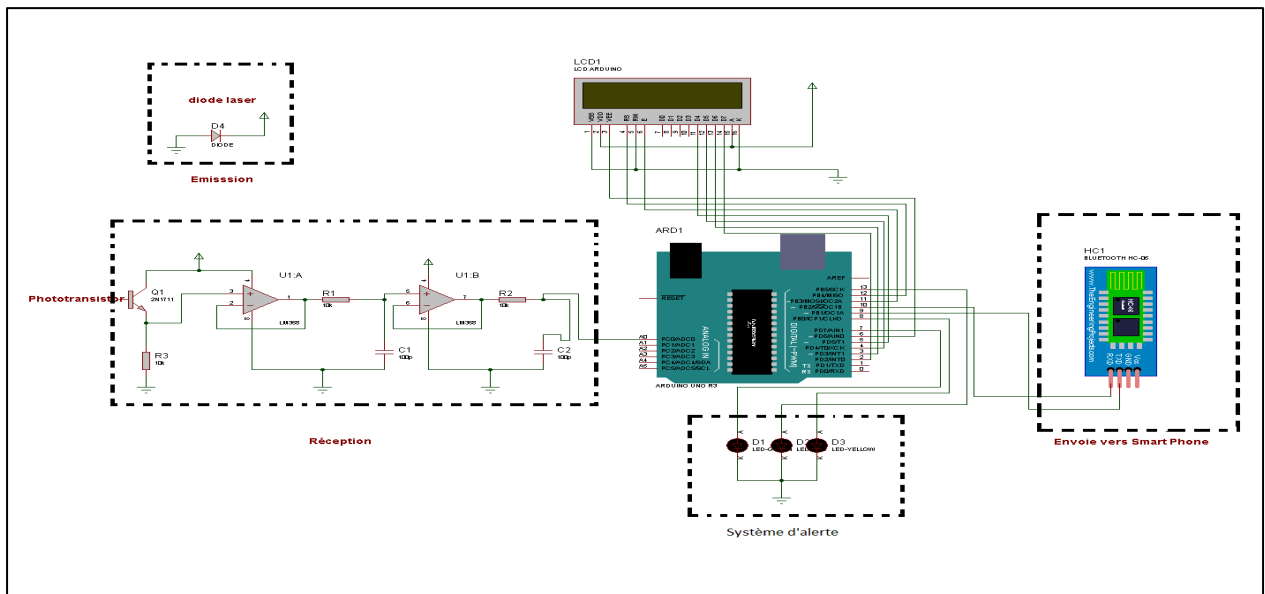


Figure 16 : Conception finale du glucomètre Non-Invasif basé sur laser (sous Isis)

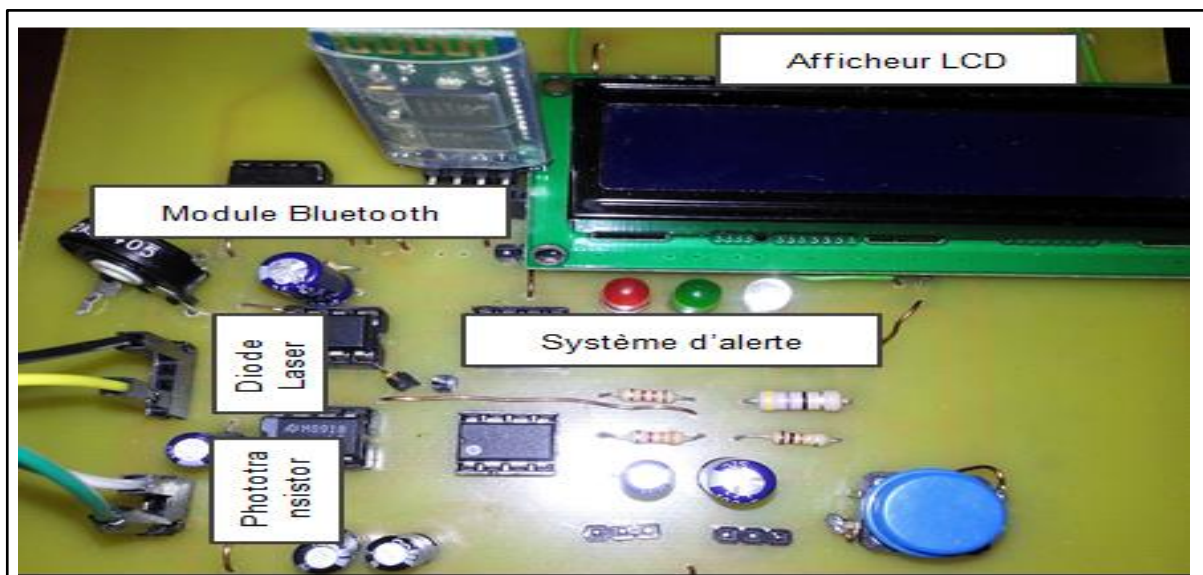


Figure 17 : Circuit imprimé

5 Etude expérimentale des résultats :

5.1 Étude de la précision :

L'étude de la précision de notre dispositif s'est basée en testant l'appareil sur 10 sujets avant et après un repas et les tensions de sortie sont mesurées et enregistrées. La figure(18) représente les résultats expérimentaux du dispositif.

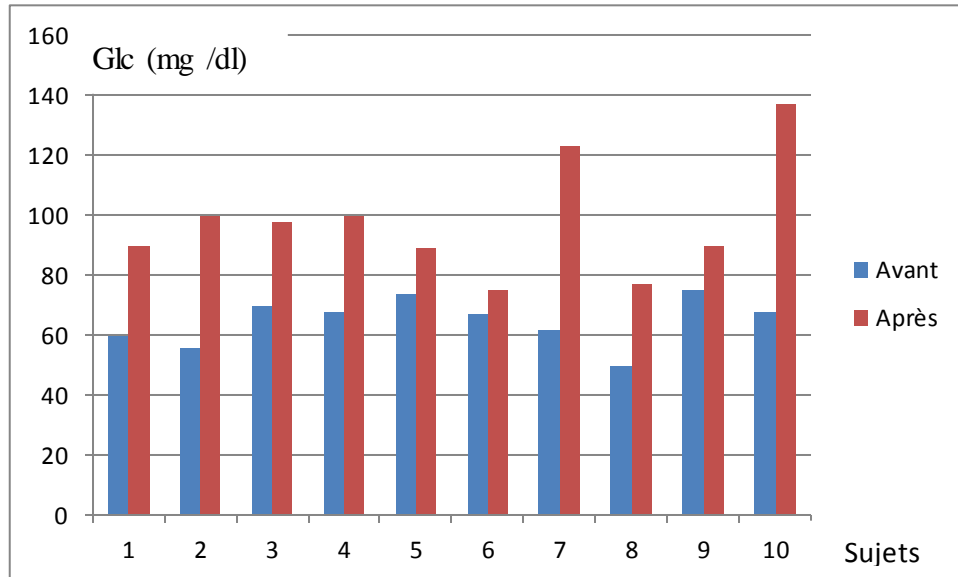


Figure18 : Les résultats expérimentaux du dispositif avant et après un repas

OBSERVATION :

- Les tensions de sortie mesurées ont augmenté pour les 10 sujets après le repas.
- Le sujet 10 représenté sur la (figure 14) a la tension de sortie la plus élevée avant et après le repas parmi les 10 sujets testés pour le niveau de glucose sanguin dans cette expérience.
- Ces hautes tensions indiquent une possibilité que le sujet 10 est pré-diabétique.
- D'autres sujets à l'exclusion du sujet 10 ont démontré une augmentation normale des tensions de sortie après ce repas.

5.2 Le temps de stabilisation :

Le dispositif est testé sur un sujet en bonne santé pour déterminer le temps de stabilisation du dispositif comme illustré sur la figure (19).

Initialement, la tension de sortie mesurée augmente brusquement et après 12 secondes la tension de sortie se stabilise. Une valeur de tension maximale et aucune

augmentation supplémentaire ne se produit. Cette fois, le spam décrit explicitement la réponse et le temps de stabilisation de la glycémie requis par le périphérique.

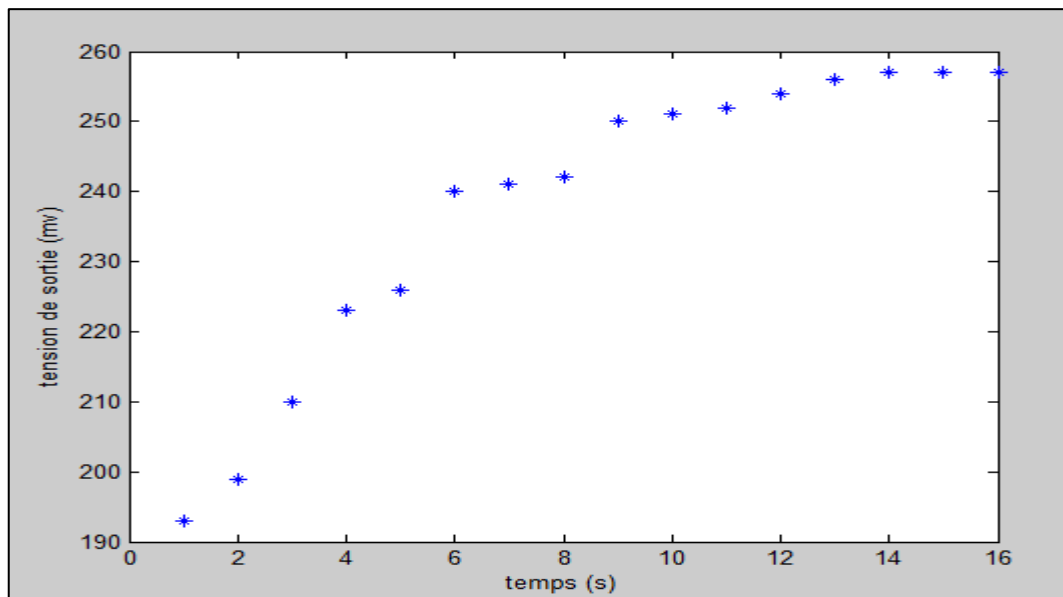


Figure 19 : Courbe périodique de stabilisation du dispositif

5.3 Anomalies Décelées :

Nous devons cependant signaler l'existence de la marge d'erreurs dans les paramètres physiques observées dans le fonctionnement du dispositif relatives à la mesure du glucose afin de mettre en évidence la nécessité d'avancer dans la recherche, ceci est principalement dû à :

- L'épaisseur du tissu humain lorsque le même dispositif est utilisé par plus d'une personne, auquel cas l'épaisseur peut être différente pour chacun. L'épaisseur du tissu détermine la "longueur du trajet" de NIR, de sorte qu'une plus grande longueur de trajet entraînerait une transmittance plus faible.
- L'utilisation de la diode laser dans l'estimation de la concentration de glucose dans le sang qui doit faire l'objet de recherches plus poussées.
- Le niveau de glucose sanguin mesuré peut changer avec la température car la tension du photo-détecteur dépend de la température [30]. L'écart de l'appareil peut être important dans des environnements difficiles où la température est très basse ou très élevée par rapport à la température ambiante.

- Le dispositif proposé est indépendant de l'interférence de la lumière ambiante. Ce comportement autonome du dispositif est dû à la pince du doigt qui bloque la lumière venant du côté du récepteur. La précision de l'appareil peut être affectée si elle est exposée à une lumière intense telle que la lumière directe du soleil.
- La tension artérielle et le taux de cholestérol dans le sang humain peuvent modifier l'indice de réfraction, la transmittance et la réflexion de la lumière laser [31], ce qui peut modifier la tension de sortie de l'appareil. Pour tester si le dispositif est affecté par un taux élevé de cholestérol ou d'hypertension artérielle, nous devons le tester sur plusieurs sujets hypertensifs, hypercholestérolémies et diabétiques ce qui devra nécessiter la permission ou l'approbation des patients et des autorités compétentes ainsi que soulever des questions éthiques.
- Un étalonnage précis était très difficile ; pas de format standard pour comparer et pour optimiser l'intensité du signal obtenu. Contrainte financière et enfin contrainte de temps

6 CONCLUSION

Technologiquement, nous sommes en phase de démarrage pour les techniques de détection et suivi de glucose sanguin non invasive et un travail d'équipe axé sur les résultats de divers groupes de scientifiques demeure nécessaire pour obtenir des résultats productifs dans ce domaine.

En dépit des principaux défis auxquels restent confrontés les appareils BGM (Blood glucose monitoring) de prochaine génération tels que le coût opérationnel, la sensibilité et la précision ils conservent à eux seuls des avantages pratiques supplémentaires tels qu'un temps de réponse plus court ~ 10-12 secondes, une plage plus élevée et une sensibilité plus élevée, ainsi que la possibilité au malade de faire vérifier sa glycémie aussi souvent comme toutes les 20 minutes jusqu'à 12 heures à la fois sans qu'une seule goutte de sang soit prélevée ce qui est considéré pour les diabétiques un grand soulagement .

Aussi le prototype présenté ici comme une preuve de concept apte à être développé, montrant une bonne corrélation entre la transmittance proche infrarouge et la glycémie, est appelé au vu des recherches en cours, à dominer le marché du glucomètre commercialisé dans un proche avenir.

Cependant je dois signaler que la technologie associée au moniteur de glucose sanguin non invasif n'a pas tout à fait progressé au point que les glucomètres d'échantillons de sang traditionnels soient dépassés mais grâce à la technologie de surveillance de la glycémie non invasive, il est maintenant possible de suivre à long terme la glycémie et d'adapter le régime alimentaire et les médicaments en conséquence.

CHAPITRE III

Etude comparative entre Glucomètres Non-invasifs
fonctionnant à base de diode laser et salive
avec glucomètre conventionnel

Etude comparative entre Glucomètres Non-invasifs à diode laser ou à salive avec glucomètre conventionnel

1 Introduction

Les lecteurs de glycémie invasifs utilisés fréquemment pour l'éducation et la surveillance des patients diabétiques sont les moyens actuels de l'autosurveillance glycémique chez le patient diabétique et comme il a été déjà mentionné dans le premier chapitre des méthodes non invasives et indolores de test du glucose amélioreraient fortement le bon suivi et le contrôle du glucose tout en réduisant les complications et les coûts globaux de prise en charge de la maladie. Cependant Il est nécessaire de contrôler la bonne exécution et la qualité des analyses réalisées sur ces dispositifs, pour assurer une surveillance précise, à faible coût et continue du glucose. Le but de cette étude a été dans un premier temps d'évaluer la qualité analytique de deux types de lecteurs de glycémie non-invasifs réalisés (lecteur basé sur la technique photo acoustique et celui basé sur la salive) en les comparant à un glucomètre conventionnel invasif. Dans un deuxième temps une analyse des données comparatives sur l'efficacité et la rentabilité des glucomètres réalisés contribuera également à éclairer la prise de décisions et permettre la généralisation du type de mesure et contrôle le plus approprié dans le but de soulager les malades diabétiques et assurer une meilleure prise en charge.

2 Méthode et Etudes réalisées :

Afin d'expliquer la méthodologie de cette étude comparative Je dois au préalable présenter les différents éléments constituant cette étude en abordant en premier l'explication du fonctionnement des deux dispositifs non invasif réalisés (le dispositif basé sur laser a été expliqué dans le chapitre II) ensuite la présentation du glucomètre référentiel et ses critères.

2.1 Glucomètre Non-Invasif basé sur salive(Généralités) :

Il a été démontré que la salive possédait un pouvoir diagnostique comparable à celui du sang [32]. Les résultats obtenus dans le sang, la salive et l'urine ont été comparés et la salive a été reconnue comme la plus sensible. Une corrélation positive entre la glycémie et le glucose salivaire est révélée par de nombreuses études [33,34-35]. Mis à part le glucose salivaire, aucun autre paramètre de la salive ne s'est révélé significativement affecté par le diabète sucré [36]. Par conséquent, le glucose salivaire peut être utilisé comme une méthode de diagnostic alternative pour

Etude comparative entre Glucomètres Non-invasifs à diode laser ou à salive avec glucomètre conventionnel

le diabète. Cette partie constitue une mise à jour d'un dispositif produit en 2017 sur le même sujet [37]

2.1.1 Conception expérimentale :

Le concept de base du dispositif salivaire implique l'utilisation de bande de glucose sanguin constitué de plastique jetable sur puce fournissant une méthodologie de test indolore avec une sensibilité suffisante , La fin de la bande avec la glucose oxydase ou glucose déshydrogénase réagit chimiquement avec le glucose dans la salive et la différence de potentiel entre les deux électrodes (point de contact de la salive) est convertie en tension par un convertisseur analogique-numérique a l'aide d'un microcontrôleur (Arduino UNO). Avant d'arriver à cette étape le signal passe par deux principaux étages, le premier, est un montage à base d'amplificateur opérationnel qui Consiste à amplifier le signal d'entrée, le deuxième étage est un montage d'amplification et de filtrage permettant également d'amplifier et de filtrer le signal reçu. Enfin le signal est transmis vers la carte « Arduino » pour l'acquisition et l'affichage du taux de glycémie présent dans l'échantillon de salive. Le dispositif peut fournir une surveillance non invasive, fiable (haute résolution), hautement reproductible, pratique, rapide et continue du glucose salivaire pour une utilisation personnelle et sur le lieu des soins

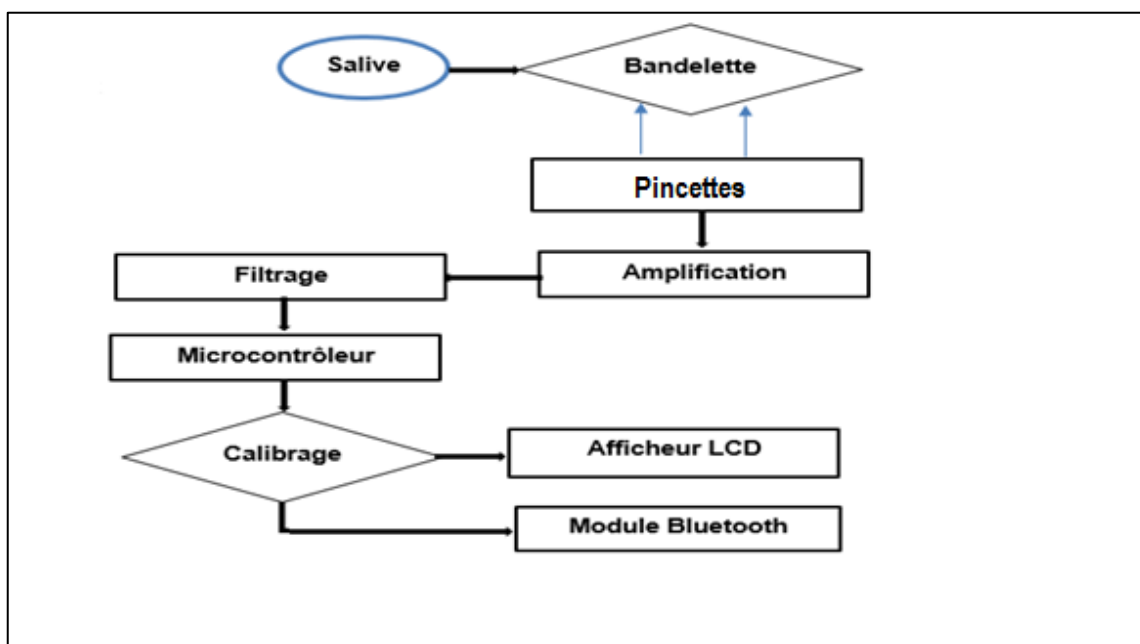


Figure (1) : Schéma bloc de dispositif non invasif salivaire

Etude comparative entre Glucomètres Non-invasifs à diode laser ou à salive avec glucomètre conventionnel

2.1.2 Explication des différents étages du dispositif réalisé :

2.1.2.1 Biocapteur et son interaction avec la salive :

Les biocapteurs à glucose reposent sur la conversion du glucose en gluconolactone par la glucose oxydase. Cependant, la transduction de cette activité enzymatique en un signal mesurable sur l'électrode fait l'objet d'une grande diversité de stratégies techniques [38].

Dans la réaction d'oxydation du glucose, la glucose oxydase (GOx) passe d'un état oxydé à un état réduit. L'enzyme est ensuite réoxydée par l'oxygène moléculaire O_2 . Cette réaction produit du peroxyde d'hydrogène, H_2O_2 , qui peut lui-même être oxydé à la surface de l'électrode en produisant un courant d'oxydation quantifiable (chaque molécule d' H_2O_2 oxydée libère deux électrons). Le biocapteur permet donc de calculer la concentration ambiante en glucose grâce à l'oxydation du peroxyde produit par l'activité enzymatique [38] (figure2).

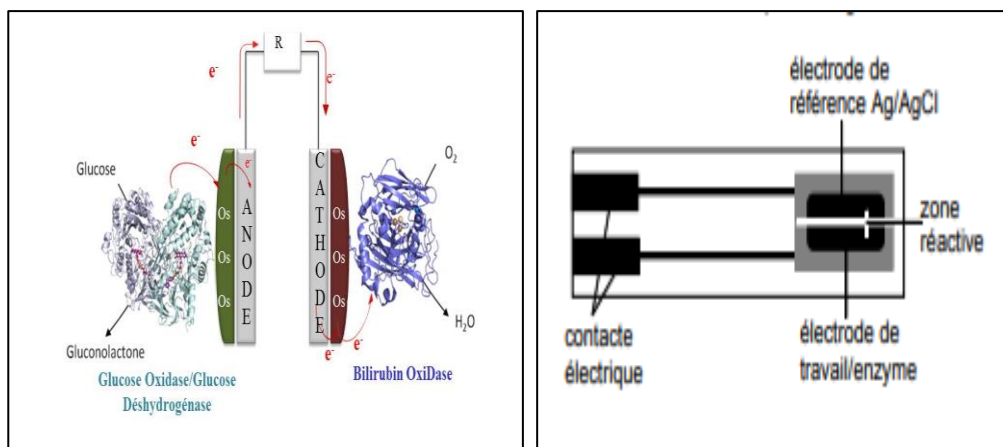


Figure (2) [38] : Réaction d'oxydation du glucose

2.1.2.2 Amplification et filtrage :

a) Amplification :

Un amplificateur linéaire intégré appelé encore amplificateur opérationnel est un composant électronique qui dispose d'une amplification en boucle ouverte infinie, d'une large bande passante, d'une impédance d'entrée infinie (courants d'entrées nuls) et d'une impédance de sortie nulle. Son alimentation se fait souvent par deux tensions symétriques mais certains sont alimentés aussi en tension.

Etude comparative entre Glucomètres Non-invasifs à diode laser ou à salive avec glucomètre conventionnel

Physiquement, un amplificateur opérationnel est constitué de transistors, de tubes électroniques ou de n'importe quels autres composants amplificateurs. On le trouve communément sous la forme de circuit intégré [39].

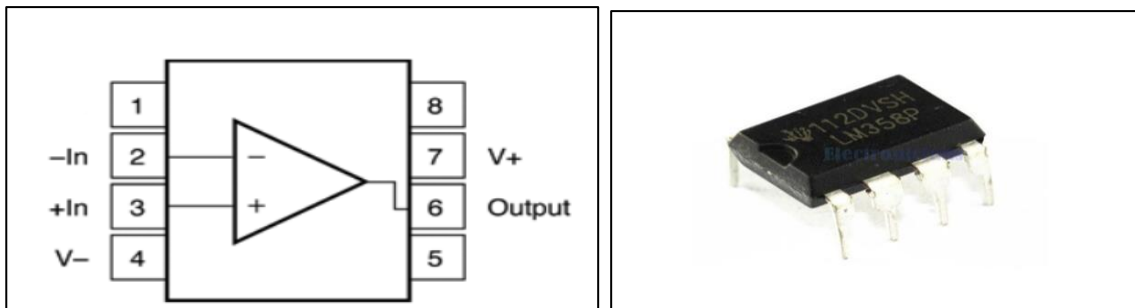


Figure (3) [39] : Amplificateur opérationnel (circuit intégré)

b) Filtrage :

Un simple circuit RC est un filtre passe bas. A fréquence faible, la tension aux bornes du condensateur suit la tension d'entrée. A fréquence élevée, le condensateur présente une impédance très faible et la tension de sortie est donc fortement atténuée

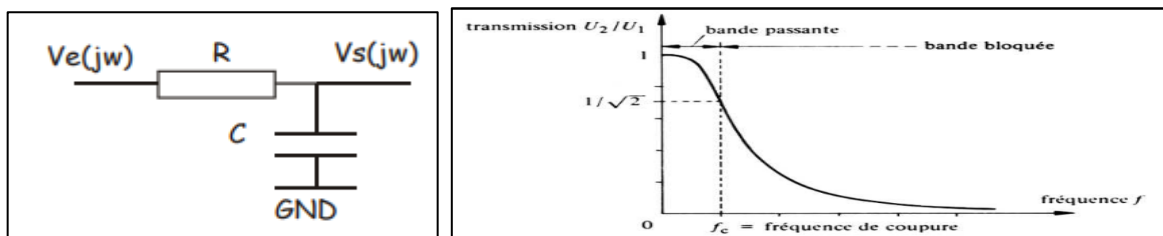


Figure (4) [39] : Réponse d'un filtre passe bas

Tant que la fréquence du signal d'entrée est inférieure à la fréquence de coupure (f_c), le signal d'entrée passe vers la sortie. Au-delà, les fréquences sont atténuées ou supprimées.

Les circuits intégrés utilisés dans ce circuit nécessitent une alimentation symétrique (+Vcc et -Vcc), c'est pour cela qu'on a utilisé un ICL (voir Annex 3) qui assure la tension négative (-Vcc) pour le premier circuit intégrés (LF356). Et le deuxième (LM358) est alimenté par une pile.

Etude comparative entre Glucomètres Non-invasifs à diode laser ou à salive avec glucomètre conventionnel

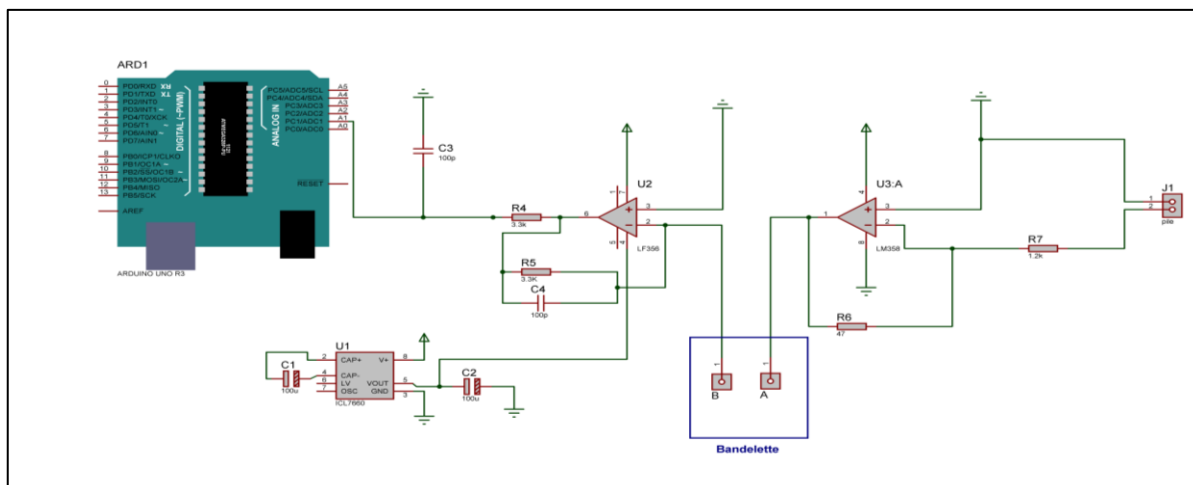
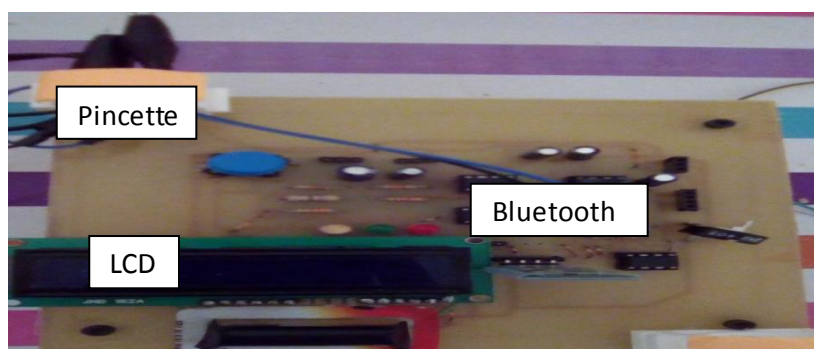


Figure (5) : Concept d'un glucomètre non invasif basé sur laser (sous Isis)

2.1.2.3 Acquisition de données et calibrage :

Pour cette partie, on a utilisé une carte Arduino Uno détaillée dans le chapitre (II). La tension de sortie (A1) est mesurée en (mV). Dans ce cas un étalonnage approprié est nécessaire afin d'afficher le taux de glycémie mesuré en (mg/dl). En comparant les valeurs mesurées par le dispositif Non-invasif avec les valeurs mesurées par un glucomètre conventionnel. Les valeurs de la glycémie trouvées varient selon la fonction suivante $y=1.89\text{Log}_2(x)$ avec X = valeurs de la sortie A0 du circuit.



Figure(6) : circuit finale

2.1.3 Conseils à suivre avant de prendre une mesure :

L'utilisateur reçoit des informations détaillées sur le protocole de collecte afin de permettre la réussite du résultat de la mesure, brosser ses dents avant la collecte et éviter l'ingestion de nourriture et de liquide (sauf l'eau) ou de chewing-gum pendant au moins 30 minutes avant le prélèvement et rincer la bouche avec de l'eau (de préférence distillée).

Etude comparative entre Glucomètres Non-invasifs à diode laser ou à salive avec glucomètre conventionnel



Figure (7) : Illustration des conseils à suivre avant d'établir une mesure

2.2 Glucomètre de référence piqûre de doigt standard (My life Pura) :

Un appareil permettant de mesurer rapidement le taux de glucose dans le sang (la glycémie), le plus souvent sur du sang capillaire. Ce type d'appareil est utilisé à domicile par les patients ou à l'hôpital par les soignants. La confiance en termes de fiabilité, évaluée comme étant "très importante" par les professionnels (91 %), atteint 100 % auprès des patients (64 % "très bien", 36 % "bien"). [40]

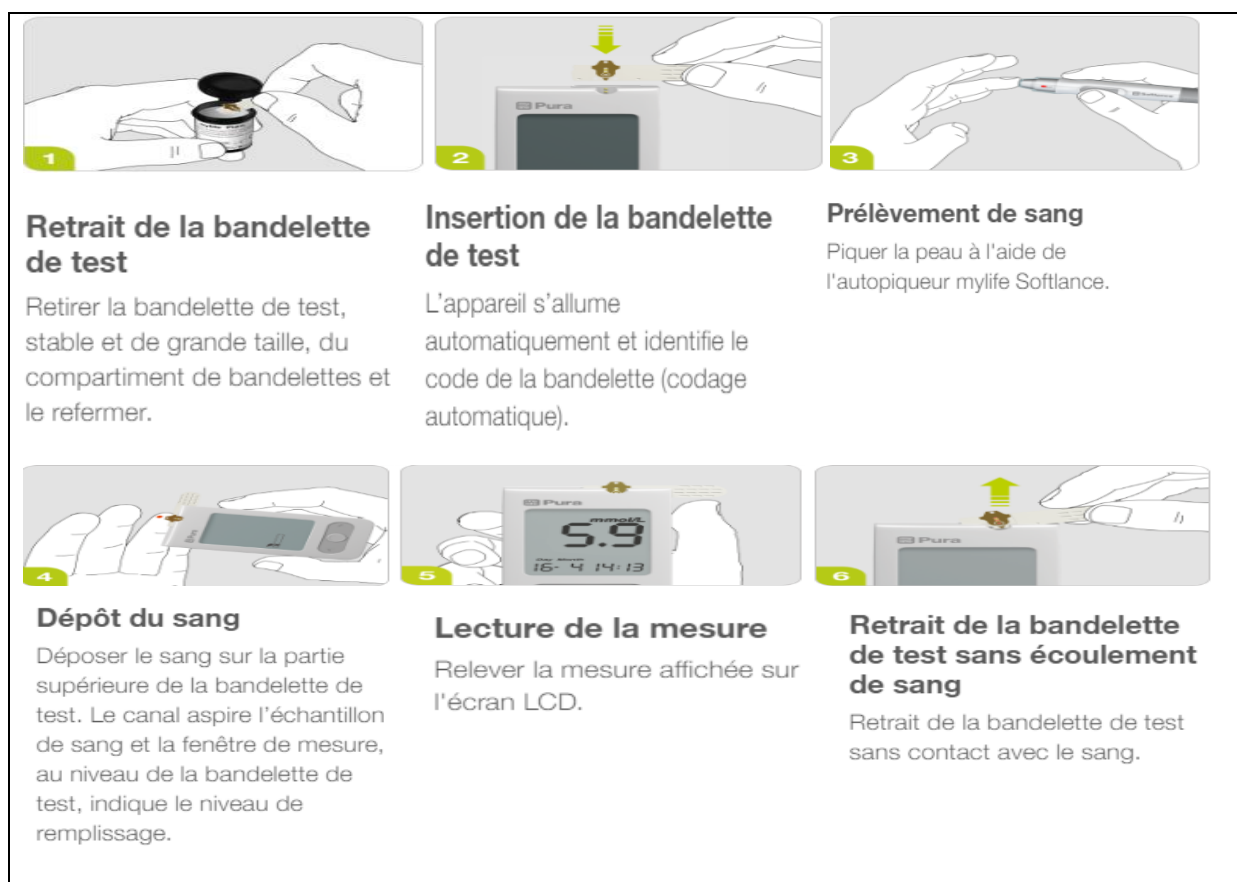


Figure (8) [40] : Mesure avec My Life Pura

Etude comparative entre Glucomètres Non-invasifs à diode laser ou à salive avec glucomètre conventionnel

L'appareil utilise une méthode électrochimique, tout d'abord, les bandes de test contiennent un capillaire qui aspire la quantité de sang nécessaire à la mesure, ensuite le glucose dans ce sang réagit à une électrode enzymatique (petit transducteur chimique qui combine une procédure électrochimique avec une activité d'enzyme immobilisée) qui contient du glucose oxydase. L'enzyme est alors réoxydé avec un réactif intermédiaire comme l'ion Ferricyanure ($\text{Fe}(\text{CN})_6^{3-}$). Cet ion est réoxydé par une réaction au niveau de l'électrode, ce qui va générer un courant électrique. Le courant électrique passant par cette électrode est proportionnel au taux de glucose dans le sang qui a réagi avec l'enzyme. On peut alors savoir la glycémie. [41]

3 Comparaison des lecteurs de glycémie :

La qualité analytique des deux types de lecteurs de glycémie non-invasifs (à diode laser ou à salive), a été évaluée en les comparant au glucomètre conventionnel invasif (My life pura) de piqûre de doigt standard. L'interprétation des résultats étant basée sur l'importance de l'écart observé entre les glycémies du lecteur des dispositifs non invasifs et du référentiel, les principales caractéristiques techniques et analytiques des systèmes évalués dans cette étude sont présentées dans le Tableau(1)

Caractéristiques	Glucomètre Non-Invasif (diode laser)	Glucomètre Non-Invasif (salive)	Glucomètre Invasif (My life Pura)
Société	/	/	Groupe YPSOMED (Suisse)
Principe de mesure	Spectroscopie Photo-Acoustique	Salive (Réaction électrochimique)	Électrochimie
Enzyme principale	/	Glucose oxydase	GOD
Temps d'obtention de résultats	12 (s)	10 (s)	5(s)
Volume de dépôt	/	/	0.75 μL

Tableau (1) : Caractéristiques techniques et analytiques des glucomètres utilisés

Etude comparative entre Glucomètres Non-invasifs à diode laser ou à salive avec glucomètre conventionnel

Ainsi pour mettre en évidence la fiabilité des mesures relevées sur les deux types de glucomètres (laser et salive) et de suite établir une comparaison entre les deux, la conception d'un ensemble regroupant les deux circuits de dispositifs non invasifs sur un Arduino, un module de transmission Bluetooth et un afficheur et ou le fonctionnement choisi (laser ou salive) reste subordonné au choix du bouton poussoir (fig9).Les résultats affichées suivant le choix de la mesure (à laser ou à salive) seront comparées à ceux du glucomètre conventionnel ce qui devra vérifier la crédibilité de notre étude.

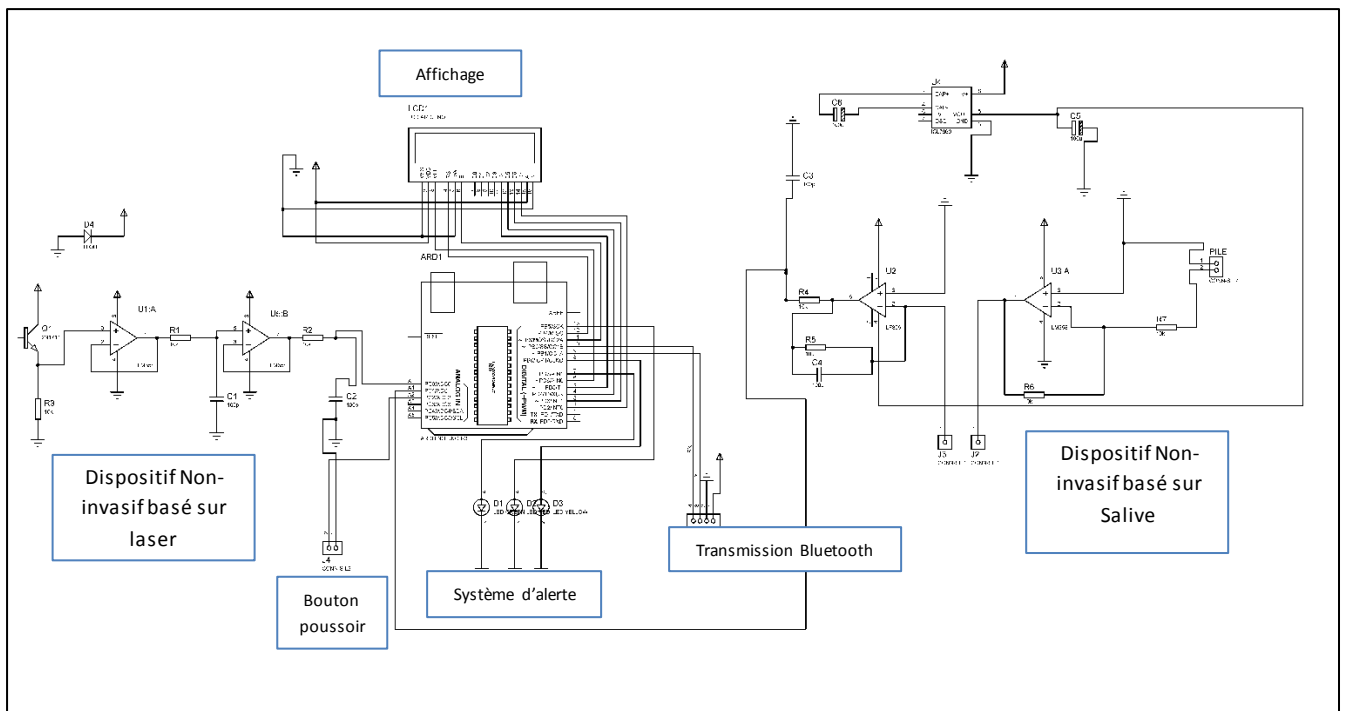


Figure (9) : Conception finale d'un ensemble regroupant les deux circuits de dispositifs non invasifs

3.1 Le dispositif à laser :

La Figure (10) montre le test de fiabilité pour le dispositif en question et illustre les niveaux de glycémie mesurés en utilisant le dispositif conçu et qui sont proches des lectures de dispositif invasif My Life Pura. Le dispositif à laser s'écarte de 5% - 8% tel que calculé en utilisant l'équation (9).

$$E_{\%} = \frac{(Glucose)_{Invasif} - (Glucose)_{Non-Invasif}}{(Glucose)_{Invasif}} \quad (9)$$

Etude comparative entre Glucomètres Non-invasifs à diode laser ou à salive avec glucomètre conventionnel

Les raisons des écarts sont dues à des variations dans les doigts humains tels que la différence considérable dans l'épaisseur du doigt, la propreté du doigt et le gonflement microscopique des tissus lors de l'absorption de la lumière [42]. Ces variations peuvent affecter l'intensité de la lumière laser de sortie au phototransistor et cette absorption de la lumière dans le tissu perturbe le niveau de glucose sanguin mesuré résultant de l'écart de 5% -12% du dispositif proposé.

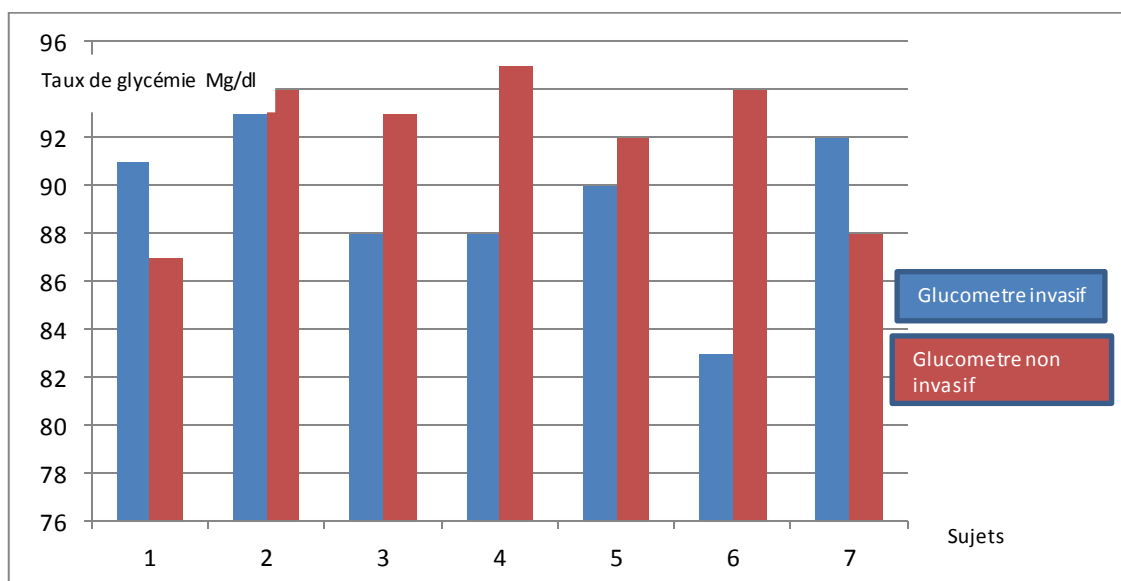


Figure (10) : Les niveaux de glycémie mesurés en utilisant le dispositif non invasif (laser) et le glucomètre référentiel

3.2 Le dispositif à salive :

En mesurant en parallèle le glucose salivaire et la glycémie des sujets, la corrélation entre eux est dépendante de l'individu. Il y a un décalage entre les valeurs maximales de glucose du sang et de la salive. Cependant, la corrélation entre les deux valeurs de glucose est constante pour chaque personne permettant un diagnostic non invasif du diabète par la salive au lieu du sang. Ainsi, ce biocapteur sera une alternative pour le suivi du glucose salivaire en temps réel à tout moment.

Etude comparative entre Glucomètres Non-invasifs à diode laser ou à salive avec glucomètre conventionnel

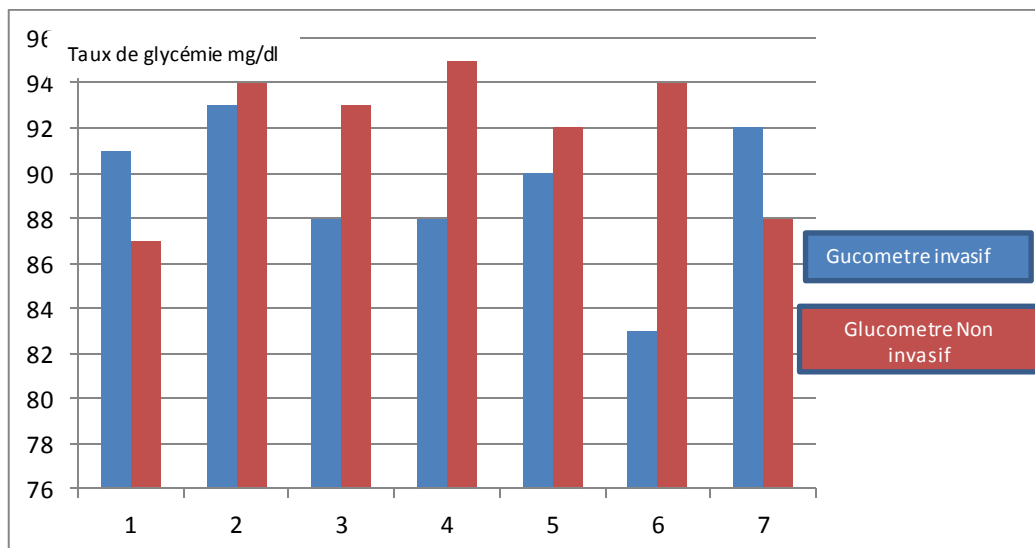


Figure (11) : Les niveaux de glycémie mesurés en utilisant le dispositif non invasif (Salive) et le glucomètre référentiel

Sans doute, il y a une limitation de l'étude que beaucoup de facteurs influencent la sécrétion de la salive et des constituants de la salive. La salive entière (salive mélangée) est un mélange de liquides buccaux et comprend des sécrétions des glandes salivaires majeures et mineures. Salive en plus de plusieurs constituants d'origine non salivaire, tels que sécrétions bronchiques et nasales expectorées du liquide crévulaire gingival, sérum et dérivés sanguins des plaies buccales, bactéries et produits bactériens, virus et champignons, cellules épithéliales décortiquées, autres composants cellulaires et les débris alimentaires [43] peuvent être collectés avec ou sans stimulation. Par conséquent, la technique que nous adoptons doit encore être validée chez un grand nombre de patients. Les technologies présentent un grand potentiel dans le développement d'un outil de diagnostic robuste, rentable, précis, portable et facile à utiliser pour l'analyse de la salive.

4 Approche de Clarck error grid :[44]

La précision et la répétabilité des deux dispositifs Non-Invasifs sont également vérifiées en effectuant une analyse Clark Error Grid (CEG). L'analyse CEG est une procédure fiable pour évaluer la précision et la fiabilité d'un dispositif médical. Dans cette méthode, les niveaux de glucose sanguins mesurés sont tracés par rapport aux niveaux de glycémie de référence. Les taux de glucose mesurés utilisant les

Etude comparative entre Glucomètres Non-invasifs à diode laser ou à salive avec glucomètre conventionnel

dispositifs Non invasifs sont tracés par rapport aux niveaux de glycémie de référence.

4.1 Définition de l'approche [44] :

L'approche de Clarke Error Grid a été développée en 1987 et elle est utilisée pour évaluer la signification clinique des différences entre la technique de mesure du glucose à l'essai et les mesures de référence de la glycémie veineuse. La méthode utilise un diagramme cartésien, dans lequel les valeurs prédites par la technique testée sont affichées sur l'axe des y, tandis que les valeurs reçues de la méthode de référence sont affichées sur l'axe des x. La diagonale représente l'accord parfait entre les deux, tandis que les points situés au-dessous et au-dessus de la ligne indiquent respectivement une surestimation et une sous-estimation des valeurs réelles. La zone A (acceptable) représente les valeurs de glucose qui s'écartent des valeurs de référence de $\pm 20\%$ ou se situent dans la plage hypoglycémique (<70 mg / dl), lorsque la référence se situe également dans la plage hypoglycémique. Les valeurs dans cette plage sont cliniquement exactes et sont donc caractérisées par un traitement clinique correct. La zone B (erreurs bénignes) est située au-dessus et au-dessous de la zone A ; cette zone représente les valeurs qui s'écartent des valeurs de référence, qui sont incrémentées de 20. Les valeurs comprises dans les zones A et B sont cliniquement acceptables, tandis que les valeurs incluses dans les zones C et E sont potentiellement dangereuses, et il est possible de réaliser cliniquement erreurs significatives.

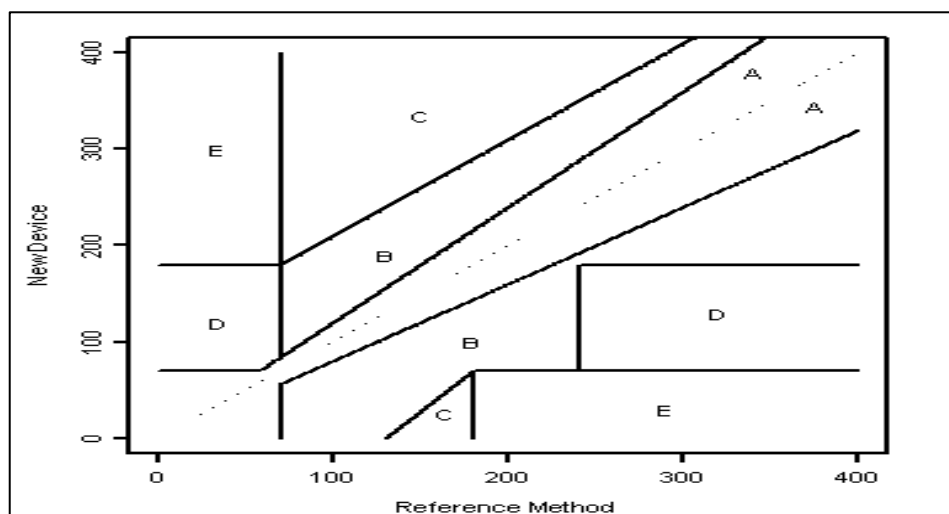


Figure (12) : L'approche de Clarke Error Grid

Etude comparative entre Glucomètres Non-invasifs à diode laser ou à salive avec glucomètre conventionnel

4.2 Résultats et discussions :

Dispositif à base de Laser :

L'axe des y représente les valeurs lues par le dispositif non invasif et l'axe des abscisses représente les valeurs enregistrées par le dispositif invasif standard, pour le même patient, en même temps. Plus de 10 points de test ont été pris sur 04 patients (avant et après repas et à jeun). La grille d'erreur est représentée sur la figure (13). La majorité des points de données se trouvent dans la région A, tandis que tous les autres points se trouvent dans la région B. Aucun point de données ne se trouve dans les autres régions. Cette précision est meilleure que la plupart des glucomètres non invasifs (bien que la taille de l'échantillon présentée dans cette étude puisse ne pas être assez grande et que des tests et un calibrage supplémentaire puissent être requis). Des améliorations supplémentaires de la précision peuvent être faites

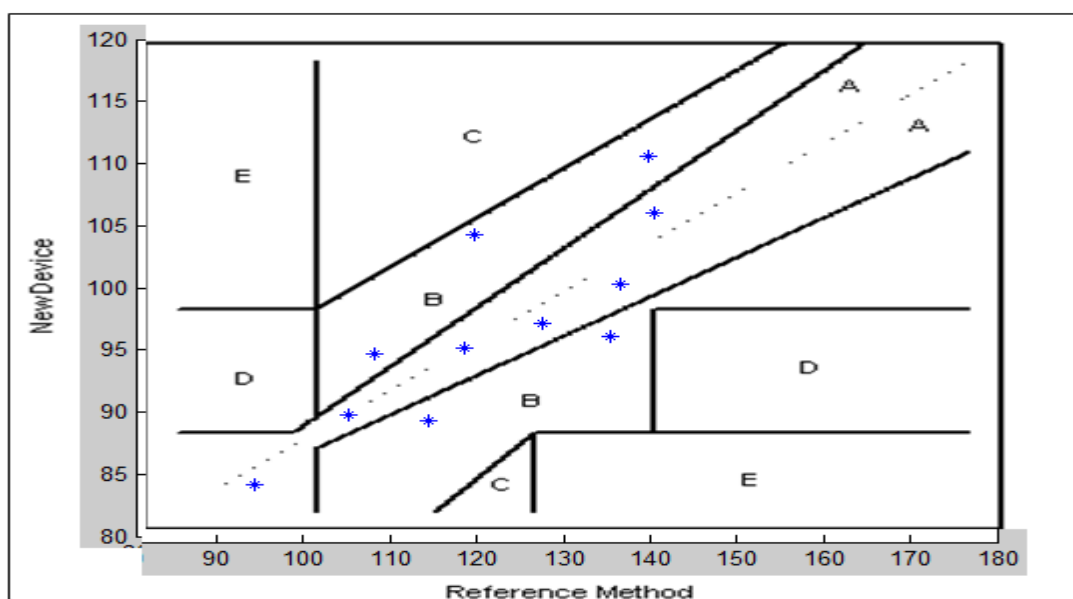


Figure (13) : Application de l'approche Clarke Error Grid sur le dispositif Laser

Dispositif à base de Salive :

Dans l'étude réalisée, quelques résultats sont non acceptables selon les normes de l'approche. Le faible nombre d'analyses réalisées ne permet pas l'appréciation de la relation entre l'observance des lecteurs et la fiabilité des analyses. L'existence d'une telle relation est cependant probable.

Etude comparative entre Glucomètres Non-invasifs à diode laser ou à salive avec glucomètre conventionnel

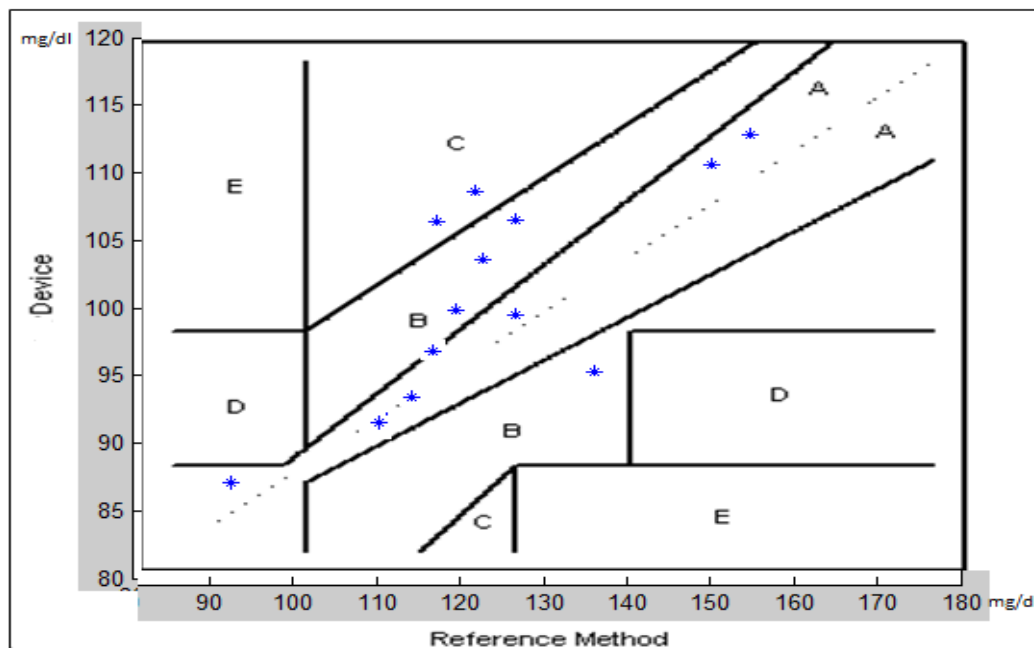


Figure (14) : Application de l'approche Clarke Error Grid sur le dispositif salivaire

Ces différences ne seraient pas suffisantes pour entraîner des erreurs graves ou des interprétations incorrectes. Cette contradiction est liée à la différence entre les normes, Clarke considérant comme acceptable une différence de 20 % entre les valeurs des lecteurs et du système de référence [45].

5 Conclusion :

L'étude comparative élaborée étant très modeste au vu des moyens dont nous disposons j'ai été amenée afin de la consolider à me référer aux résultats de quelques recherches qui font l'actualité à travers le monde dans ce domaine.

La formation du personnel et la mise en œuvre d'un contrôle de qualité des lecteurs, réalisées en collaboration avec les services cliniques sont indispensables pour augmenter leur qualité.

Cependant, les mesures ne peuvent être effectuées que dans un laboratoire, car elles nécessitent un temps de traitement important, des réactifs coûteux, des instruments sophistiqués et des professionnels hautement qualifiés. Par conséquent, ces méthodes ne peuvent pas être utilisées pour la surveillance individuelle du glucose à domicile ou dans les activités quotidiennes.

CHAPITRE IV

Conception et réalisation d'une application
ANDROID pour l'autosurveillance du diabète

1 INTRODUCTION :

L'importance de l'autosurveillance glycémique chez le malade diabétique n'est plus à démontrer en effet elle permet au patient à travers l'information qu'il reçoit à l'aide des applications Android développées de connaître la valeur de sa glycémie chaque fois qu'il le désire et d'adapter son traitement en accord avec le médecin traitant, ainsi elle aide à mieux contrôler et comprendre son diabète

C'est dans cette perspective de familiarisation avec l'esprit de développement Android que je viens développer dans le chapitre suivant la conception du projet, son analyse ainsi que l'ensemble des fonctionnalités relatives à l'application Android.

2 Définition de l'Android :

C'est un système d'exploitation mobile basé sur le noyau Linux et développé actuellement par Google. Lancé en juin 2007, le système avait d'abord été conçu pour les smartphones et tablettes tactiles, puis s'est diversifié dans les objets connectés et ordinateurs comme les télévisions (Android TV), les voitures (Android Auto), les ordinateurs (Android-x86) et les smart Watch (Android Wear). En 2015, Android est le système d'exploitation mobile le plus utilisé dans le monde avec plus de 80 % de parts de marché dans les smartphones [46].



Figure (1) [46]: Système d'exploitation Android

2.1 Architecture d'Android :

Le système d'exploitation Android est constitué de pile de composants logiciels divisée en cinq sections et quatre couches principales, comme indiqué ci-dessous dans le diagramme d'architecture.

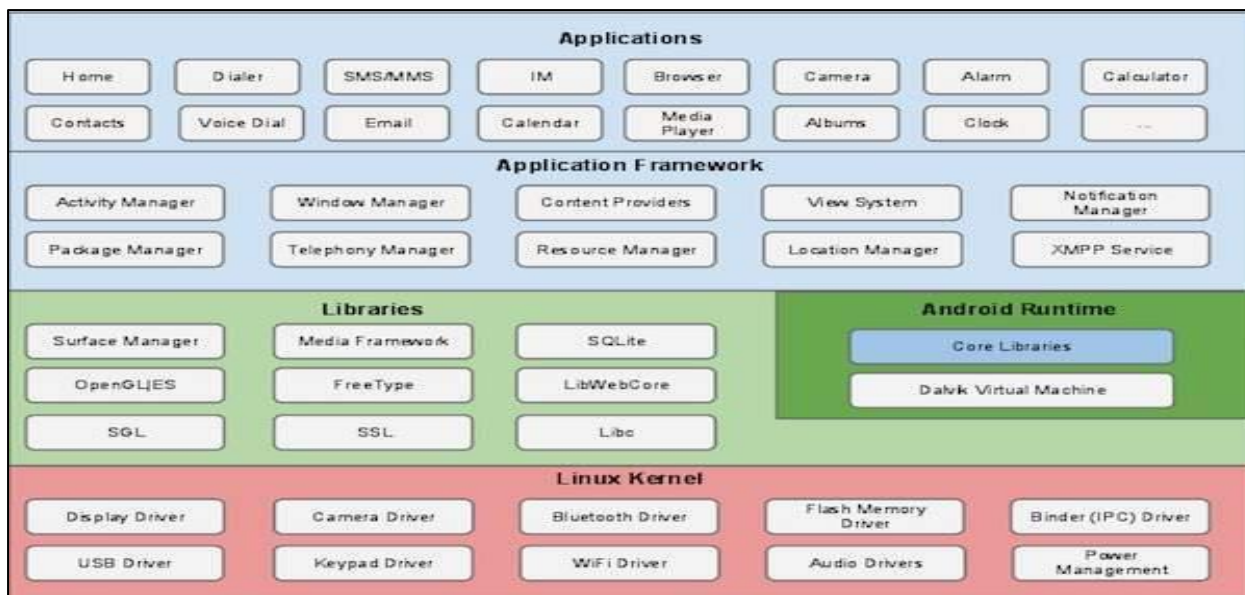


Figure (2) [47]: Diagramme d'architecture d'Android

Noyau Linux : Au bas des couches est Linux avec environ 115 patches. Cela fournit un niveau d'abstraction entre le matériel de l'appareil et il contient tous les pilotes matériels essentiels comme la caméra, le clavier, l'affichage, etc... [47].

Bibliothèques : Un ensemble de bibliothèques comprenant le moteur de navigateur Web open-source WebKit, libc bibliothèque, base de données SQLite qui est un référentiel utile pour le stockage et le partage de données d'application, bibliothèques pour lire et enregistrer, bibliothèques responsables de la sécurité Internet, etc. [47].

Android Runtime : Cette section fournit un composant clé appelé Dalvik Virtual Machine qui est une sorte de machine virtuelle Java spécialement conçue et optimisée pour Android [47].

La machine virtuelle Dalvik : (L'environnement d'exécution Android) permet à chaque application Android de s'exécuter dans son propre processus, avec sa propre instance de la machine virtuelle Dalvik. [47].

Application Framework : fournit de nombreux services de niveau supérieur aux applications sous la forme de classes Java [47].

Applications : Un ensemble d'applications natives permettant d'accéder à des fonctionnalités comme les courriels, le téléphone, le calendrier, les photos... Ces applications sont développées à l'aide du langage de programmation Java. Pour l'utilisateur final, c'est la seule couche accessible et visible. [47]

2.2 Outil de développement Android (Android Studio) :

Android Studio est un environnement de développement pour développer des applications Android. Il est basé sur IntelliJ IDEA. Avant Android Studio, de 2009 à 2014, Google propose comme environnement de développement officiel une distribution spécifique de l'environnement Eclipse, contenant notamment le SDK (Software Development Kit) d'Android. Android Studio est annoncé le 15 mai 2013 lors du Google I/O et une version Early Access Preview est disponible le jour même. Le 8 décembre 2014, Android Studio passe de version bêta à version stable 1.0. L'environnement devient alors conseillé par Google, et Eclipse est délaissé [48].

2.3 Fonctionnalités :

Android Studio permet principalement d'éditer les fichiers Java/Kotlin et les fichiers de configuration XML d'une application Android. Il propose entre autres des outils pour gérer le développement d'applications multilingues et permet de visualiser la mise en page des écrans sur des écrans de résolutions variées simultanément [47, 49].

Il offre encore plus de fonctionnalités qui améliorent votre productivité lors de la création d'applications Android, telles que :

- Un système de construction flexible basé sur Gradle.
- Un émulateur rapide et riche en fonctionnalités
- Un environnement unifié où vous pouvez développer pour tous les appareils Android
- Exécution instantanée pour transférer les modifications à votre application en cours d'exécution sans créer de nouveau fichier APK

- Modèles de code et intégration de GitHub pour vous aider à créer des fonctionnalités d'application courantes et à importer un exemple de code
- Des outils de test et des frameworks étendus
- Outils de peluches pour attraper les performances, la convivialité, la compatibilité des versions et d'autres problèmes
- Support C++ et NDK
- Prise en charge intégrée de Google Cloud Platform, facilitant l'intégration de Google Cloud Messaging et App Engine

3 Conception et analyse de l'application :

3.1 Création de projet :

Dans le menu Quick Start, en sélectionnant Start a new Android Studio Project, en renseignant les informations figure ()

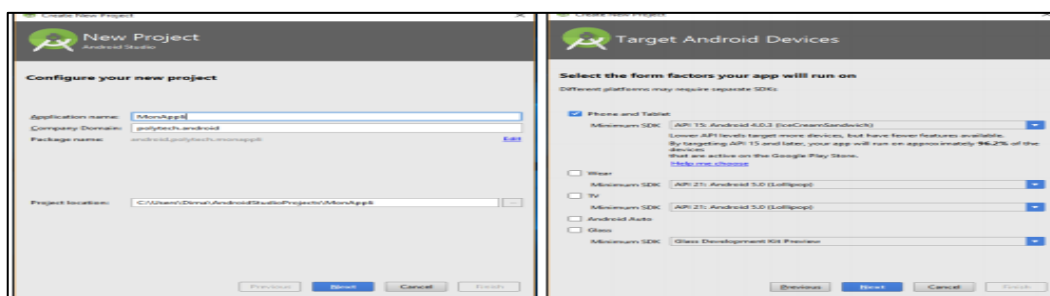


Figure (3) : Création du projet

- Application name : c'est le nom qui va apparaître dans la liste des applications sur l'appareil et dans le Play Store.
- Company domain : c'est un qualifiant qui apparaîtra dans le nom du package.
- Package name : il est utilisé comme identifiant de l'application
- Minimum required SDK : c'est la version Android la plus ancienne sur laquelle l'application peut tourner.

3.2 Structure du projet :

Tout projet Android doit respecter une hiérarchie bien précise qui permettra au compilateur de retrouver les différents éléments et ressources lors de la génération de l'application. Cette hiérarchie favorise la modularité des applications Android.

A la création du projet, Android Studio crée automatiquement des dossiers pour contenir les fichiers de code Java, les fichiers XML, et les fichiers multimédias. L'explorateur de projet permettra de naviguer dans ces dossiers [50].

- Manifestes : Contient le fichier AndroidManifest.xml.
- Java : Contient les fichiers de code source Java, y compris le code de test JUnit.
- Res : Contient toutes les ressources non-code, telles que les dispositions XML, les chaînes d'interface utilisateur et les images bitmap.

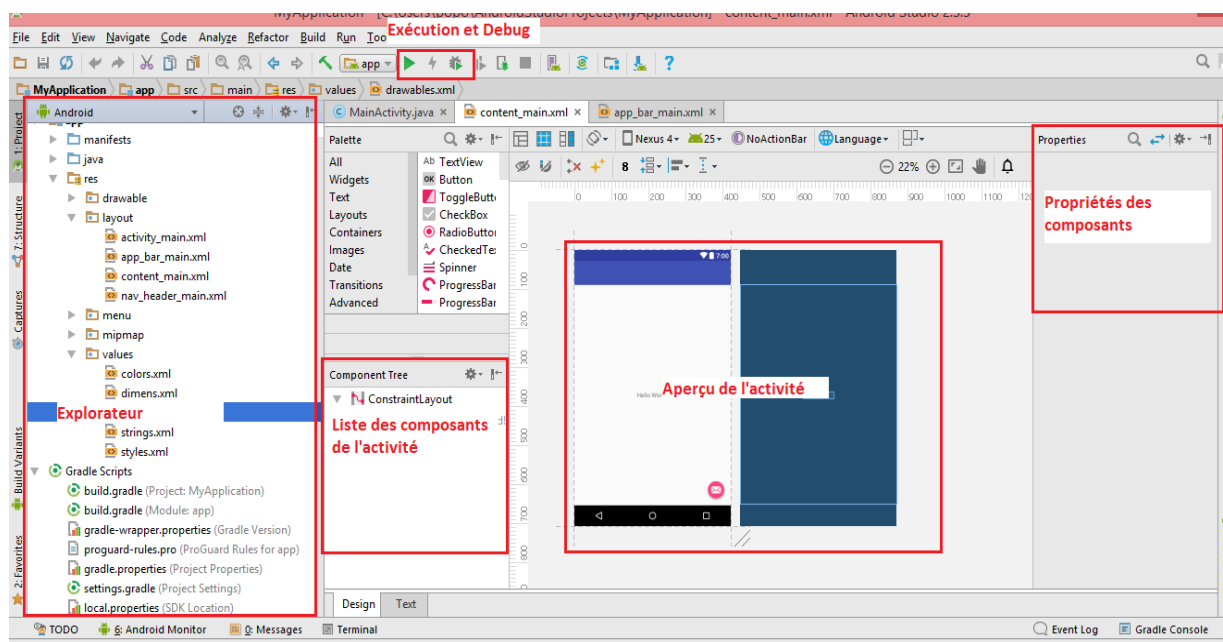


Figure (4) : Les zones logiques constituant l'interface principale d'Android studio

Par ailleurs, tout ce qui touche à l'interface utilisateur sera intégré dans les sous-dossiers de res, dont voici une brève description [49] :

Layout : regroupe les fichiers XML qui définissent la disposition des composants sur l'écran. Il contient déjà, dès la création du projet, le layout de l'activité principale. Deux fichiers XML sont créés par Android Studio : `activity_main.xml` et `content_main.xml`. Le premier définit l'apparence générale de l'activité : sa disposition, sa taille, sa barre d'outils, éventuellement des boutons d'action flottants ainsi que son layout qui n'est autre que `content_main.xml`.

Drawable : contient tout élément qui peut être dessiné sur l'écran : images (en PNG de préférence), formes, animations, transitions, etc. Cinq dossiers drawable

permettent aux développeurs de proposer des éléments graphiques pour tout genre d'appareil Android en fonction de sa résolution

Menu : contient les fichiers XML définissant les menus

Mipmap : contient les images de l'icône de l'application sous différentes résolutions.

Values : contient les fichiers XML qui définissent des valeurs constantes (des chaînes de caractères, des dimensions, des couleurs, des styles etc.)

Gradle : Android Studio utilise un système qu'on appelle Gradle pour compiler et générer les applications. Pour fonctionner le Gradle a besoin d'un script qui définit les règles de compilation et génération (configuration et dépendances). Dans le build.gradle de l'application on définit entre autre la version du SDK utilisée pour la compilation, la version minimale du SDK nécessaire pour faire tourner l'application (rétro-compatibilité), l'identifiant de l'application (le nom du package), etc.

3.3 Fonctionnement de l'application « Diabetes » :

L'application consiste à assurer une surveillance continue des patients diabétiques ou non diabétiques en leur fournissant une interface simple à manipuler :

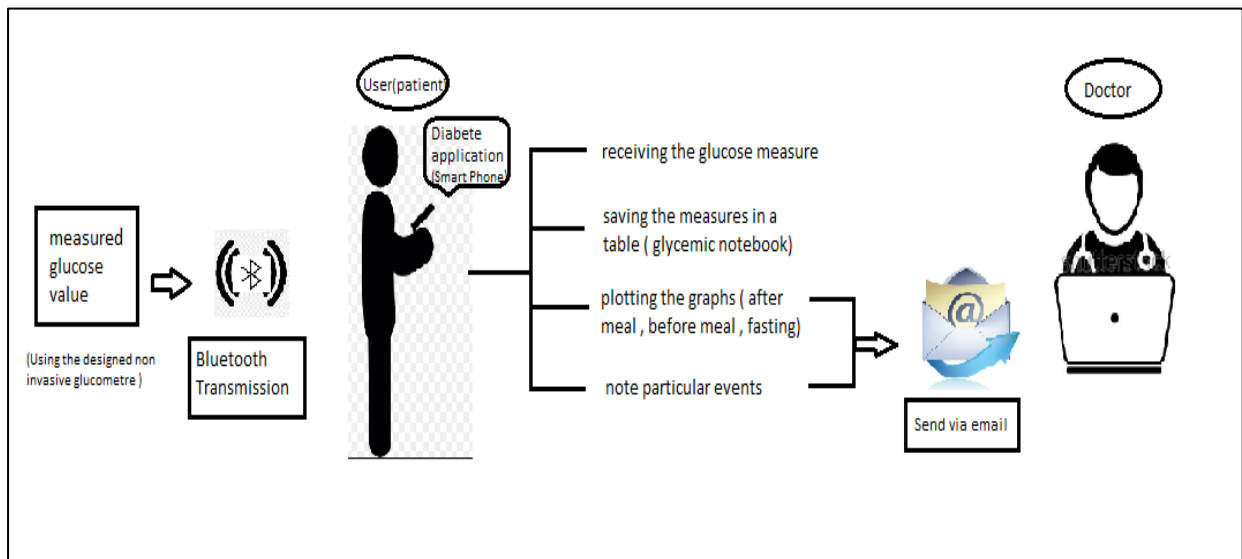


Figure (5) : Illustration du principe de fonctionnement de l'application « Diabetes »

L'application une fois connectée au dispositif non invasif conçu reçoit par Bluetooth la valeur de la glycémie, cette dernière est automatiquement enregistrée sur le carnet glycémique.

L'application est reliée à une base de données interne, dans la première interface de l'application, une fiche de renseignement s'affiche pour être remplie ensuite le malade est orienté vers l'interface principale formée d'une plate-forme d'interfaces secondaires plurifonctionnelles

3.3.1 Mise en place d'une BDD interne SQLite :

SQLite est une BDD SQL open source qui stocke les données dans un fichier texte sur un dispositif. Elle est intégrée dans tous les appareils Android cela dit une base de données SQLite ne nécessite aucune configuration ou mise en place [49]. Une fois la structure de la bdd est définie, elle sera automatiquement gérée par Android. Pour le cas de l'application « Diabetes », il est créé une application « SqliteApp » qui permet à l'utilisateur d'insérer des données qui vont être stockés dans une bdd interne SQLite.

3.3.2 Exécution de l'application :

Présentation des interfaces de l'application Diabetes :

Avant d'accéder à l'interface principale une page d'accueil s'affiche et, où le patient est invité à donner les renseignements nécessaires à mettre à jour après chaque visite périodique (âge-poids-taille-acuité visuelle –pression artérielle) pour faciliter la tâche du médecin traitant

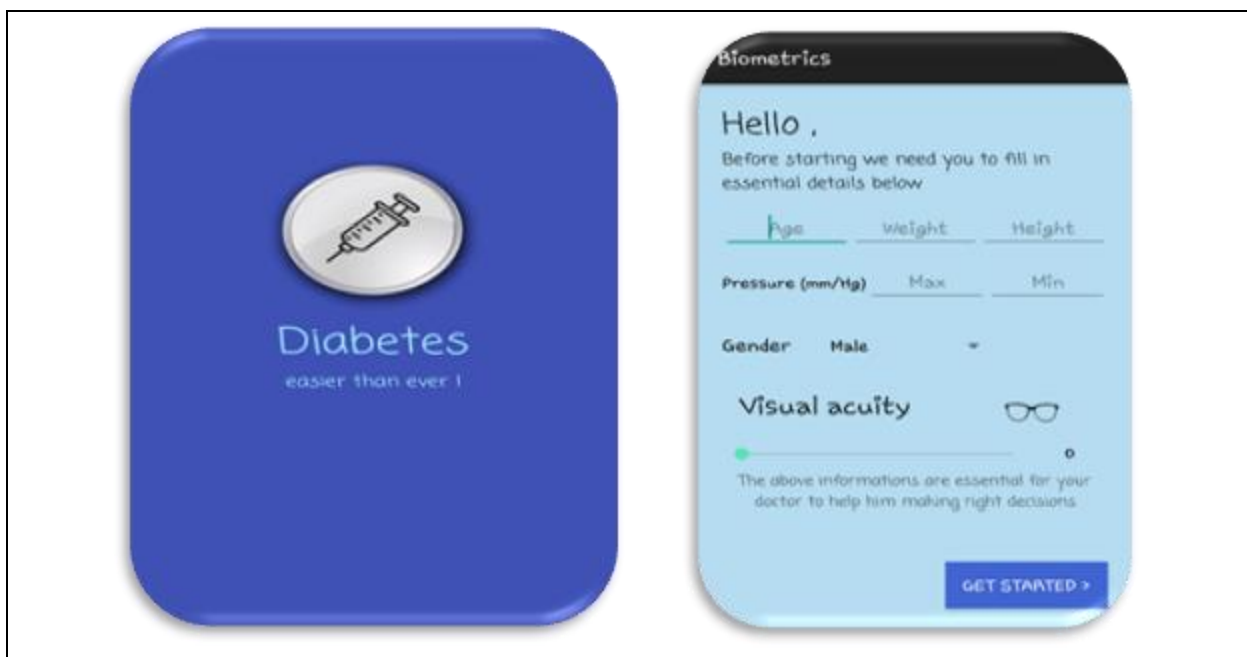


Figure (6) : Page d'accueil de l'application créée « Diabetes »

L'interface principale :



Figure (7) : L'interface principale de l'application

Est une plate-forme formée de six interfaces secondaires permettant au patient de consulter les accès suivants :

- Réception des mesures de la glycémie via connexion Bluetooth avec la source du glucomètre non invasif conçu.



Figure (8) : Réception des mesure glycémiques par Bluetooth

- Le carnet glycémique où sont enregistrées les valeurs de la glycémie transmises par mon dispositif non invasif avant et après les repas et pendant le jeun.



Figure (9) : Carnet glycémique

- Le graphe où sont représentées automatiquement les valeurs transmises avant et après les repas et pendant le jeun.



Figure (10) : Les valeurs mesurées présentées dans un graphe

- Un note book où le patient est invité à noter :

- les doses d'insuline s'il est traité par insuline, et le traitement pris par le malade
- les remarques personnelles concernant les événements particuliers (repas de famille, activité sportive non prévue, repas ...) et symptômes ressentis (hypoglycémie, hyperglycémie) avec le jour et l'heure.

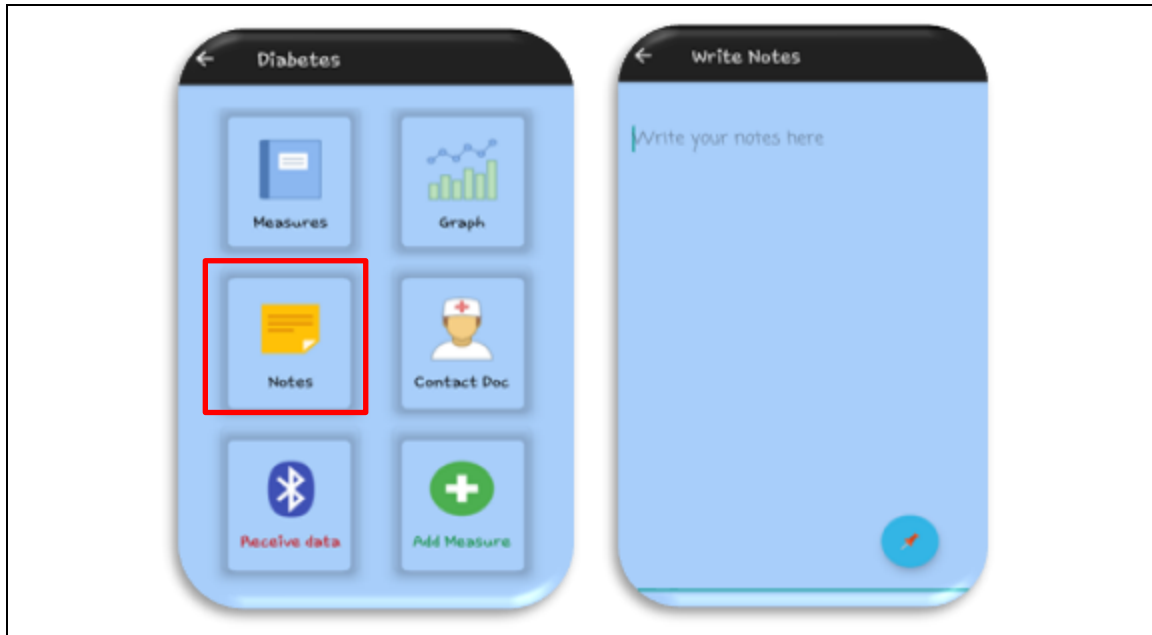


Figure (11) : Note book pour prendre des notes

- Le contact du médecin traitant pour la consultation à distance à des fins de traitement, de suivi et de prise en charge urgente. Des rapports récapitulatifs peuvent être créés et envoyés par e-mail.

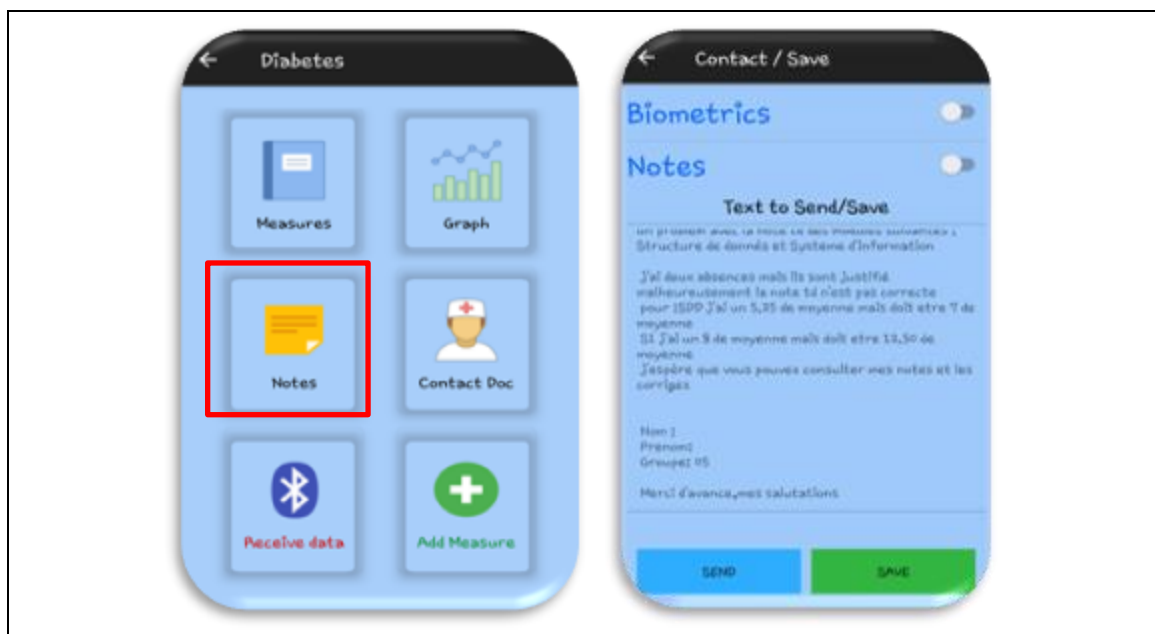


Figure (12) : Contact du médecin traitant

- L'Introduction manuelle des données dans le cas de rupture de connexion avec la source du dispositif non invasif.



Figure (13) : L'introduction manuelle des données glycémiques

4 Conclusion

L'autosurveillance glycémique est reconnue comme un outil indispensable pour atteindre un équilibre glycémique chez les patients diabétiques de type 1 (DT1), ainsi que chez les diabétiques de type 2 (DT2) traités par insuline et en cas de diabète gestationnel. Une étude incluant 24500 patients de 191 centres allemands et australiens a montré que l'ASG est associé à un meilleur contrôle métabolique chez les patients DT1 et DT2. Une autre étude, impliquant plus de 67 centres de référence aux états unis et ayant recrutée plus de 20 milles patients atteints de DT1, a montré clairement le rôle de l'autosurveillance glycémique dans l'amélioration du contrôle glycémique. L'étude italienne PRISMA, un essai clinique, a montré que la mise en place d'une ASG améliore le contrôle glycémique et oriente la prescription chez les patients DT2 non traités par l'insuline [51].

Aussi l'application Android « Diabetes », simple à manipuler, que je viens de développer sera sans doute d'un grand apport dans la réussite de L'ASG, ce qui devra permettre une prise en charge adéquate du malade et de ce fait apparaît donc

comme un outil nécessaire pour obtenir un bon contrôle glycémique dans le traitement du DT1 et du DT2.

Désormais, l'application « Diabetes » pourra devenir le fidèle compagnon du diabète sur son smartphone. Au quotidien, « Diabetes » aide à contrôler les taux de glycémie, surveille les glucides, tracke l'insuline ainsi que l'apport d'insuline et évite les hypers/hypo pour mieux gérer le diabète.

CONCLUSION GENERALE

CONCLUSION GENERALE

L'idée du projet proposé qui s'inscrit dans le cadre de l'accompagnement du malade diabétique à partir du moment où la prise de mesure de la glycémie s'avère indispensable et décisive dans la prise en charge des conséquences éventuelles du résultat, représente un grand défi à relever afin de satisfaire les aspirations de nos malades diabétiques. Cependant le soulagement qu'apporte l'idée de réaliser un glucomètre non invasif relié à une application utilisant les nouvelles technologies de l'information et de la communication représente à lui seul un grand exploit dans la gestion de la maladie.

Ceci dit il était d'emblée indispensable, avant d'exposer la conception actuelle du projet, de mettre en évidence l'importance de cette nouvelle discipline médicale qui est la télémédecine dont l'estime revient à sa faculté de mettre à profit les nouvelles technologies de l'information et de la communication dans le domaine de la santé et plus particulièrement en diabétologie.

Aussi l'idée de recherche d'un moyen de contrôle adéquat et moins contraignant s'est imposée à travers l'alternative de développer un dispositif de mesure de la glycémie non invasif qui peut déterminer le niveau de glucose dans le sang sans abimer la surface de la peau c-à-d sans se faire piquer.

L'étude théorique d'un circuit fonctionnant à base de diode laser et de salive est ainsi entamée pour répondre à cette exigence et le choix de l'ensemble des composants du circuit proposé est défini à partir des propriétés requises pour assurer une mesure exacte de la glycémie par rapport au glucomètre conventionnel classique, mesure exploitable grâce à l'application sous Android que nous proposons et qui vient compléter l'activité de notre dispositif non invasif et permettre ainsi la pérennité du système d'autosurveillance proposé.

Enfin je reste très optimiste quant à l'obstination de développer dans le plus proche future un dispositif non invasif qui répondrait aux attentes de nos malades.

ANNEXE

ANNEX 1

Arduino Uno



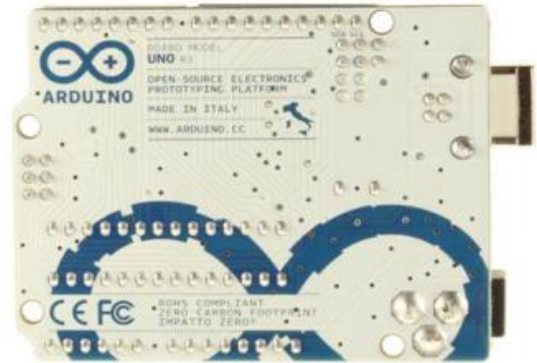
Arduino Uno R3 Front



Arduino Uno R2 Front



Arduino Uno SMD



Arduino Uno R3 Back



Arduino Uno Front



Arduino Uno Back

Overview

The Arduino Uno is a microcontroller board based on the ATmega328 (datasheet). It has 14 digital input/output pins (of which 6 can be used as PWM outputs), 6 analog inputs, a 16 MHz ceramic resonator, a USB connection, a power jack, an ICSP header, and a reset button. It contains everything needed to support the microcontroller; simply connect it to a computer with a USB cable or power it with a AC-to-DC adapter or battery to get started. The Uno differs from all preceding boards in that it does not use the FTDI USB-to-serial driver chip. Instead, it features the Atmega16U2 (Atmega8U2 up to version R2) programmed as a USB-to-serial converter.

Summary

- Microcontroller ATmega328
- Operating Voltage 5V
- Input Voltage (recommended) 7-12V
- Input Voltage (limits) 6-20V

- Digital I/O Pins 14 (of which 6 provide PWM output)
- Analog Input Pins 6
- DC Current per I/O Pin 40 mA
- DC Current for 3.3V Pin 50 mA
- Flash Memory 32 KB (ATmega328) of which 0.5 KB used by bootloader
- SRAM 2 KB (ATmega328)
- EEPROM 1 KB (ATmega328)
- Clock Speed 16 MHz

Power

VIN. The input voltage to the Arduino board when it's using an external power source (as opposed to 5 volts from the USB connection or other regulated power source). You can supply voltage through this pin, or, if supplying voltage via the power jack, access it through this pin.

- 5V. This pin outputs a regulated 5V from the regulator on the board. The board can be supplied with power either from the DC power jack (7 - 12V), the USB connector (5V), or the

VIN pin of the board (7-12V). Supplying voltage via the 5V or 3.3V pins bypasses

the regulator and can damage your board. We don't advise it.

- 3V3. A 3.3-volt supply generated by the on-board regulator. Maximum current draw is 50 mA.
- GND. Ground pins.

Input and Output

Each of the 14 digital pins on the Uno can be used as an input or output, using pin Mode (), digital Write (), and digital Read () functions. They operate at 5 volts. Each pin can provide or receive a maximum of 40 mA and has an internal pull-up resistor (disconnected by default) of 20-50 kOhms. In addition, some pins have specialized functions:

- Serial: 0 (RX) and 1 (TX). Used to receive (RX) and transmit (TX) TTL serial data. These pins are connected to the corresponding pins of the ATmega8U2 USB-to-TTL Serial chip.
- External Interrupts: 2 and 3. These pins can be configured to trigger an interrupt on a low value, a rising or falling edge, or a change in value. See the attach Interrupt () function for details.
- PWM: 3, 5, 6, 9, 10, and 11. Provide 8-bit PWM output with the analog Write () function.
- SPI: 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO), 13 (SCK). These pins support SPI communication using the SPI library.
- LED: 13. There is a built-in LED connected to digital pin 13. When the pin is HIGH value, the LED is on, when the pin is LOW, it's off.

The Uno has 6 analog inputs, labeled A0 through A5, each of which provide 10 bits of resolution (i.e. 1024 different values). By default, they measure from ground to 5 volts,

though it is possible to change the upper end of their range using the AREF pin and the analog Reference () function. Additionally, some pins have specialized functionality:

- TWI: A4 or SDA pin and A5 or SCL pin. Support TWI communication using the Wire library.

There are a couple of other pins on the board:

- AREF. Reference voltage for the analog inputs. Used with analog Reference ().
- Reset. Bring this line LOW to reset the microcontroller. Typically used to add a reset button to shields which block the one on the board. See also the mapping between Arduino pins and ATmega328 ports. The mapping for the ATmega8, 168, and 328 is identical.

USB Overcurrent Protection

The Arduino Uno has a resettable polyfuse that protects your computer's USB ports from shorts and overcurrent. Although most computers provide their own internal protection, the fuse provides an extra layer of protection. If more than 500 mA is applied to the USB port, the fuse will automatically break the connection until the short or overload is removed.

Physical Characteristics

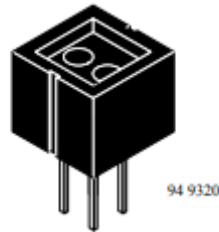
The maximum length and width of the Uno PCB are 2.7 and 2.1 inches respectively, with the USB connector and power jack extending beyond the former dimension. Four screw holes allow the board to be attached to a surface or case. Note that the distance between digital pins 7 and 8 is 160 mils (0.16"), not an even multiple of the 100-mil spacing of the other pins.

ANNEX 2

PHOTOTRANSISTOR CNY 70

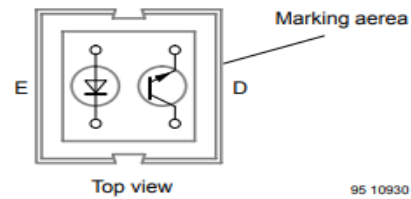
Description

The CNY70 has a compact construction where the emitting light source and the detector are arranged in the same direction to sense the presence of an object by using the reflective IR beam from the object. The operating wavelength is 950 nm. The detector consists of a phototransistor.



Features

- Compact construction in center-to-center spacing of 0.1"
- No setting required
- High signal output
- Low temperature coefficient
- Detector provided with optical filter
- Current Transfer Ratio (CTR) of typical 5%



Absolute Maximum Ratings:

Input (Emitter)

Parameter	Test Conditions	Symbol	Value	Unit
Reverse voltage		V_R	5	V
Forward current		I_F	50	mA
Forward surge current	$t_p \leq 10 \mu s$	I_{FSM}	3	A
Power dissipation	$T_{amb} \leq 25^\circ C$	P_V	100	mW
Junction temperature		T_j	100	$^\circ C$

Output (Detector)

Parameter	Test Conditions	Symbol	Value	Unit
Collector emitter voltage		V_{CEO}	32	V
Emitter collector voltage		V_{ECO}	7	V
Collector current		I_C	50	mA
Power dissipation	$T_{amb} \leq 25^\circ C$	P_V	100	mW
Junction temperature		T_j	100	$^\circ C$

Coupler

Parameter	Test Conditions	Symbol	Value	Unit
Total power dissipation	$T_{amb} \leq 25^\circ C$	P_{tot}	200	mW
Ambient temperature range		T_{amb}	-55 to +85	$^\circ C$
Storage temperature range		T_{stg}	-55 to +100	$^\circ C$
Soldering temperature	2 mm from case, $t \leq 5 s$	T_{sd}	260	$^\circ C$

Electrical Characteristics (Tamb = 25°C)**Input (Emitter)**

Parameter	Test Conditions	Symbol	Min.	Typ.	Max.	Unit
Forward voltage	$I_F = 50 \text{ mA}$	V_F		1.25	1.6	V

Output (Detector)

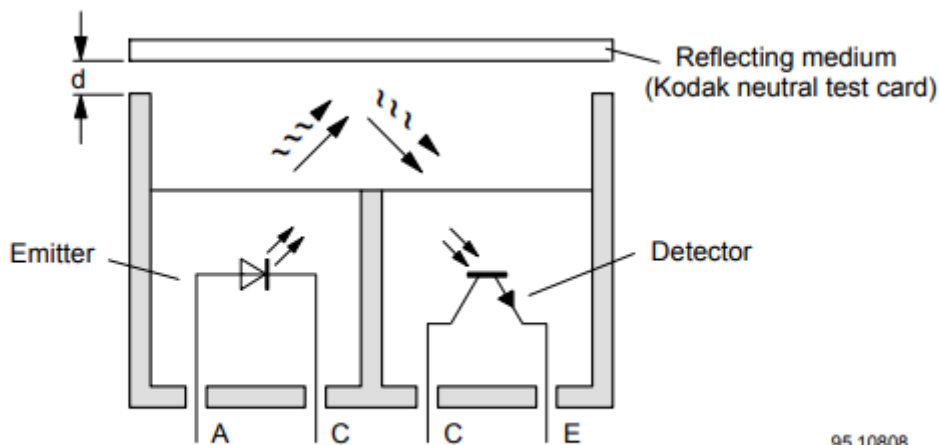
Parameter	Test Conditions	Symbol	Min.	Typ.	Max.	Unit
Collector emitter voltage	$I_C = 1 \text{ mA}$	V_{CEO}	32			V
Emitter collector voltage	$I_E = 100 \mu\text{A}$	V_{ECO}	5			V
Collector dark current	$V_{CE} = 20 \text{ V}, I_f = 0, E = 0$	I_{CEO}			200	nA

Coupler

Parameter	Test Conditions	Symbol	Min.	Typ.	Max.	Unit
Collector current	$V_{CE} = 5 \text{ V}, I_F = 20 \text{ mA}, d = 0.3 \text{ mm}$ (figure 1)	$I_C^{(1)}$	0.3	1.0		mA
Cross talk current	$V_{CE} = 5 \text{ V}, I_F = 20 \text{ mA}$ (figure 1)	$I_{CX}^{(2)}$			600	nA
Collector emitter saturation voltage	$I_F = 20 \text{ mA}, I_C = 0.1 \text{ mA}, d = 0.3 \text{ mm}$ (figure 1)	$V_{CEsat}^{(1)}$			0.3	V

¹⁾ Measured with the 'Kodak neutral test card', white side with 90% diffuse reflectance

²⁾ Measured without reflecting medium



95 10808

Figure 1. Test circuit

Typical Characteristics ($T_{amb} = 25^{\circ}\text{C}$, unless otherwise specified)

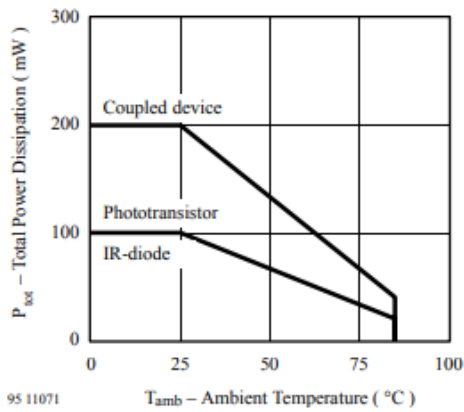


Figure 2. Total Power Dissipation vs. Ambient Temperature

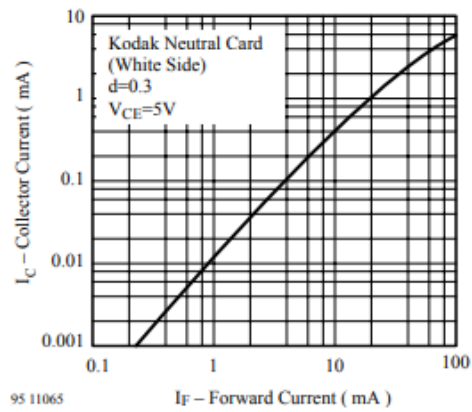


Figure 5. Collector Current vs. Forward Current

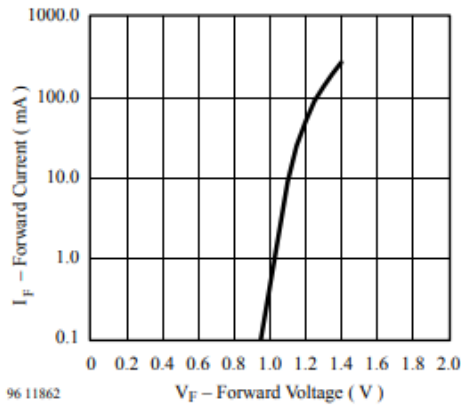


Figure 3. Forward Current vs. Forward Voltage

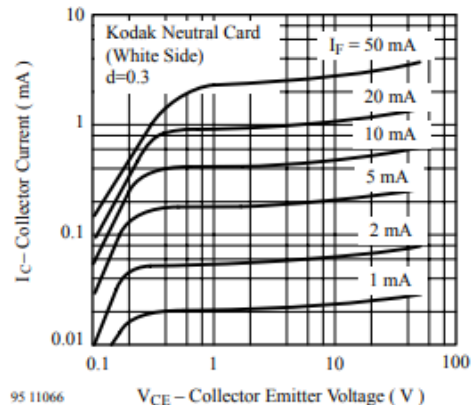


Figure 6. Collector Current vs. Collector Emitter Voltage

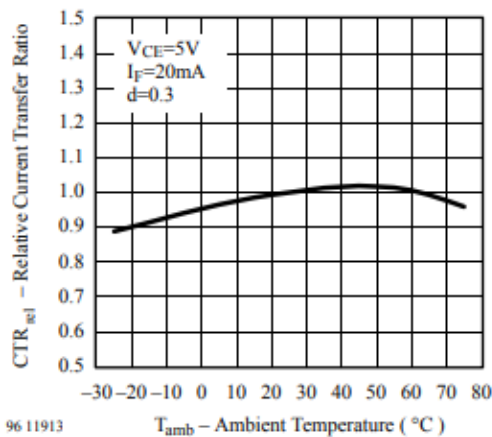


Figure 4. Relative Current Transfer Ratio vs. Ambient Temperature

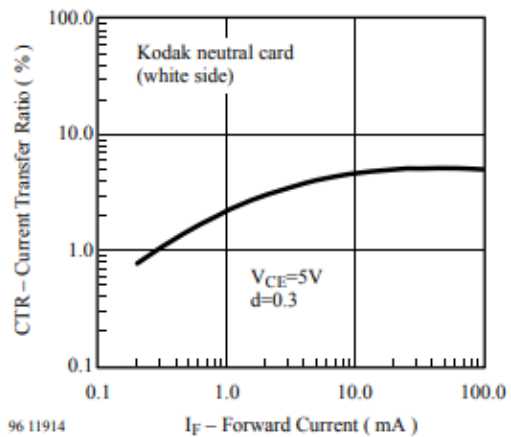


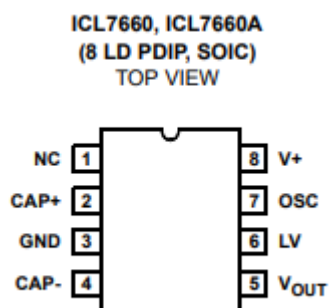
Figure 7. Current Transfer Ratio vs. Forward Current

ANNEX 3

ICL7660

The Intersil ICL7660 and ICL7660A are monolithic CMOS power supply circuits which offer unique performance advantages over previously available devices. The ICL7660 performs supply voltage conversions from positive to negative for an input range of +1.5V to +10.0V resulting in complementary output voltages of -1.5V to -10.0V and the ICL7660A does the same conversions with an input range of +1.5V to +12.0V resulting in complementary output voltages of -1.5V to -12.0V. Only 2 noncritical external capacitors are needed for the charge pump and charge reservoir functions. The ICL7660 and ICL7660A can also be connected to function as voltage doublers and will generate output voltages up to +18.6V with a +10V input.

Pinouts



Features

- Simple Conversion of +5V Logic Supply to $\pm 5V$ Supplies
- Simple Voltage Multiplication ($V_{OUT} = (-) nV_{IN}$)
- Typical Open Circuit Voltage Conversion Efficiency 99.9%
- Typical Power Efficiency 98%
- Wide Operating Voltage Range

ICL7660 1.5V to 10.0V

ICL7660A 1.5V to 12.0V

- ICL7660A 100% Tested at 3V
- Easy to Use - Requires Only 2 External Non-Critical Passive Components
- No External Diode Over Full Temp. and Voltage Range
- Pb-Free Plus Anneal Available (RoHS Compliant)

Applications

- On Board Negative Supply for Dynamic RAMs
- Localized μ Processor (8080 Type) Negative Supplies
- Inexpensive Negative Supplies
- Data Acquisition Systems

Absolute Maximum Ratings

Supply Voltage

ICL7660 +10.5V

ICL7660A +13.0V

LV and OSC Input Voltage

-0.3V to ($V_{+} + 0.3V$) for $V_{+} < 5.5V$

Current into LV (Note 2)

20 μ A for $V_{+} > 3.5V$

Output Short Duration

($V_{SUPPLY} \leq 5.5V$) Continuous

Operating Conditions

Temperature Range

ICL7660C, ICL7660AC. 0°C to 70°C

ICL7660AI -40°C to 85°C

Thermal Information

PDIP Package 110 N/A SOIC

Package 160 N/A

Maximum Storage Temperature Range.

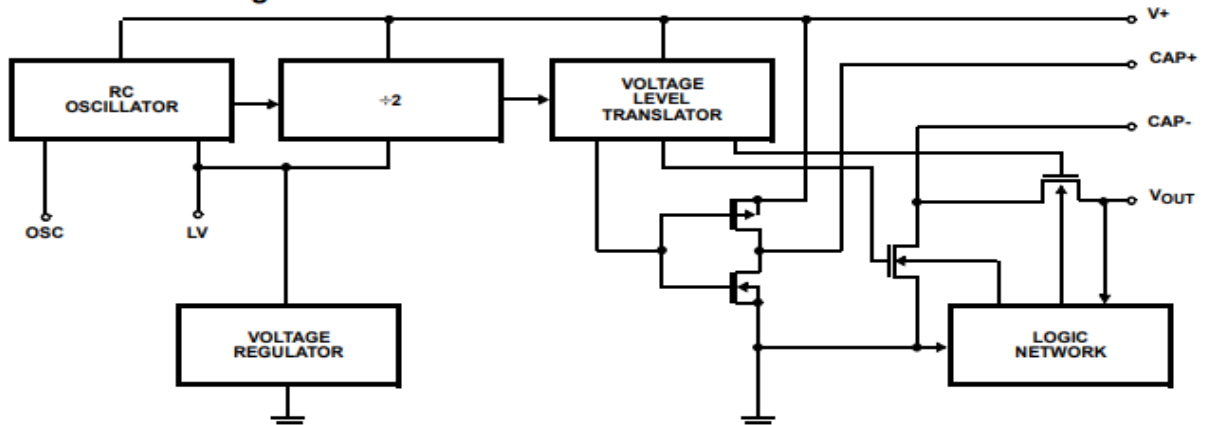
-65°C to 150°C

Maximum Lead Temperature (Soldering 10s).. 300°C

Electrical Specifications

PARAMETER	SYMBOL	TEST CONDITIONS	ICL7660			ICL7660A			UNITS
			MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Supply Current	I+	$R_L = \infty$	-	170	500	-	80	165	μA
Supply Voltage Range - Lo	V_{L+}	$\text{MIN} \leq T_A \leq \text{MAX}, R_L = 10\text{k}\Omega, \text{LV to GND}$	1.5	-	3.5	1.5	-	3.5	V
Supply Voltage Range - Hi	V_{H+}	$\text{MIN} \leq T_A \leq \text{MAX}, R_L = 10\text{k}\Omega, \text{LV to Open}$	3.0	-	10.0	3	-	12	V
Output Source Resistance	R_{OUT}	$I_{\text{OUT}} = 20\text{mA}, T_A = 25^\circ\text{C}$	-	55	100	-	60	100	Ω
		$I_{\text{OUT}} = 20\text{mA}, 0^\circ\text{C} \leq T_A \leq 70^\circ\text{C}$	-	-	120	-	-	120	Ω
		$I_{\text{OUT}} = 20\text{mA}, -55^\circ\text{C} \leq T_A \leq 125^\circ\text{C}$	-	-	150	-	-	-	Ω
		$I_{\text{OUT}} = 20\text{mA}, -40^\circ\text{C} \leq T_A \leq 85^\circ\text{C}$	-	-	-	-	-	120	Ω
		$V^+ = 2\text{V}, I_{\text{OUT}} = 3\text{mA}, \text{LV to GND}, 0^\circ\text{C} \leq T_A \leq 70^\circ\text{C}$	-	-	300	-	-	300	Ω
		$V^+ = 2\text{V}, I_{\text{OUT}} = 3\text{mA}, \text{LV to GND}, -55^\circ\text{C} \leq T_A \leq 125^\circ\text{C}$	-	-	400	-	-	-	Ω
Oscillator Frequency	f_{OSC}		-	10	-	-	10	-	kHz
Power Efficiency	P_{EF}	$R_L = 5\text{k}\Omega$	95	98	-	96	98	-	%
Voltage Conversion Efficiency	$V_{\text{OUT EF}}$	$R_L = \infty$	97	99.9	-	99	99.9	-	%
Oscillator Impedance	Z_{OSC}	$V^+ = 2\text{V}$	-	1.0	-	-	1	-	M Ω
		$V = 5\text{V}$	-	100	-	-	-	-	k Ω
ICL7660A, $V^+ = 3\text{V}, T_A = 25^\circ\text{C}, \text{OSC} = \text{Free running}, \text{Test Circuit Figure 11}, \text{Unless Otherwise Specified}$									
Supply Current (Note 3)	I+	$V^+ = 3\text{V}, R_L = \infty, 25^\circ\text{C}$	-	-	-	-	26	100	μA
		$0^\circ\text{C} < T_A < 70^\circ\text{C}$	-	-	-	-	-	125	μA
		$-40^\circ\text{C} < T_A < 85^\circ\text{C}$	-	-	-	-	-	125	μA
Output Source Resistance	R_{OUT}	$V^+ = 3\text{V}, I_{\text{OUT}} = 10\text{mA}$	-	-	-	-	97	150	Ω
		$0^\circ\text{C} < T_A < 70^\circ\text{C}$	-	-	-	-	-	200	Ω
		$-40^\circ\text{C} < T_A < 85^\circ\text{C}$	-	-	-	-	-	200	Ω
Oscillator Frequency (Note 3)	f_{OSC}	$V^+ = 3\text{V}$ (same as 5V conditions)	-	-	-	5.0	8	-	kHz
		$0^\circ\text{C} < T_A < 70^\circ\text{C}$	-	-	-	3.0	-	-	kHz
		$-40^\circ\text{C} < T_A < 85^\circ\text{C}$	-	-	-	3.0	-	-	kHz
Voltage Conversion Efficiency	$V_{\text{OUT EFF}}$	$V^+ = 3\text{V}, R_L = \infty$	-	-	-	99	-	-	%
		$T_{\text{MIN}} < T_A < T_{\text{MAX}}$	-	-	-	99	-	-	%
Power Efficiency	P_{EFF}	$V^+ = 3\text{V}, R_L = 5\text{k}\Omega$	-	-	-	96	-	-	%
		$T_{\text{MIN}} < T_A < T_{\text{MAX}}$	-	-	-	95	-	-	%

Functional Block Diagram



Typical Performance Curves (Test Circuit of Figure 11)

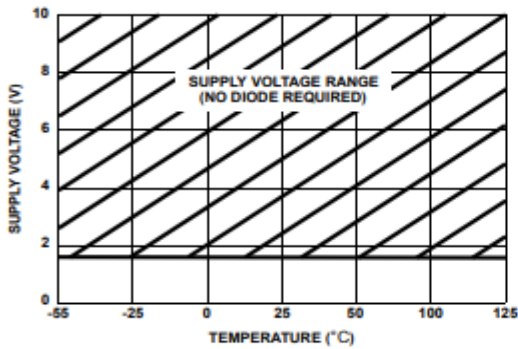


FIGURE 1. OPERATING VOLTAGE AS A FUNCTION OF TEMPERATURE

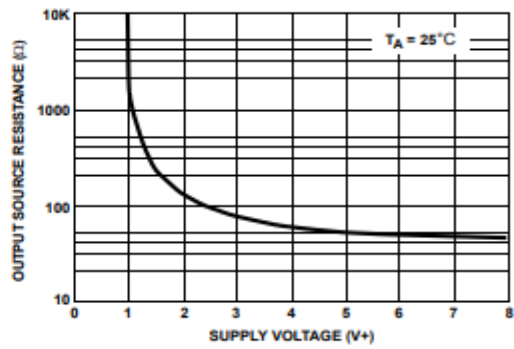


FIGURE 2. OUTPUT SOURCE RESISTANCE AS A FUNCTION OF SUPPLY VOLTAGE

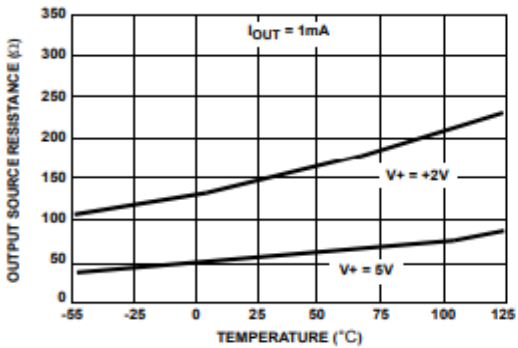


FIGURE 3. OUTPUT SOURCE RESISTANCE AS A FUNCTION OF TEMPERATURE

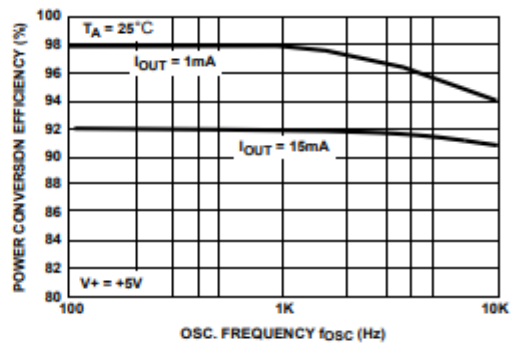


FIGURE 4. POWER CONVERSION EFFICIENCY AS A FUNCTION OF OSC. FREQUENCY

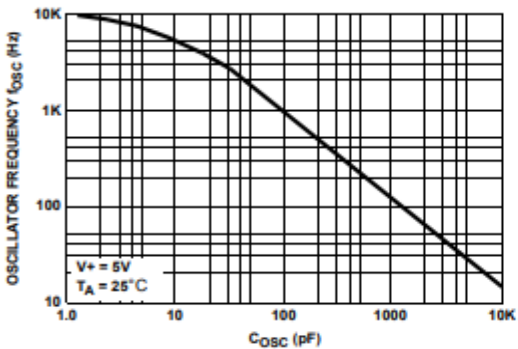


FIGURE 5. FREQUENCY OF OSCILLATION AS A FUNCTION OF EXTERNAL OSC. CAPACITANCE

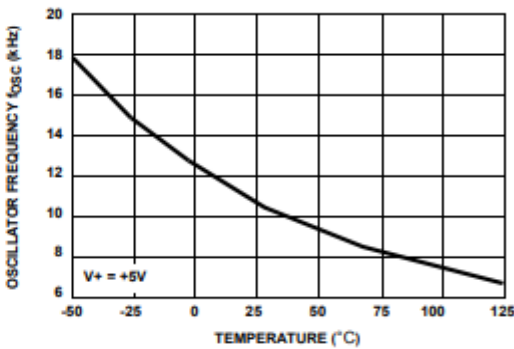


FIGURE 6. UNLOADED OSCILLATOR FREQUENCY AS A FUNCTION OF TEMPERATURE

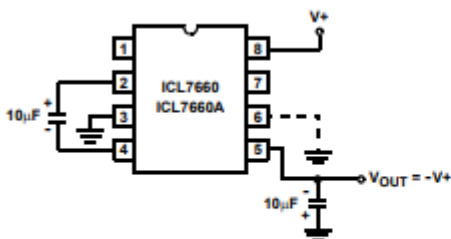


FIGURE 13A. CONFIGURATION

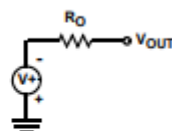


FIGURE 13B. THEVENIN EQUIVALENT

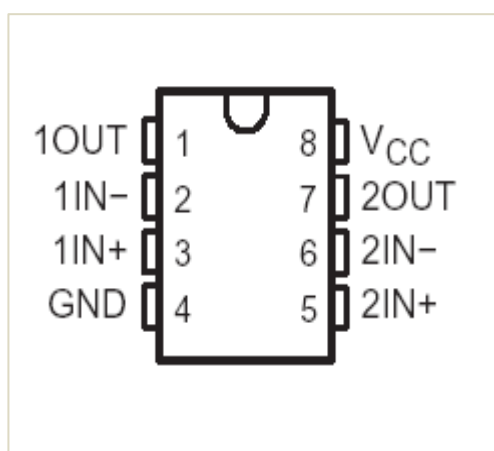
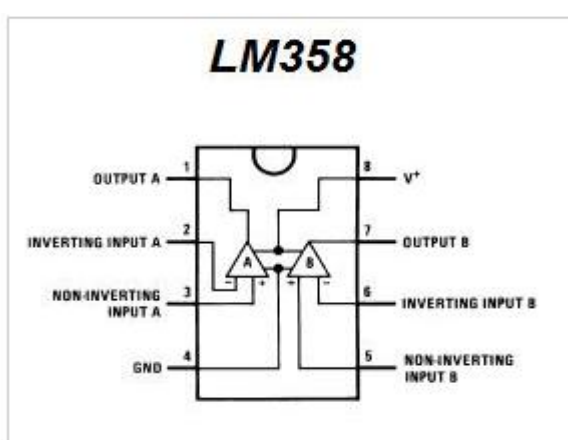
FIGURE SIMPLE NEGATIVE CONVERTER

ANNEX 4

AOP LM358

These circuits consist of two independent, high gain, internally frequency-compensated op amps, specifically designed to operate from a single power supply over a wide range of voltages. The low-power supply drain is independent of the magnitude of the power supply voltage. Application areas include transducer amplifiers, DC gain blocks and all the conventional op amp circuits, which can now be more easily implemented in single power supply systems. For example, these circuits can be directly supplied with the standard 5 V, which is used in logic systems and will easily provide the required interface electronics with no additional power supply. In linear mode, the input common-mode voltage range includes ground and the output voltage can also swing to ground, even though operated from only a single power supply voltage.

Package pin connections



Absolute maximum ratings

Symbol	Parameter	LM158,A	LM258,A	LM358,A	Unit
V _{CC}	Supply voltage	±16 or 32			V
V _i	Input voltage	-0.3 to 32			
V _{id}	Differential input voltage	±32			
	Output short-circuit duration ⁽¹⁾	Infinite			
I _{in}	Input current ⁽²⁾	5 mA in DC or 50 mA in AC (duty cycle = 10 %, T = 1 s)			mA
T _{oper}	Operating free-air temperature range	-55 to 125	-40 to 105	0 to 70	°C
T _{stg}	Storage temperature range	-65 to 150			
T _j	Maximum junction temperature	150			
R _{thja}	Thermal resistance junction to ambient ⁽³⁾	SO8	125		°C/W
		MiniSO8	190		
		DFN8 2x2	57		
		TSSOP8	120		
R _{thjc}	Thermal resistance junction to case ⁽³⁾	SO8	40		
		MiniSO8	39		
		TSSOP8	37		
ESD	HBM: human body model ⁽⁴⁾	300			V
	MM: machine model ⁽⁵⁾	200			
	CDM: charged device model ⁽⁶⁾	1.5			kV

Operating conditions

Symbol	Parameter	Value	Unit	
V_{CC}	Supply voltage	3 to 30	V	
V_{icm}	Common mode input voltage range $T_{amb} = 25^{\circ}\text{C}$ ⁽¹⁾	(V_{CC-}) to $(V_{CC+} - 1.5)$		
	Common mode input voltage range $(T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max})$ ⁽²⁾	(V_{CC-}) to $(V_{CC+} - 2)$		
T_{oper}	Operating free air temperature range	LM158	-55 to 125	$^{\circ}\text{C}$
		LM258	-40 to 105	
		LM358	0 to 70	

Electrical characteristics

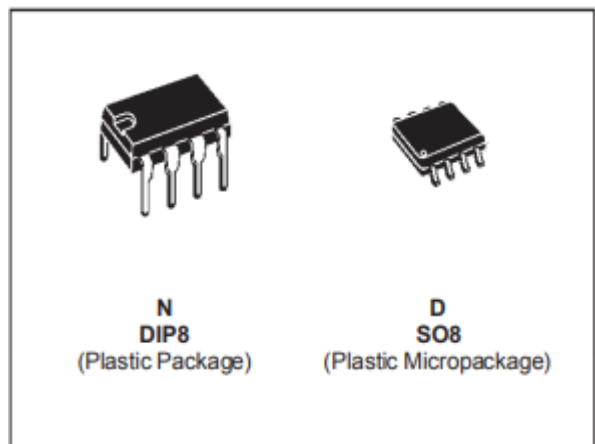
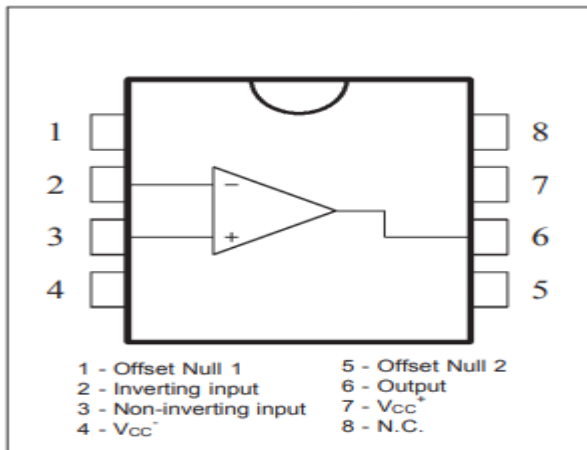
Symbol	Parameter	Min.	Typ.	Max.	Unit	
V_{io}	Input offset voltage ⁽¹⁾	LM158A		2	mV	
		LM258A, LM358A		1		
		LM158, LM258		5		
		LM358	2	7		
	$T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	LM158A, LM258A, LM358A		4		
		LM158, LM258		7		
LM358			9			
$\Delta V_{io}/\Delta T$	Input offset voltage drift	LM158A, LM258A, LM358A	7	15	$\mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$	
		LM158, LM258, LM358	7	30		
I_{io}	Input offset current	LM158A, LM258A, LM358A	2	10	nA	
		LM158, LM258, LM358	2	30		
	$T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	LM158A, LM258A, LM358A		30		
		LM158, LM258, LM358		40		
$\Delta I_{io}/\Delta T$	Input offset current drift	LM158A, LM258A, LM358A	10	200	$\text{pA}/^{\circ}\text{C}$	
		LM158, LM258, LM358	10	300		
I_{ib}	Input bias current ⁽²⁾	LM158A, LM258A, LM358A	20	50	nA	
		LM158, LM258, LM358	20	150		
	$T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	LM158A, LM258A, LM358A		100		
		LM158, LM258, LM358		200		
A_{vd}	Large signal voltage gain	$V_{CC+} = 15\text{ V}$, $R_L = 2\text{ k}\Omega$, $V_o = 1.4\text{ V to }11.4\text{ V}$	50	100	V/mV	
		$T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	25			
SVR	Supply voltage rejection ratio	$V_{CC+} = 5\text{ V to }30\text{ V}$, $R_s \leq 10\text{ k}\Omega$	65	100	dB	
		$T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	65			
I_{CC}	Supply current, all amp, no load	$T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$ $V_{CC+} = 5\text{ V}$		0.7	mA	
		$T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$ $V_{CC+} = 30\text{ V}$		2		
CMR	Common mode rejection ratio	$R_s \leq 10\text{ k}\Omega$	70	85	dB	
		$T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	60			
I_{source}	Output current source	$V_{CC+} = 15\text{ V}$, $V_o = 2\text{ V}$, $V_{id} = 1\text{ V}$	20	40	60	mA
I_{sink}	Output sink current	$V_{CC+} = 15\text{ V}$, $V_o = 2\text{ V}$, $V_{id} = -1\text{ V}$	10	20		mA
		$V_{CC+} = 15\text{ V}$, $V_o = 0.2\text{ V}$, $V_{id} = -1\text{ V}$	12	50		μA

ANNEX 5

LF356N

DESCRIPTION

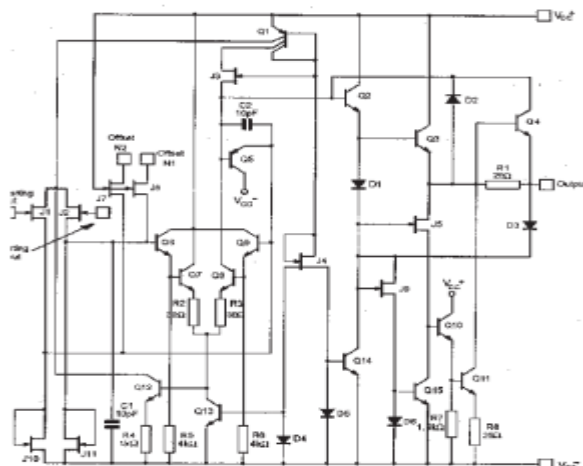
These circuits are monolithic J-FET input operational amplifiers incorporating well matched, high voltage J-FET on the same chip with standard bipolar transistors. This amplifier features low input bias and offset currents, low input offset voltage and input offset voltage drift, coupled with offset adjust which does not degrade drift or common-mode rejection. The devices are also designed for high slew rate, wide band width, extremely fast settling time, low voltage and current noise and a low 1/f noise level.



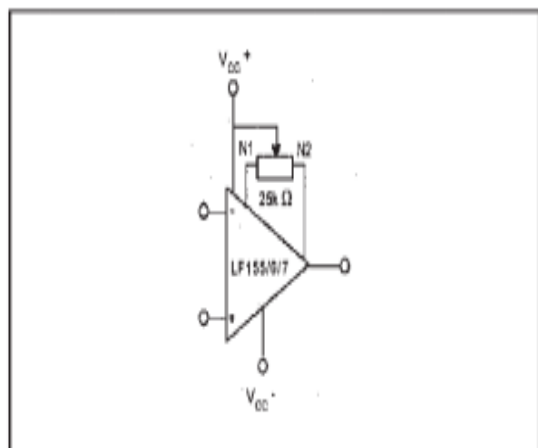
TYPICAL APPLICATIONS

- . PRECISION HIGH SPEED INTEGRATORS
- . HIGH IMPEDANCE BUFFERS
- . AMPLIFIERS
- . PHOTOCCELL AMPLIFIERS
- . FAST D/A AND CONVERTERS
- . WIDEBAND, LOW NOISE, LOW DRIFT
- . LOGARITHMIC AMPLIFIERS
- . SAMPLE AND HOLD CIRCUITS

SCHEMATIC DIAGRAM



V_{io} ADJUSTMENT



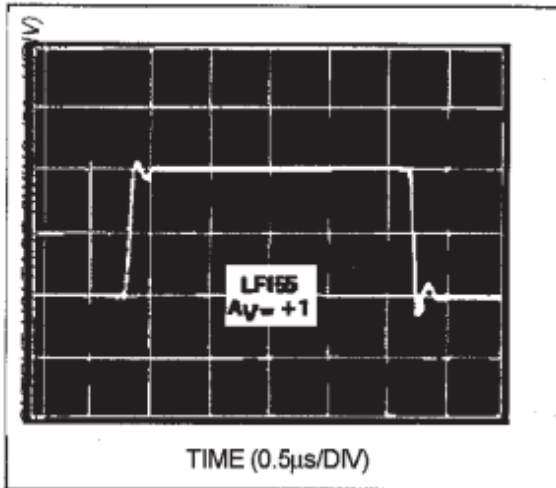
ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	Value	Unit
V_{CC}	Supply Voltage	± 22	V
V_i	Input Voltage - (note 1)	± 20	V
V_{id}	Differential Input Voltage	± 40	V
P_{tot}	Power Dissipation	570	mW
	Output Short-circuit Duration	Infinite	
T_{oper}	Operating Free Air Temperature Range	LF155-LF156-LF157 LF255-LF256-LF257 LF355-LF356-LF357	$^{\circ}\text{C}$
T_{stg}	Storage Temperature Range	-65 to 150	$^{\circ}\text{C}$

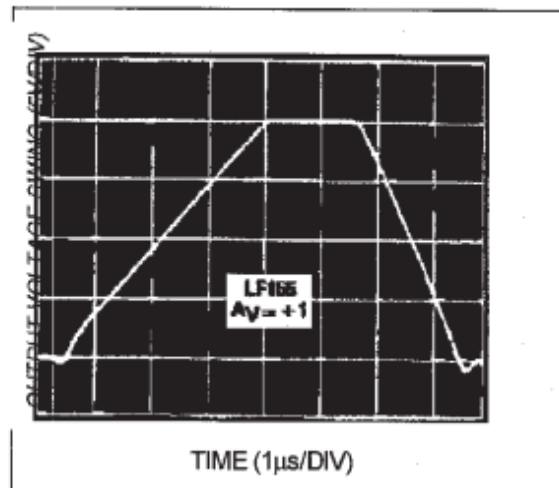
ELECTRICAL CHARACTERISTICS

Symbol	Parameter	LF355 - LF356 - LF357			Unit
		Min.	Typ.	Max.	
V_{io}	Input Offset Voltage ($R_S = 50\Omega$) $T_{amb} = 25^{\circ}\text{C}$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$		3	10 13	mV
I_{io}	Input Offset Current - (note 3) $T_{amb} = 25^{\circ}\text{C}$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$		3	50 2	μA nA
I_{ib}	Input Bias Current - (note 3) $T_{amb} = 25^{\circ}\text{C}$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$		20	200 8	μA nA
A_{vd}	Large Signal Voltage Gain ($R_L = 2k\Omega$, $V_O = \pm 10\text{V}$) $T_{amb} = 25^{\circ}\text{C}$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$	25 15	200		V/mV
SVR	Supply Voltage Rejection Ratio - (note 4)	80	100		dB
I_{CC}	Supply Current (no load) $T_{amb} = 25^{\circ}\text{C}$		2 5	4 10	mA
					LF355 LF356, LF357
DV_{io}	Input Offset Voltage Drift ($R_S = 50\Omega$) - (note 2)		5		$\mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$
DV_{io}/V_{io}	Change in Average Temperature Coefficient with V_{io} adjust ($R_S = 50\Omega$)		0.5		$\mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$ per mV
V_{icm}	Input Common Mode Voltage Range ($T_{amb} = 25^{\circ}\text{C}$)	± 10	+15.1 -12		V
CMR	Common Mode Rejection Ratio	80	100		dB
$\pm V_{OPP}$	Output Voltage Swing	$R_L = 10k\Omega$ $R_L = 2k\Omega$	± 12 ± 10	± 13 ± 12	V
GBP	Gain Bandwidth Product ($T_{amb} = 25^{\circ}\text{C}$)		2.5 5 20		MHz
					LF355 LF356 LF357
SR	Slew Rate ($T_{amb} = 25^{\circ}\text{C}$) $A_V = 1$ $A_V = 5$		5 12 50		V/ μs
					LF355 LF356 LF357
R_i	Input Resistance ($T_{amb} = 25^{\circ}\text{C}$)		10^{12}		Ω
C_i	Input Capacitance ($T_{amb} = 25^{\circ}\text{C}$)		3		pF
e_n	Equivalent Input Noise Voltage ($T_{amb} = 25^{\circ}\text{C}$, $R_S = 100\Omega$) $f = 1000\text{Hz}$ $f = 100\text{Hz}$		20 12 25 15		$\frac{\text{nV}}{\sqrt{\text{Hz}}}$
					LF355 LF356, LF357 LF355 LF356, LF357
i_n	Equivalent Input Noise Current ($T_{amb} = 25^{\circ}\text{C}$, $f = 100\text{Hz}$ or $f = 1000\text{Hz}$)		0.01		$\frac{\text{pA}}{\sqrt{\text{Hz}}}$

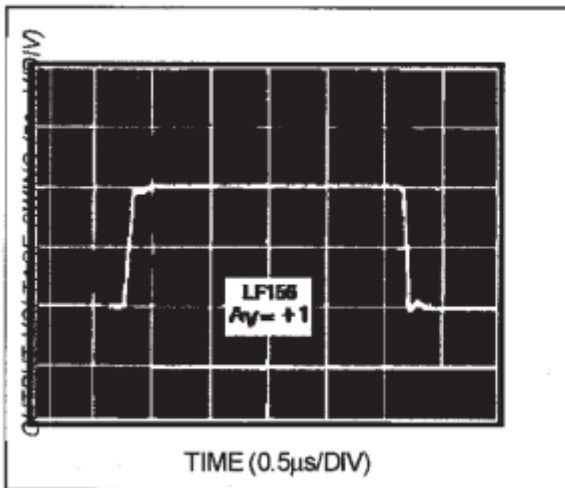
SMALL SIGNAL PULSE RESPONSE



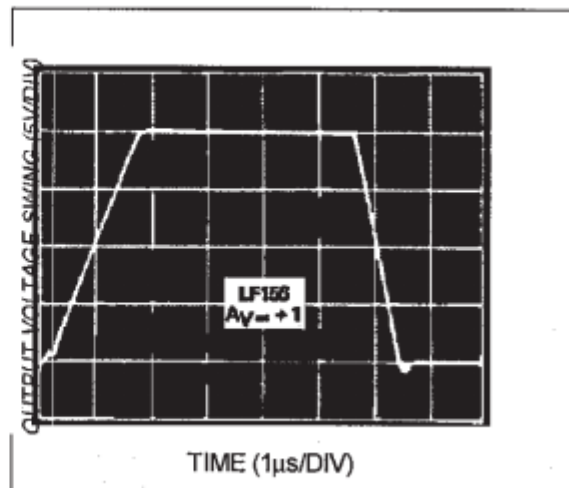
SMALL SIGNAL PULSE RESPONSE



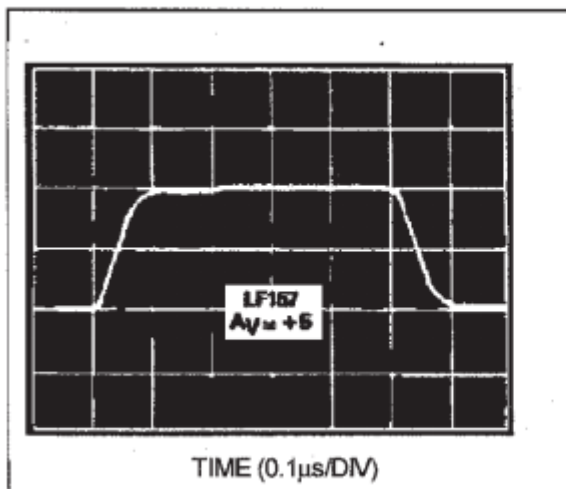
SMALL SIGNAL PULSE RESPONSE



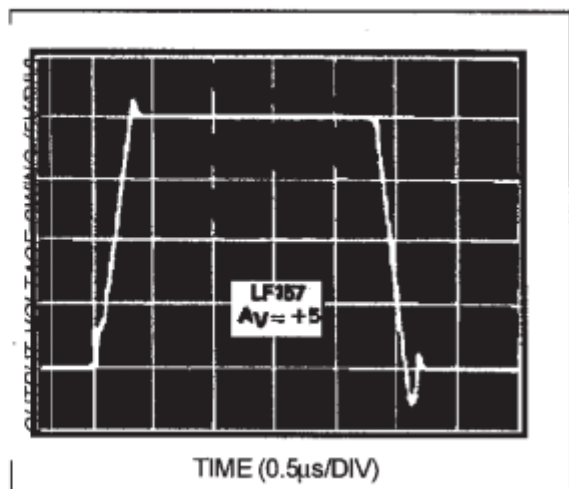
SMALL SIGNAL PULSE RESPONSE



SMALL SIGNAL PULSE RESPONSE



SMALL SIGNAL PULSE RESPONSE



BIBLIOGRAPHIE :

- [1]** : Fédération Française des Diabétiques | Diabetes Atlas IDF 8e Edition 2017
- [2]** : ARS Agence régionale de santé LR Languedoc Roussillon | PROGRAMME RELATIF AU DÉVELOPPEMENT DE LA TÉLÉMÉDECINE – Novembre 2012.
- [3]** : JM Croels, Le droit des obligations à l'épreuve de la télémédecine PU d'Aix-Marseille, 2006, p.38).
- [4]** : Article 78. LOI n° 2009-879 du 21 juillet 2009 portant réforme de l'hôpital et relative aux patients, à la santé et aux territoires.
- [5]** : Direction générale de l'offre de soins- Rapport La place de la télémédecine dans l'organisation des soins. Etabli par : Pierre Simon et Dominique Acker Conseillers généraux des établissements de santé. Novembre 2008.
- [6]** : Télémédecine | progrès des techniques, Nouvelles organisations. mai 2017.
- [7]** : Ministère des solidarités et de la santé Mise en œuvre du système national des données de santé et nouveau cadre d'accès aux données de santé | publié le 28.12.16
- [8]** : Sous-direction du pilotage de la performance des acteurs de l'offre de soins (PF) mise à jour 22.02.18
- [9]** : Diabète Publié par Dr Philippe Presles le Jeudi 06 Septembre 2001 Mis à jour le Mardi 18 Janvier 2011
- [10]** : Gray's Anatomie pour les étudiants, Richard L. Drake (traduit de Drake, Vogl, Mitchell. LES FONDAMENTAUX DE LA PATHOLOGIE DIGESTIVE /Editions Elsevier-Masson - Octobre 2014 hypoglycaemia. Diabetologia 1997
- [11]** : l'Association Française des Diabétiques dont l'objectif est de tout mettre en œuvre pour aider, défendre et informer les personnes diabétiques. Mis à jour le 20 octobre 2015
- [12]** : « L'Atlas du diabète » rapport 2017 de la Fédération internationale du diabète (FID). « La marge d'incertitude statistique pour les personnes atteintes de diabète en Algérie »
- [13]** : site web : <http://www.diabete-abd.be/article> la page telle qu'elle était affichée le 11 avr. 2018 04 :33 :24 GMT. Article Tout savoir sur le diabète.
- [14]** : Guide familial des maladies publié sous la direction du Dr André H. Dandavino - Copyright Rogers Média, 2001.
- [15]** : Télémédecine et diabète : Centre d'études et de recherche sur l'intensification du traitement du diabète (CERITD) Service de diabétologie, centre hospitalier sud-francilien, Corbeil-Essonnes, France 2011.

- [16] :International Diabetes Federation, Diabetes Atlas, 3rd Edition 2006, Brussels, Belgium
- [17] :Diabetes Control and Complications Trial Research Group, The effect of intensive treatment of diabetes on the development and progression of long-term complications in insulin-dependent diabetes mellitus N Engl J Med. 1994.
- [18] :Canadian Journal of Diabetes, Canadian Diabetes Association 2008 Guidelines for the Prevention and Management of Diabetes in Canada.
- [19] : D. R. Whiting, L. Guariguata, C. Weil, and J. Shaw, "IDF diabetes Atlas: Global estimates of the prevalence of diabetes for 2011 and 2030," Diabetes Research and Clinical Practice, vol. 94, no. 3, pp. 311–321, Dec. 2011.
- [20] : Special issue: Tunable Diode laser spectroscopy, Applied. physics.B. 85 (2006)
- [21] : X. Jiang et al., "Immunosensors for detection of pesticide residues," Biosensors and Bioelectronics, vol. 23, no. 11, pp. 1577–1587, Jun. 2008.
- [22] :IJIRST –International Journal for Innovative Research in Science & Technology| Volume 1 | Issue 9 | February 2015.
- [23] :En THE MAKING OF ARDUINO sur ieee website spectrum 26 octobre 20011 (consulté le 24 aout 2016)
- [24] :Le grand livre d'Arduino , Patrick Chantereau et Erik Bartmann, Eyrolles 2014.
- [25] :Exploring Arduino :Tools and techniques for engineering Wizardry Jeremy Blum , 2013
- [26] :Generation robots (gr- lab bureau d'études en robotique de service professionnel) site web 2008-2017
- [27] :Geoffroy L et Gonthier M. (2012) l'hyperglycémie et l'acidose diabétique 2e édition Montréal p.355-364
- [28] :Association des hypoglycémies du Québec inc. (Consulté le 10 janvier 2011) www.hypoglycémie.qc.ca.
- [29] :Programation Arduino module bluetooth hc-06 L. Chastain Limoges/ Toulouse - Juin 2016
- [30] :B. Y. Zhang et al., "Broadband high photoresponse from pure monolayer graphene photodetector," Nature Communications, vol. 4, p. 1811, May 2013
- [31] : Y. L. Jin, J. Y. Chen, L. Xu, and P. N. Wang, "Refractive index measurement for biomaterial samples by total internal reflection," Physics in Medicine and Biology, vol. 51, no. 20, pp. N371–N379, Oct. 2006.
- [32] : T.F. Maliszewski, D.E. Bass True and apparent thiocyanate in body fluids of smokers and nonsmokers J. Appl. Physiol., 8 (1955), pp. 289-291

- [33]: C. Jurysta, et al. Salivary glucose concentration and excretion in normal and diabetic subjects J. Biomed. Biotechnol., 2009 (2009), p. 6
- [34]: S. Amer, et al. Salivary glucose concentrations in patients with diabetes mellitus – a minimally invasive technique for monitoring blood glucose levels Pak. J. Pharm. Sci., 14 (2001), pp. 33-37
- [35]: P. Abikshyeet, V. Ramesh, N. Oza Glucose estimation in the salivary secretion of diabetes mellitus patients Diabetes Metab. Syndr. Obes., 5 (2012), pp. 149-154
- [36]: A.S. Panchbhai, S.S. Degwekar, R.R. Bhowte Estimation of salivary glucose, salivary amylase, salivary total protein and salivary flow rate in diabetics in India J. Oral Sci., 52 (2010), pp. 359-368
- [37]: Etude et réalisation d'un glucomètre non-invasif connecté et une application de Télé diabète sous Android Soutenu le 20 septembre 2017 Par : BAKOUR Mehdi et BENNACER Nadjim Université Abou bekr-Belkaied
- [38]: Biocapteurs implantables - Biocapteurs implantables à glucose Site web /www.techniques-ingenieur.fr consulté le 06/06/18.
- [39]: David F. Stout, Milton Kaufman, Handbook of Operational Amplifier Circuit Design, Mcgraw-Hill, 1976 (ISBN 007061797X et 978-0070617971), p. 2-12
- [40]: mylife Pura - mylife Diabetescare – Suisse Selon un sondage externe 2hm & Associates GmbH: User survey on the acceptance of “mylife test strips and their handling” and “mylife AutoLance”, Mainz, 05.2015.
- [41]: Alkire R.C., Kolb D.M., Lipokowski J., Phil N., Bioelectrochemistry: Fundamentals, Applications and Recent Developments, Weinheim, Wiley-VCH, 2011, p 411
- [42]: S. K. Vashist, D. Zheng, K. Al-Rubeaan, J. H. T. Luong, and F.-S.Sheu, "Technology behind commercial devices for blood glucose monitoring in diabetes management: A review," Analytica Chimica Acta, vol. 703, no. 2, pp. 124–136, Oct. 2011 .
- [43]: Saliva proteomics as an emerging, non-invasive tool to study livestock physiology, nutrition and diseases J. Proteomics, 75 (2012), pp. 4251-4258
- [44]: B. P. Kovatchev et al. “Evaluating the accuracy of continuous glucose-monitoring sensors: continuous glucose-error grid analysis illustrated by TheraSense Freestyle Navigator data,” Diabetes Care, vol. 27, no. 8, pp. 1922–1928, Aug. 2004.
- [45]: Clarke WL, Cox D, Gonder-Frederick LA, Carter W, Pohl SL. Evaluating clinical accuracy of systems for self-monitoring of blood glucose. Diabetes Care, 1987, 10, 622-627.

- [46]** : site web: <http://developer.android.com/reference> mise à jours 03-12-2017
- [47]** : Site web <https://developer.android.com/training/basics/intents/index.html>
consulté le 23-04-2018
- [48]** : <https://developer.android.com/training/multiple-threads/communicateui.html>
- [49]** : Wallace Jackson, Learn Android App Development, Apress (Springer Verlag),
May 2013
- [50]** : Chris Haseman, Android Essentials, Apress, July 2008
- [51]** : Haute autorité de santé. Dispositifs médicaux pour autosurveillance et auto
traitement Révision des descriptions génériques de la liste des produits HAS
2007.

RESUME

Se piquer douloureusement le doigt pour retirer une goutte de sang trois fois par jour reste la pire des souffrances qu'endure un diabétique pour mesurer sa glycémie, Delors penser à réaliser une technique non invasive apportera sans doute un grand soulagement aux malades et devra permettre avec l'utilisation des nouvelles technologies d'information et de communication, une auto surveillance régulière et confortable .Le travail que nous avons bien voulu présenter traite justement de la conception d'un glucomètre non invasif utilisant les avantages qu'offre les ondes produites par la méthode de la spectroscopie photo-acoustique. La conception du dispositif non invasif proposé (à diode laser et salive) est relié via Bluetooth à une application ANDROID pour l'auto surveillance du diabète nommée « Diabetes » qui une fois connectée au glucomètre non invasif permet à l'utilisateur (le malade) de gérer facilement sur son smartphone sa glycémie et rester en contact direct avec son médecin.

Mots clés : Glucomètre, Non invasif, Auto-surveillance, Diode laser, Spectroscopie photo-acoustique, Salive, Bluetooth, Application Android « Diabetes », Smart phone.

ABSTRACT

Painfully pricking the finger to remove a drop of blood sample to measure glycaemia three times a day or even more, is the worst suffering thing a diabetic endures with, Thus thinking about an alternative unpainful device and non-invasive technique will undoubtedly bring great relief to patients, with the use of the new information and communication technologies which would allow to patients a regular and comfortable self-monitoring. The work we wanted to present here deals precisely with designing a non-invasive glucometer using the advantages offered by the waves produced by the method of photoacoustic spectroscopy. The proposed non-invasive apparatus (bases on diode laser or the one which based on saliva) is connected via Bluetooth to an ANDROID application that we have called "Diabetes" for the self-monitoring of diabetes which once connected to the non-invasive glucometer allows the user (the patient) using his smartphone to easily manage his blood glucose and stay in direct contact with his doctor.

Key words: Glucometer, Non-invasive, Self-monitoring, Diode laser, Photoacoustic spectroscopy, Saliva, Bluetooth, ANDROID application «Diabetes », Smart phone.

ملخص

إن وخز الإصبع لقياس نسبة السكر في الدم ثلاث مرات في اليوم أو أكثر يعتبر الألم اليومي الذي يعانيه المصابين بداء السكري ،لذلك التفكير في تصميم تقنية بديلة غير مؤلمة و لا تستدعي الوخز سيجلب بلا شك راحة كبيرة للمرضى و باستخدام تكنولوجيا المعلومات والاتصالات الجديدة ما سيمنحهم المراقبة الذاتية المنتظمة والمريحة. العمل الذي قمنا بعرضه يعالج خصيصا تصميم جهاز لقياس نسبة السكر فعال، غير مؤلم و بدون وخز، و ذلك باستخدام المزايا التي توفرها الموجات التي تنتجها طريقة التحليل الطيفي الضوئي.الجهاز المصمم و المقترح (الذي يعتمد أساسا على تقنية الليزر أو اللعاب) يتم وصله عن طريق البلوتوث بتطبيق على الاندرويد هذا الأخير أطلقنا عليه اسم "ديابيتيز" للرصد الذاتي و الذي بمجرد إيصاله بالجهاز يسمح للمستخدم (المريض) بقياس و متابعة نسبة السكر في دمه بسهولة على هاتفه الذكي و البقاء على اتصال مباشر و منتظم مع طبيبه .

الكلمات المفتاحية : جهاز قياس نسبة السكر في الدم، غير مؤلم / بدون وخز، المراقبة الذاتية، الليزر، التحليل الطيفي الضوئي، اللعاب، تطبيق اندرويد، الهاتف الذكي، بلوتوث.