

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

جامعة سعيدة - د. الطاهر مولاي -

Université Saïda– Dr Tahar Moulay –

Faculté de Technologie

Département D'Electronique



MEMOIRE

Projet inscrit au niveau de l'incubateur d'entreprises à l'Université de Saïda

Présenté pour l'obtention du **Diplôme** de **MASTER en Génie biomédical**

Spécialité : Instrumentation biomédicale

Par : Aouane Riham Halima

Gouni Linda

Patch sonore pour la détection de glycémie

Soutenu, le 15 / 12 / 2024, devant le jury composé de:

Melle. Boukhalfa Malika	Maitre de conférences 'B'	Présidente
Mr. Chérifi Abdelhamid	Professeur	Examineur
Mr. Harzellaoui Abd El Kader	Maitre de conférences 'B'	Encadreur
Dr. Aimer Mohamed Djamel	Médecin	Représentant Socioéconomique
Dr Meziane Abdelkader	Maitre de conférences 'A'	Représentant de l'incubateur
Dr Aimer Yassine	Maitre de conférences 'B'	Représentant du CATI

2023 / 2024

Remercîment

Tout d'abord, nous remercions notre dieu de nous avoir donné la patience et le courage pour travailler sur ce projet de fin d'étude.

En second lieu nous tenons à exprimer notre sincère gratitude à notre encadreur, **Mr.Harzellaoui Abdelkader**, pour son soutien constant et son accompagnement précieux tout au long de ce projet. Son expertise, sa disponibilité, et ses conseils avisés ont été essentiels à la réussite de cette étude. Grâce à sa patience et à sa rigueur, nous avons pu avancer sereinement dans la réalisation de ce travail. Nous lui adressons nos plus sincères remerciements et toute notre reconnaissance pour son engagement et sa bienveillance.

Nos chaleureuses grâtes à chacun des membres du jury ayant assisté à la présentation de notre projet.

Nos meilleurs remerciements à tout le personnel pour la qualité de renseignements qui nous ont attribué durant ces années de formation.

Nos reconnaissances à nos parents qui nous ont encouragés moralement et matériellement.

En résumé, nos vifs remerciements s'adressent à toute personne ayant contribué de près ou de loin à la réalisation de notre projet.

Dédicace

Je dédie ce travail:

A **mon cher père**, pour son aide et soutien et son patience, cette aventure n'aurait certainement pas existé sans vous! Tu as toujours été une source de motivation et de force pour moi

A **ma chère mère**, en témoignage de mon éternelle reconnaissance, que Dieu vous protège et vous prête bonne santé et longue vie.

A mes frères **Abdellah** et **Mohamed** qui ont toujours su me motiver même dans les moments de doute. Un grand merci pour leur encouragement et leur soutien moral.

Je tiens à exprimer mes sincères remerciements à mon binôme **Linda**, pour sa collaboration exceptionnelle et son engagement tout au long de ce projet. Travailler avec toi a été une expérience enrichissante.

A tous les gens qui m'aiment en témoignage de mon amour et de ma profonde admiration.

Riham

Dédicace

Avec l'expression de ma reconnaissance, je dédie ce modeste travail à ceux qui, quels que soient les termes embrassés, je n'arriverais jamais à leur exprimer mon amour sincère.

A l'homme, mon précieux offre du dieu, qui doit ma vie, ma réussite et tout mon respect : mon cher père < boualem >.

- A la femme qui a souffert sans me laisser souffrir, qui n'a jamais dit non à mes exigences et qui n'a épargné aucun effort pour me rendre heureuse : mon adorable mère <zohra>.

- A mon adorable petite sœur <Wiam>, qui sait toujours comment procurer la joie et le bonheur pour toute la famille.

- À mes chers frères <Abd Elrazak, Yacine, Badrdine, Snouci>, mon pilier dans la vie, qui n'ont jamais cessé de me soutenir et de m'encourager à chaque étape. Que Dieu les protège et leur accorde bonheur et réussite.

- À mes chères amies <Abir, Chaimaa, Hiba, Nour Elhouda> , sources de joie et de soutien, qui ont toujours été là pour m'encourager et partager avec moi les moments de bonheur et de difficulté. Que Dieu les garde et leur offre réussite et sérénité.

- A mes grands-mères, mes oncles et mes tantes. Que Dieu leur donne une longue et joyeuse vie.

- A tous les cousins, les voisins et les amis que j'ai connu jusqu'à maintenant. Merci pour leurs amours et leurs encouragements.

- Sans oublier mon binôme Riham pour son soutien moral, sa patience et sa compréhension tout au long de ce projet.

Linda

Table des matières

Remercîment	2
Dédicace.....	3
Introduction général.....	14
CHAPITRE 01	2
Généralité sur le diabète	2
1.1. Introduction.....	2
1.2. Le diabète	2
1.2.1. Définition	2
1.3. Historique	3
1.4. Le foie.....	4
1.5. Foie et Régulation de la Glycémie	4
1.6. Le rôle du pancréas et de l'insuline.....	5
1.7. Les différents types de diabètes	6
1.7.1. Le diabète de type1	6
1.7.2. Le diabète de type2	7
1.7.3. Le diabète gestationnel	7
1.7.4. Autres (MODY)	8
1.8. Les symptômes	8
1.9. Le diagnostic	9
1.9.1. Critères diagnostiques	9
1.10. Valeurs normales de la glycémie	10
1.11. Le cœur	10
1.11.1. Le système cardiovasculaire.....	10
1.11.2. Anatomie du cœur.....	11
1.11.1 Rythme cardiaque.....	11
1.11.4. Le BPM.....	12
1.11.4.1. BUT	12
1.11.5. Calcul du rythme cardiaque	12
1.11.6. Circulation sanguine dans le cœur.....	13
1.12. Principe de calcul de la saturation pulsée en oxygène SPO2	14
1.13. Relation Niveau de glucose, Spo2, Bpm	16
1.14. Conclusion	16
CHAPITRE 02	2

Les techniques d'estimation du glucose dans le sang	2
2.1. Introduction.....	18
2.2. Les différentes méthodes de mesure	18
2.2.1. Méthode invasive.....	18
2.2.2. Méthode peu-invasive	20
2.2.2.1. La méthode flash.....	20
2.2.3. Méthode non invasive	21
2.3. Préparation du Glucose.....	23
2.3.1. À partir du sucre de canne (saccharose)	23
2.3.2. À partir de l'Amidon	23
2.4. Différentes Structures du Glucose	24
2.4.1. Techniques Optiques pour la Surveillance Non Invasive de la Glycémie (NIBGM). 24	
2.4.2. Spectroscopie Infrarouge Proche (NIR).....	25
2.4.3. Spectroscopie Infrarouge Moyen(MIR).....	26
2.4.4. Spectroscopie Raman.....	26
2.4.5. Spectroscopie par occlusion	27
2.4.6. Tomographie par cohérence optique.....	29
2.4.7. Fluorescence	30
2.4.8. Polarimétrie optique	31
2.4.9. Spectroscopie photoacoustique (NIBGM).....	33
2.4.10. Technique électromagnétique pour la surveillance de la glycémie (NIBGM)	34
2.4.11. Spectroscopie de bio-impédance pour la surveillance de glycémie (NIBGM)	35
2.4.12. Les lentilles de contact intelligentes.....	36
2.4.13. Approche Multisensorielle pour la Surveillance Non Invasive du Glucose (NIBGM)	
37	
4.2.12 Techniques de mesure par PPG.....	38
2.5. Conclusion	41
CHAPITRE03	18
Méthode, ...	18
Résultats et discussions.....	18
3.1. Introduction.....	42
3.2. Conception du système.....	42
3.3. Matériels utilisés dans notre projet:	44
3.3.1. Le capteur de mesure (MAX30100).....	44

3.3.2.	Paramètres principaux	45
3.3.3.	Principe Description:	45
3.3.4.	Description des broches	46
3.3.5.	Fonctionnement du capteur MAX30100	46
3.3.6.	Installation de la bibliothèque:	47
3.4.	Présentation de la carte Arduino	47
3.4.1.	Description de la carte Arduino UNO	48
3.5.	L'ECRAN OLED (SSD1306)	48
	Figure 57: Afficheur OLED	49
3.5.1.	Installation de la bibliothèque:	49
3.6.	Implémentation software	50
3.7.	L'IDE Arduino	52
3.7.1.	Présentation du logiciel	53
3.8.	Expérimentation et analyse	54
3.9.	Conclusion	54
	Conclusion générale	42
	Bibliographie	53
	ANNEXE	56

Liste des figures

Figure 01: Symbole universel du diabète

Figure 02: Comprendre le diabète

Figure 03: Le foie dans le système digestif

Figure 04: L'anatomie du foie

Figure 05: Molécule d'insuline 3D

Figure 06: Diabète type 1

Figure 07: Diabète type 2

Figure 08: Le Cœur humain

Figure 09: Schéma anatomique du cœur

Figure 10: Forme d'onde d'un signal PPG

Figure 11: Forme d'onde d'un signal ECG

Figure 12: Circulation sanguine

Figure 13: Principe de mesure à l'aide d'un capteur optique

Figure 14: Glucomètre capillaire

Figure 15: Utilisation du glucomètre

Figure 16: Bandelette

Figure 17: Glucomètre sans piqure

Figure 18: La glycémie interstitielle

Figure 19: Structure stratifiée de la peau et distribution du sang

Figure 20: Spectre d'absorption du glucose

Figure 21: Structures du Glucose

Figure 22: Interaction de la lumière avec la peau

Figure 23: Principe de la spectroscopie infrarouge.

Figure 24: CnogaMedical

Figure 25: Glove Instrument

Figure 26: Représentation de la Spectroscopie Raman

Figure 27: C8 MediSensor utilisant la spectroscopie Raman

Figure 28: Spectroscopie par occlusion.

Figure 29: OrSense NBM-200G utilisant la spectroscopie par occlusion.

Figure 30: Tomographie par cohérence optique.

Figure 31: Sentris-100 utilisant la tomographie optique

Figure 32: Principe de la spectroscopie de fluorescence

Figure 33: Transfert d'électrons induit par la lumière

Figure 34: Polarimétrie optique

Figure 35: Expérience sur la polarimétrie optique

Figure 36: Spectroscopie photoacoustique

Figure 37: Dispositif de surveillance de la glycémie

Figure 38: Couplage électromagnétique entre deux inducteurs

Figure 39: Glucoband utilisant la détection électromagnétique

Figure 40: Spectroscopie de bio-impédance

Figure 41: Technologie Biosensor

Figure 42: Les lentilles de contact mesurant la glycémie

Figure 43: GlucoTrack basé sur l'approche multisensorielle

Figure 44: Techniques de mesure par PPG

Figure 45: Calcul de la VRC à l'aide des signaux ECG et PPG.

Figure 46: Calcul de l'indice de rigidité à l'aide de la PPG

Figure 47: Comparaison des mesures de glucose sanguin

Figure 48: Le système proposé

Figure 49: Schéma de principe d'acquisition du signal NIR

Figure 50: Tests de notre appareil

Figure 51: Le module MAX30100

Figure 52: Les composantes du module Max30100

Figure 53: Fonctionnement du capteur MAX30100

Figure 54: Schéma de brochage Max30100-Arduino

Figure 55: Carte Arduino UNO

Figure 56: Afficheur OLED

Figure 57: Schéma de brochage SSD1306 avec Arduino

Figure 58: Organigramme de l'estimation du niveau de glucose

Figure 59: L'interface de l'IDE Arduino

Figure 60: L'interface de l'IDE Arduino en détail

Figure 61: Prototype de notre système

Liste des tableaux

Tableau 1: Caractéristiques spectrales de la bande d'absorption du glucose

Tableau 2: Résultats expérimentaux pour les personnes testées

LISTE D'ABREVIATIONS

DT1 : Diabète de type 1

DT1 : Diabète de type 1

Hb : Hémoglobine

HbO2 : Oxyhémoglobine (hémoglobine oxygéné)

BPM : Battements par minute

SpO2 : Saturation périphérique en oxygène de l'hémoglobine

FC : Fréquence cardiaque (Heart Rate)

LED : Diode électro-luminescente (light emitting diode)

Intervalle R-R : Temps entre 2 complexes QRS

PPG : Photopléthysmographie, Photopléthysmographe

ECG : Electrocardiogramme

MAX30100 : Capteur de mesure

Arduino UNO : Carte Arduino

ATMega328 : Microcontrôleur d'Arduino

SSD1306 : L'ECRAN OLED

IDE : Logiciel Arduino

Résumé

Le diabète est une maladie caractérisée par des niveaux élevés de sucre dans le sang, causés par une production ou une diminution de la sécrétion de l'hormone d'insuline dans le corps. Les tests traditionnels sont généralement invasifs, impliquant une piqûre de la peau pour obtenir un échantillon de sang, ce qui peut être inapproprié pour certains patients. Les méthodes non invasives offrent une alternative viable pour surveiller les niveaux de sucre dans le sang. Ce travail vise à créer un dispositif de mesure non invasif du taux de glucose sanguin basé sur Arduino, en exploitant la propriété de l'absorption l'infrarouge dans les milieux liquides, détectée par un capteur photodiode. Le capteur photodiode (MAX 30100) fournit une tension, qui suit la variation du taux de sucre sanguin (mg/dl) à l'aide d'une équation de régression. L'équation de régression dérivée est de la forme :

$$\text{Niveau de glucose} = 16714,61 + 0,47 * \text{BPM} - 351,045 * \text{SPO2} + 1,85 * (\text{SPO2})^2$$

Les résultats obtenus dans le cadre de ce travail sont intéressants et par conséquent nous motive à améliorer la précision de l'appareil.

Mots clés : Glucose, Arduino, MAX30100, SSD1306.

الملخص

مرض السكري هو حالة تتميز بمستويات مرتفعة من السكر في الدم، ناتجة عن زيادة أو نقص في إفراز هرمون الأنسولين في الجسم. غالبًا ما تكون الاختبارات التقليدية تدخلية، حيث تتطلب وخز الجلد للحصول على عينة دم، مما قد يكون غير مناسب لبعض المرضى. توفر الطرق غير التدخلية بديلًا عمليًا لمراقبة مستويات السكر في الدم. يهدف هذا العمل إلى إنشاء جهاز قياس غير تدخلية لمستوى الجلوكوز في الدم يعتمد على منصة Arduino، باستخدام خاصية امتصاص الأشعة تحت الحمراء في السوائل، والتي يتم الكشف عنها باستخدام مستشعر ضوئي (Photodiode). يقوم المستشعر الضوئي (MAX 30100) بتوفير جهد يتغير مع تغير مستوى السكر في الدم (mg/dl) باستخدام معادلة انحدار. معادلة الانحدار المشتقة تأخذ الشكل التالي:

$$\text{مستوى الجلوكوز} = 16.12.61 + 7.2 * \text{BPM} - 1.1.72 * \text{SPO2} + 1 * (\text{SPO2})^2$$

النتائج التي تم الحصول عليها في إطار هذا العمل واعدة، مما يدفعنا لتحسين دقة الجهاز بشكل أكبر. **الكلمات المفتاحية :**

الجلوكوز، أردوينو، MAX30100، SSD1306.

Abstract

Diabetes is a condition characterized by high blood sugar levels, caused by an increase or decrease in the secretion of the hormone insulin in the body. Traditional tests are typically invasive, requiring a skin prick to obtain a blood sample, which may not be suitable for some patients. Non-invasive methods offer a viable alternative for monitoring blood sugar levels. This work aims to create a non-invasive blood glucose measurement device based on

Arduino, leveraging the property of infrared absorption in liquid mediums, detected by a photodiode sensor.

The photodiode sensor (MAX 30100) provides a voltage that correlates with blood sugar levels (mg/dl) using a regression equation. The derived regression equation is as follows:

$$\text{Glucose level} = 16714,61 + 0,47 * \text{BPM} - 351,045 * \text{SPO2} + 1,85 * (\text{SPO2})^2$$

The results obtained in this work are promising and consequently motivate us to improve the device's accuracy further.

Keywords: Glucose, Arduino, MAX30100, SSD1306.

Introduction général

Le diabète est une maladie chronique complexe qui affecte des millions de personnes dans le monde. Elle se caractérise par des niveaux anormalement élevés de sucre dans le sang, entraînant de graves complications telles que des troubles cardiovasculaires, des atteintes rénales, et des lésions nerveuses. La gestion efficace du diabète nécessite non seulement une surveillance continue, mais également des approches complémentaires pour améliorer le bien-être global des patients.

Dans ce contexte, l'acupuncture, pratique traditionnelle chinoise, s'est révélée prometteuse pour soulager certains symptômes associés au diabète, tels que la douleur neuropathique, le stress et les déséquilibres métaboliques. Cependant, l'utilisation d'aiguilles, inhérente à l'acupuncture classique, peut être source d'appréhension ou d'inconfort pour de nombreux patients. Cette limitation freine son adoption malgré ses bienfaits potentiels.

Pour répondre à ce défi, ce projet propose de développer un appareil d'acupuncture utilisant la technologie des infra-rouges comme alternative non invasive. Ce dispositif innovant est conçu pour stimuler les points d'acupuncture sans recours à des aiguilles, en utilisant des rayons infra-rouges pour activer les zones ciblées de manière précise, indolore et sécurisée. Cette méthode offre une solution moderne et accessible pour intégrer les bienfaits de l'acupuncture dans la gestion du diabète, tout en améliorant l'expérience utilisateur.

En combinant les principes de la médecine traditionnelle avec les avancées technologiques, cet appareil ambitionne de répondre aux besoins des patients diabétiques en fournissant une approche complémentaire efficace, confortable et adaptée aux exigences contemporaines. Il représente une nouvelle voie dans la gestion du diabète, alliant innovation et traditions médicales pour un meilleur équilibre de santé.

CHAPITRE 01

Généralité sur le diabète

CHAPITRE 01 : Généralité sur le diabète

1.1.Introduction

En 2024, on estime qu'il y aura environ 537 millions de personnes vivant avec le diabète dans le monde. Ce chiffre devrait continuer à augmenter dans les années à venir [47].

Dans ce chapitre, nous définirons le diabète, ses différents types et ses symptômes. Nous conclurons en abordant la mesure de la glycémie à travers deux approches : la méthode médicale, qui met en lumière son importance pour le suivi à court terme du diabète, et la méthode technologique, qui explore les diverses techniques de mesure de la glycémie et principaux avantages et défis de chacune des techniques.

1.2.Le diabète

1.2.1. Définition

Le diabète est un trouble de l'assimilation, de l'utilisation et du stockage des sucres apportés par l'alimentation. Cela se traduit par un taux de glucose dans le sang (encore appelé glycémie) élevé : on parle d'hyperglycémie.

Les aliments sont composés de lipides (graisses), protéines (protéines animales ou végétales) et glucides (sucres, féculents).[49]

Ce sont eux qui fournissent l'essentiel de l'énergie dont a besoin le corps pour fonctionner, passent dans l'intestin, puis rejoignent la circulation sanguine.[50]

Quand on mange, le taux de sucre dans le sang augmente, les glucides sont alors transformés essentiellement en glucose. Le pancréas détecte l'augmentation de la glycémie. Les cellules bêta du pancréas, regroupées en amas appelés ilots de Langerhans, sécrètent de l'insuline. L'insuline fonctionne comme une clé, elle permet au glucose de pénétrer dans les cellules de l'organisme : dans les muscles, dans les tissus adipeux et dans le foie où il va pouvoir être transformé et stocké. Le glucose diminue alors dans le sang.

Une autre hormone, le glucagon, permet de libérer le glucose stocké dans le foie, en dehors des repas, lors d'une baisse énergétique ou d'une baisse de glycémie

C'est l'équilibre de ces hormones qui permet de maintenir la glycémie stable dans le corps. En cas de diabète, Ce système de régulation ne fonctionne pas.[46]

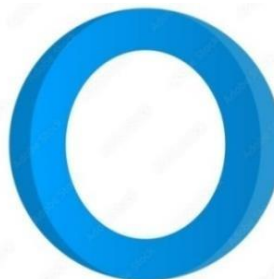


Figure 01: Symbole universel du diabète [1]

CHAPITRE 01 : Généralité sur le diabète

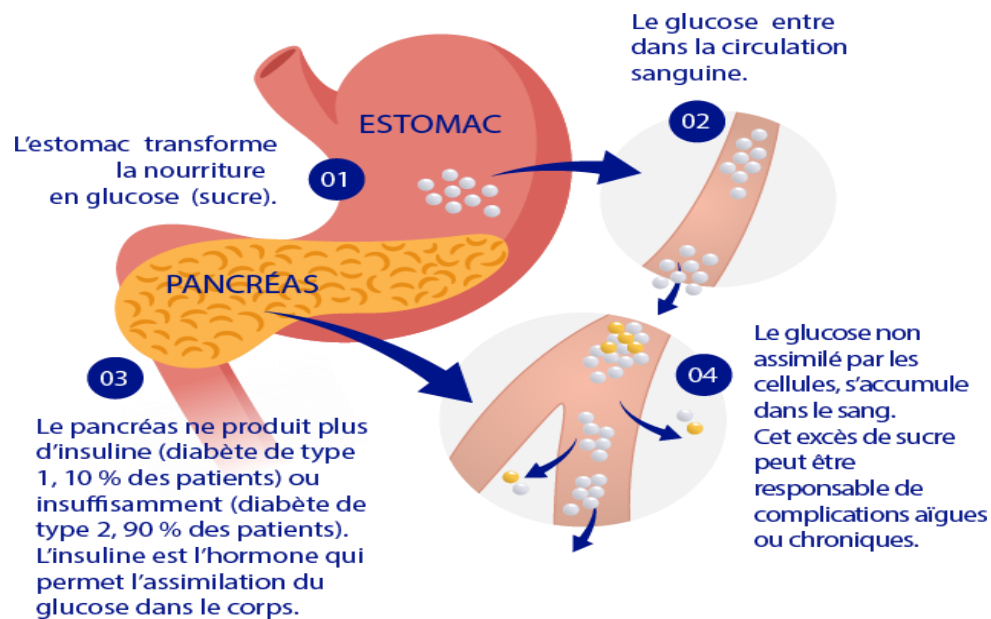


Figure 02: Comprendre le diabète

1.3. Historique:

C'est en Chine, 4000 ans avant J.C., que le diabète a été mentionné pour la première fois. [51]

On parlait alors d'urine sucrée ou d'urine de miel.

En 1500 avant J.C., un papyrus égyptien, appelé papyrus Ebers, décrit des symptômes similaires à ceux du diabète : soif intense et amaigrissement.

Au fil des siècles et des avancées de la recherche médicale, des expériences ont été réalisées pour comprendre et trouver des traitements au diabète. Voici les étapes clés de la découverte de cette maladie et des progrès réalisés par la recherche

1869 : découverte des îlots de Langerhans par l'étudiant allemand Paul Langerhans.

1889 : lien établi entre le pancréas et le diabète par les Allemands Oskar Minkowski et Josef Von Mering.[52]

1921 : découverte de l'insuline par Frederick Grant Banting et Charles Best.

1922 : première injection d'insuline (extraite du pancréas de porc) sauvant un enfant de 14 ans.

1923 : prix Nobel décerné à Frederick Grant Banting pour cette grande avancée.

Début de la production industrielle et commercialisation d'insuline par des laboratoires à partir du pancréas de bœuf et de porc.

1955 : Frederick Sanger décrit la structure chimique de l'insuline humaine.[53]

1978-1982 : grâce aux progrès des technologies, l'insuline est produite par génie génétique.

En parallèle, les premières « vraies » pompes à insuline, qui se rapprochent de celles que l'on connaît aujourd'hui, sont commercialisées au début des années 1980. Depuis, la recherche

CHAPITRE 01 : Généralité sur le diabète

continue ses avancées technologiques dont l'objectif est toujours d'améliorer le quotidien des patient(e)s atteint(e)s de diabète et de guérir la maladie.[2]

1.4. Le foie

Le foie est un organe du système digestif, parmi les plus volumineux du corps. Il mesure environ une vingtaine de centimètres en longueur. Pour le localiser, il suffit de placer la main sur le côté droit de l'abdomen, juste sous les dernières côtes.[3]



Figure 03: Le foie dans le système digestif [3]

Il est composé de deux parties appelées lobes: un lobe droit volumineux et un lobe gauche plus petit.[3]

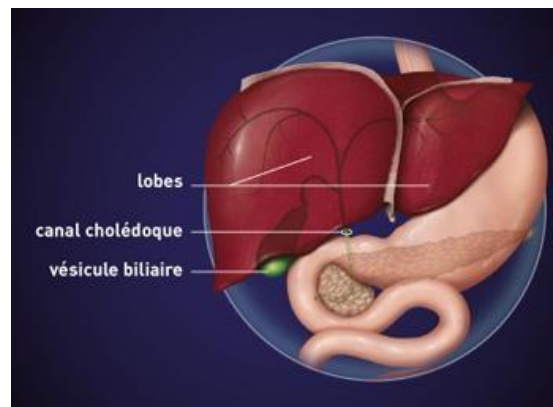


Figure 04: L'anatomie du foie [3]

1.5. Foie et Régulation de la Glycémie

Le foie joue un rôle central dans la régulation de la glycémie, une fonction essentielle qui justifie sa grande taille. Il gère les niveaux de glucose en le stockant et le redistribuant pour maintenir une glycémie entre 0,8 et 1,2 g/L de sang.

CHAPITRE 01 : Généralité sur le diabète

Après un repas, le glucose absorbé dans l'intestin arrive au foie par le sang. Ce glucose provient de la transformation des sucres comme le fructose, le galactose, et le glucose en glucose utilisable par l'organisme.

Dans le foie, le glucose a plusieurs destinées :

- Production d'énergie : Le glucose est libéré dans le sang pour fournir de l'énergie.
- Stockage : Il est emmagasiné sous forme de glycogène (une chaîne de molécules de glucose) par les cellules du foie, appelées hépatocytes, dans un processus appelé glycogénogenèse. Ce stockage est déclenché par l'insuline, produite par les cellules bêta du pancréas lorsqu'elles détectent une hausse du taux de glucose.
- Conversion en acides gras : Si les réserves de glycogène sont saturées, le glucose excédentaire est converti en acides gras dans les hépatocytes et les adipocytes, un processus nommé lipogenèse.

Entre les repas, le foie maintient la glycémie en utilisant les réserves de glycogène, qui sont dégradées en glucose (néoglucogenèse) et libérées progressivement dans le sang. Lorsque les réserves de glycogène sont épuisées, le foie produit du glucose à partir d'autres substances comme les acides aminés, le glycérol, les acides gras, et le lactate. Après deux jours sans apport de glucides, l'énergie provient alors principalement des acides gras.

Le foie est le seul organe capable de libérer du glucose dans la circulation sanguine. Bien que les muscles stockent également du glycogène, ce glucose est utilisé uniquement pour leurs propres besoins énergétiques.[4]

1.6. Le rôle du pancréas et de l'insuline

Le pancréas a deux fonctions: sécrétions de suc digestif pour la digestion et sécrétion de l'insuline pour la régulation de la glycémie.

Le pancréas sécrète un suc pancréatique qui est un liquide servant à la digestion. C'est la fonction exocrine du pancréas. Ce liquide pancréatique contient de nombreuses enzymes (protéines capables de fragmenter les aliments). [54]

Ainsi, l'amylase sert à la digestion des sucres (glucides), la lipase à la digestion des graisses (lipides) et la trypsine à celle des protéines.

L'ablation partielle ou complète du pancréas impose de remplacer cette sécrétion enzymatique naturelle par des enzymes animales prises en gélules par voie orale au moment des repas pour assurer une digestion satisfaisante des aliments.[55]

L'insuline est un peptide à deux chaînes d'acides aminés agissant comme une hormone. Elle est synthétisée par le pancréas dans des cellules spécialisées (les cellules bêta) elles-mêmes situées dans une structure du pancréas appelée îlots de Langerhans. Le pancréas est l'organe

CHAPITRE 01 : Généralité sur le diabète

en charge de la régulation de la glycémie, c'est-à-dire le taux de glucose dans le sang. Sa fonction est de répondre :

- à une hypoglycémie en synthétisant du glucagon, et
- à une hyperglycémie en sécrétant de l'insuline.

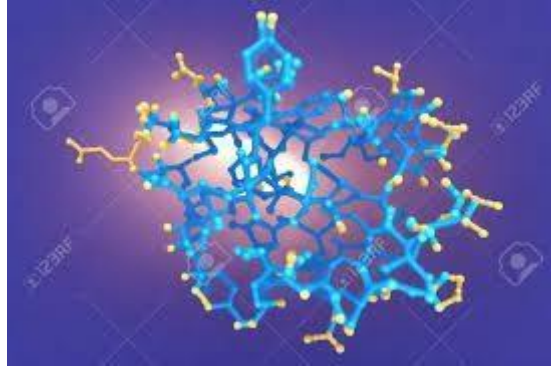


Figure 05: Molécule d'insuline3D

1.7. Les différents types de diabètes

On distingue deux principaux types de diabète le type1 et le type2

1.7.1. Le diabète de type1

Le taux de glucose dans le sang est régulé par l'insuline, une hormone naturellement produite par le pancréas. Cette dernière joue un rôle essentiel en maintenant l'équilibre glycémique et en prévenant l'hyperglycémie, c'est-à-dire un excès de sucre dans le sang. Chez les personnes atteintes de diabète de type 1, la production d'insuline est insuffisante ou inexistante. Pour pallier ce déficit, il est nécessaire d'administrer de l'insuline synthétique par injections répétées au cours de la journée.[5] [56] À défaut d'être traité, le diabète de type 1 peut entraîner l'hyperglycémie et avoir de graves conséquences sur la santé humaine. [57]



Figure 06: Diabète type1

1.7.2. Le diabète de type2

Le diabète de type 2 (DT2), anciennement appelé « diabète non-insulino-dépendant », apparaît le plus souvent chez les sujets de plus de 40 ans (même si on retrouve désormais ce type de diabète chez les enfants), d'où son appellation du « diabète de l'adulte ». Il est aussi nommé « diabètegras » car les personnes atteintes sont souvent en surpoids (avec une surcharge notamment abdominale) ou obèses.

Le diabète de type 2 est caractérisé par une mauvaise utilisation de l'insuline par l'organisme. A l'inverse du DT1, le DT2 est le plus souvent de découverte fortuite à l'occasion d'un bilan de santé de routine (analyses sanguines qui révèlent une augmentation du taux de sucre dans le sang ou un fond d'œil).[5]

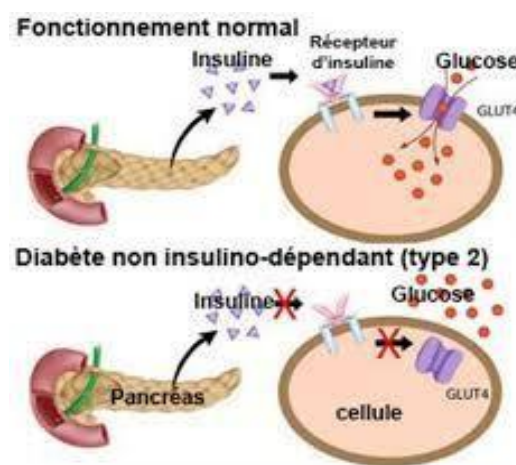


Figure 07: Diabète type2

1.7.3. Le diabète gestationnel

On désigne par diabète gestationnel une condition où des femmes qui n'avaient jamais eu de diabète auparavant présentent un taux de glycémie élevé pendant leur grossesse. En Algérie, environ 6,3 % des femmes enceintes sont concernées par cette situation. Bien que les symptômes associés disparaissent généralement à la fin de la grossesse, le diabète gestationnel comporte des risques pour la mère et l'enfant. Il apparaît souvent à partir de 24 semaines d'aménorrhée. Les bébés nés de mères atteintes de diabète gestationnel ont un risque accru d'avoir un poids de naissance élevé, ce qui peut entraîner des complications lors de l'accouchement, ainsi que d'autres problèmes de santé après la naissance. De plus, ils présentent un risque plus élevé d'intolérance au glucose et d'obésité à long terme. Par ailleurs, les femmes ayant souffert de diabète gestationnel sont plus susceptibles de développer un diabète de type 2 par la suite.[5]

1.7.4. Autres (MODY)

Le MODY, abréviation de « Diabète Maturité Précoce des Jeunes », est un autre type de diabète, mais très rare. Il représente environ 1 à 2 % des cas totaux de diabète. Il est principalement causé par plusieurs mutations génétiques entraînant une production insuffisante ou inappropriée d'insuline dans le corps. Ce type de diabète peut être contrôlé sans avoir recours aux injections d'insuline.[1]

1.8. Les symptômes

• Diabète de type1

Le diabète de type 1 se développe souvent soudainement et peut entraîner selon les individus les symptômes suivants :

- Soif anormale et bouche sèche
- Mictions (urines) fréquentes
- Incontinence nocturne
- Manque d'énergie et fatigue extrême
- Faim constante
- Perte de poids soudaine
- Vision floue

Le diabète de type 1 est diagnostiqué par une glycémie élevée, parfois en présence de certains de ces symptômes.[5]

• Diabète de type2

Les symptômes du diabète de type 2 incluent :

- Mictions (urines) très fréquentes
- Soif excessive
- Faim extrême
- Vision floue
- Manque d'énergie et fatigue extrême
- Engourdissements et picotements dans les mains et les pieds
- Cicatrisation lente des blessures et infections récurrentes

Beaucoup de gens souffrant d'un diabète de type 2 continuent d'ignorer leur maladie pendant longtemps, car les symptômes ne sont généralement pas aussi évidents que ceux du diabète de type 1 et peuvent mettre plusieurs années à être interprétés.[5]

1.9. Le diagnostic:

Le diagnostic du diabète peut être établi à l'aide de plusieurs méthodes. Voici quelques tests sanguins couramment utilisés pour diagnostiquer cette maladie. Il est possible que votre médecin n'ait besoin que d'un seul test pour poser un diagnostic, n'hésitez pas à en discuter avec lui pour plus de détails.

Test d'hémoglobine A1C (HbA1C) : mesure de votre moyenne glycémique sur les 3 mois écoulés. Avec ce test, il n'est pas nécessaire d'être à jeun ou de prendre une boisson spéciale.[6]

Test de glucose dans le plasma à jeun : vérifie ce qu'il convient d'appeler les glycémies à jeun. Pour ce test, il est interdit de manger ou de boire quoi que ce soit, hormis de l'eau, pendant 8 heures avant le test, soit généralement pendant toute une nuit. Le test est généralement programmé tôt dans la journée, avant le petit déjeuner. [58]

Test oral de tolérance au glucose : teste la façon dont votre corps réagit à un pic de glucose. Pour ce test, vous devez boire une boisson sucrée spéciale. Votre glycémie est testée avant et après la prise de la boisson.

Test de glucose dans le plasma aléatoire : contrôle votre glycémie à un instant précis, à n'importe quel moment de la journée, sans préparation préalable au test. Ce test est généralement réalisé si des symptômes évidents de diabète se présentent comme une brusque perte de poids inexpliquée, une extrême fatigue et/ou d'autres signes du diabète.[6]

1.9.1. Critères diagnostiques:

Uniformisés par l'OMS dans les années 80, ils ont été révisés en 1998 et définissent d'une part le diabète sucré, d'autre part les anomalies modérées de la tolérance glucidique (intolérance au glucose et hyperglycémie modérée à jeun).[5]

Diabète sucré : Le diagnostic positif peut être affirmé par :

- Glycémie à jeun $\geq 1,26$ g/l (7 mmol/l) (= seuil d'apparition de la rétinopathie) vérifiée à deux reprises
- et/ou glycémie $\geq 2,0$ g/l (11 mmol/l) quel que soit le moment de la journée avec des symptômes
- ou glycémie $\geq 2,0$ g/l 2 heures après charge en glucose (HGPO 75 g) NB : en présence d'une glycémie à jeun $\geq 1,26$ g/l, il est inutile de réaliser une HGPO

Glycorégulation normale :

- Glycémie à jeun $< 1,10$ g/l
- Glycémie $< 1,40$ g/l 2 heures après charge en glucose (HGPO 75g)

CHAPITRE 01 : Généralité sur le diabète

Troubles mineurs de la glycorégulation :

Risque cardiovasculaire accru

Risque d'évolution vers un authentique diabète

- Intolérance au glucose : $1,40 \leq \text{glycémie HGPO 2 heures} < 2 \text{ g/l}$.

- Hyperglycémie modérée à jeun : $1,10 \text{ g} \leq \text{glycémie à jeun} < 1,26 \text{ g/l}$. [5]

1.10. Valeurs normales de la glycémie

Les valeurs normales ou cible chez les personnes non diabétiques :

A jeun : Entre 70 et 99 mg/dL

Après le repas : Entre 70 et 140 mg/dL

Les valeurs normales ou cible chez les personnes diabétiques :

A jeun : Entre 70 et 130 mg/dL

1 à 2 heures après le début de repas : Au-dessous de 180 mg/dL

Ces dernières années, l'auto-surveillance glycémique a été révolutionnée par l'apparition de dispositifs innovants, tels que les systèmes de mesure du glucose en continu. Ces outils ont un effet significatif sur l'engagement des patients dans la gestion de leur maladie et contribuent à une réorganisation des soins. [5]

1.11. Le cœur

Le cœur humain est un organe musculaire creux, dont la fonction principale est de faire circuler le sang dans tout le corps. Il réalise cela en effectuant des contractions rythmiques, qui permettent au sang d'être pompé dans les vaisseaux sanguins et les cavités corporelles. [8]



Figure 08: Le Cœur humain

1.11.1. Le système cardiovasculaire

Le système cardiovasculaire a pour rôle de faire circuler le sang dans l'organisme, assurant ainsi l'apport en oxygène et en nutriments nécessaires aux tissus. Il est composé, entre autres, du cœur, qui agit comme une double pompe, permettant la circulation dans deux réseaux complémentaires : celui des artères et celui des veines. [9]

1.11.2. Anatomie du cœur

Le cœur humain mesure environ 13 cm de long et 8 cm de largeur. Son poids moyen est de 300 grammes chez l'homme adulte et de 250 grammes chez la femme adulte. Il se trouve dans la partie antérieure et inférieure du médiastin, au centre du thorax, légèrement incliné vers la gauche.[10]

Le cœur assure la circulation du sang grâce aux contractions de son tissu musculaire, le myocarde. Une cloison épaisse le divise en deux parties distinctes : le cœur gauche et le cœur droit, chacun comprenant deux cavités : l'oreillette et le ventricule. À chaque battement, le myocarde suit une séquence de mouvements bien définie. Le sang pauvre en oxygène entre dans le cœur par la veine cave, arrive dans l'oreillette droite, puis est poussé vers le ventricule droit lors de la contraction auriculaire (systole auriculaire). La contraction ventriculaire (systole ventriculaire) expulse ensuite le sang du ventricule droit vers les poumons, où il est enrichi en oxygène. Le sang oxygéné retourne au cœur par les veines pulmonaires, se dépose dans l'oreillette gauche, passe dans le ventricule gauche lors de la systole auriculaire, puis est éjecté vers les organes par l'aorte lors de la systole ventriculaire.[11]

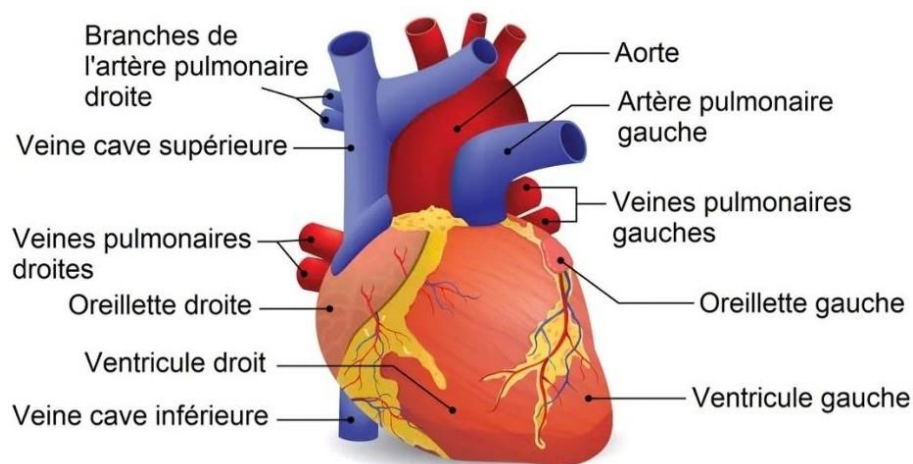


Figure 09: Schéma anatomique du cœur [12]

1.11.3. Rythme cardiaque:

Le rythme cardiaque, dans le domaine médical, correspond au processus électrophysiologique à l'origine de la contraction des ventricules. Définir ce rythme est essentiel pour toute interprétation de l'électrocardiogramme.[14]

Dans le langage courant, le rythme, souvent appelé fréquence cardiaque, représente le nombre de battements cardiaques (ou pulsations) par unité de temps, généralement exprimé par minute. On parle aussi de pouls, bien que celui-ci désigne spécifiquement la sensation perçue en touchant une artère, permettant non seulement d'estimer les battements cardiaques, mais

CHAPITRE 01 : Généralité sur le diabète

aussi de fournir d'autres informations. Chez un adulte en bonne santé au repos, le pouls varie entre 50 pulsations par minute pour les sportifs d'endurance et 80 pulsations par minute en moyenne. Lors d'un effort, la fréquence cardiaque maximale théorique est estimée en soustrayant l'âge de 220 (par exemple pour les individus âgés de 18 à 40 ans).[13]

Différentes conditions peuvent accélérer ou ralentir le rythme cardiaque. Sa mesure constitue un outil de diagnostic essentiel.[11]

1.11.4. Le BPM

La fréquence cardiaque est définie comme étant le nombre de contractions ventriculaires par minute, elle est exprimée en battements par minute (BPM). Chez un adulte au repos, elle se situe généralement entre 60 et 100 battements par minute (bpm).

Le pouls, ou la prise des pulsations, correspond à la perception des battements des artères périphériques à travers la peau, ce qui permet d'évaluer la fréquence cardiaque. Cette dernière varie en fonction de l'âge et de l'état de santé du patient.[15]

1.11.4.1. BUT

Evaluer :

- Le nombre de pulsations cardiaques par minute (fréquence cardiaque).
- Le rythme cardiaque (dysrythmie, régulier ou arythmie).
- L'amplitude du pouls (fort, normal, faible ou inexistant).
- La symétrie des mesures entre les deux côtés (droite et gauche).

Dépister et suivi des anomalies liées à la fréquence, au rythme, à l'amplitude ou à la symétrie du pouls.

Assurer une surveillance clinique des patients atteints de maladies cardiovasculaires.[15]

1.11.5. Calcul du rythme cardiaque

Le rythme cardiaque peut être calculé par photopléthysmographie selon plusieurs méthodes. La première repose sur des méthodes temporelles, qui consistent à mesurer la distance entre les maxima successifs de la forme d'onde PPG, synchrones avec le rythme cardiaque. La seconde méthode, basée sur l'analyse de Fourier, utilise l'étude du spectre du signal pour identifier le pic fréquentiel correspondant à la fréquence cardiaque. Toutefois, en présence de bruits parasites ou d'interférences, les méthodes temporelles se révèlent souvent peu fiables, rendant les méthodes spectrales plus adaptées pour déterminer le rythme cardiaque. Par ailleurs, le rythme cardiaque peut également être mesuré à partir d'un tracé ECG, en calculant l'intervalle temporel entre deux ondes R consécutives. Cette approche est très précise, mais elle peut s'avérer contraignante pour le patient en raison de son caractère intrusif.[16]

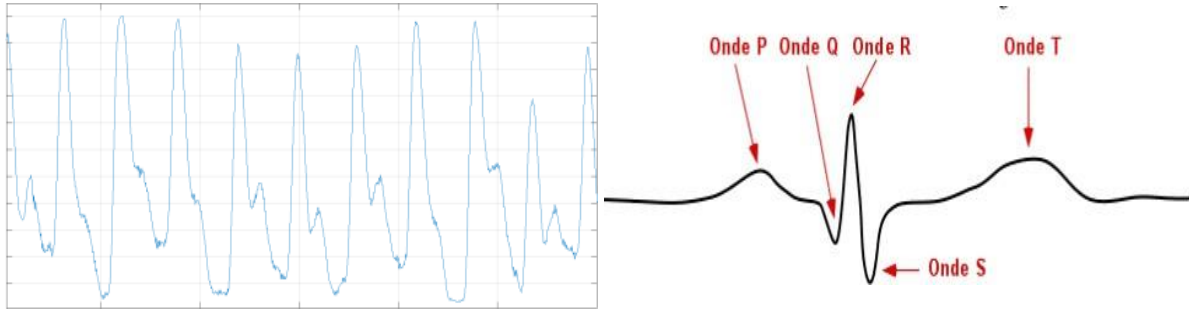


Figure 10: Forme d'onde d'un signal PPG [16] Figure 11: Forme d'onde d'un signal ECG [16]

1.11.6. Circulation sanguine dans le cœur

Lors de chaque battement cardiaque, le sang suit un trajet prévisible à sens unique dans le cœur et l'appareil circulatoire. [62]

- L'oreillette droite se remplit de sang désoxygéné qui revient vers le cœur après avoir circulé dans le corps (muscles, organes, cerveau et cœur). Lorsqu'elle est pleine, elle se contracte. La valvule tricuspide, qui sépare l'oreillette droite du ventricule droit, s'ouvre alors, et le sang pénètre dans le ventricule droit.
- Une fois rempli, le ventricule droit se contracte et pousse le sang vers les poumons, par la valvule pulmonaire.
- Dans les poumons, le dioxyde de carbone est éliminé et le sang se charge de nouvel oxygène. Le sang maintenant oxygéné pénètre dans l'oreillette gauche.
- La valvule mitrale, qui sépare le ventricule gauche de l'oreillette gauche, s'ouvre lorsque cette dernière se contracte. Le sang pénètre alors dans le ventricule gauche.
- Celui-ci expulse le sang oxygéné dans l'aorte, par la valvule aortique, pour qu'il circule dans les autres parties du corps. [63]
- Le sang oxygéné se déplace dans les artères. Les veines réacheminent le sang désoxygéné vers l'oreillette droite. Elle se remplit et le cycle recommence.[17]

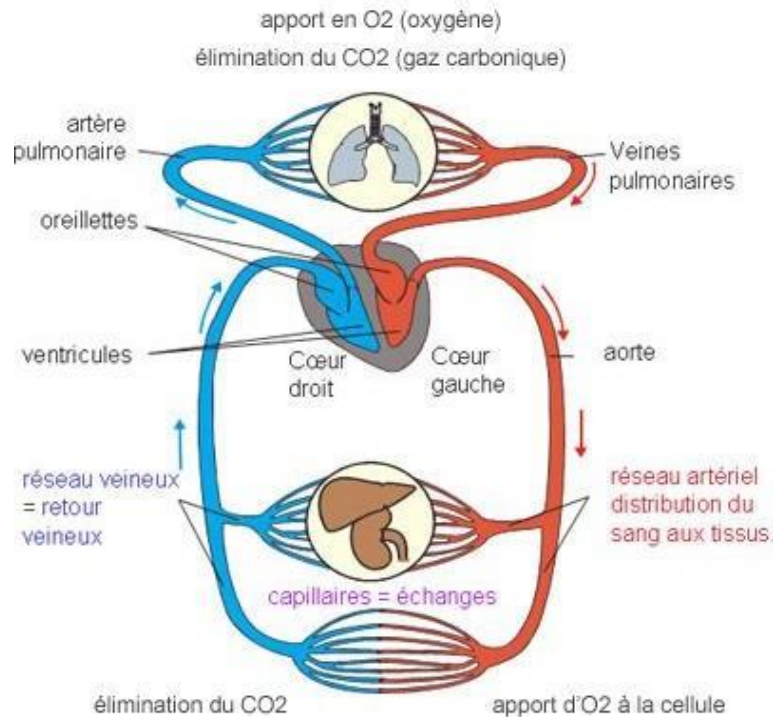


Figure 12: Circulation sanguine [17]

1.12. Principe de calcul de la saturation pulsée en oxygène SPO₂

L'oxygène est principalement transporté dans le sang sous forme d'oxyhémoglobine (HbO₂), un complexe qui représente environ 97 à 98 % de la teneur totale en oxygène. La saturation pulsée en oxygène (SpO₂) est définie comme le rapport entre la concentration d'HbO₂ et la concentration totale d'hémoglobine dans le sang (composée d'HbO₂ et de désoxyhémoglobine, notée Hb), selon la formule:[18]

$$SpO_2 = \frac{[HbO_2]}{[HbO_2] + [Hb]} \cdot 100\%$$

Cet indicateur joue ainsi un rôle physiologique majeur puisqu'il témoigne du bon fonctionnement de la fonction respiratoire qui assure l'apport d'oxygène aux organes. Ce dernier est mesuré par oxymétrie de pouls, permettant le contrôle rapide en continu du statut d'oxygénation du patient. Ceci est rendu possible grâce à la photopléthysmographie (PPG), technique non invasive qui permet de mesurer les variations de la lumière transmise ou réfléchie. L'HbO₂ et l'Hb présentent des différences significatives dans l'absorption de la lumière rouge (autour des 650 nm) et du proche infrarouge (autour des 950 nm). Ces deux longueurs d'onde ont pour propriété de bien pénétrer dans les tissus, a contrario de la lumière bleue, verte et infrarouge lointaine qui sont elles absorbées par les tissus non vasculaires et

CHAPITRE 01 : Généralité sur le diabète

l'eau. L'HbO₂ va ainsi absorber davantage de rayonnement infrarouge tandis que l'Hb absorbera mieux dans le rouge. [64]

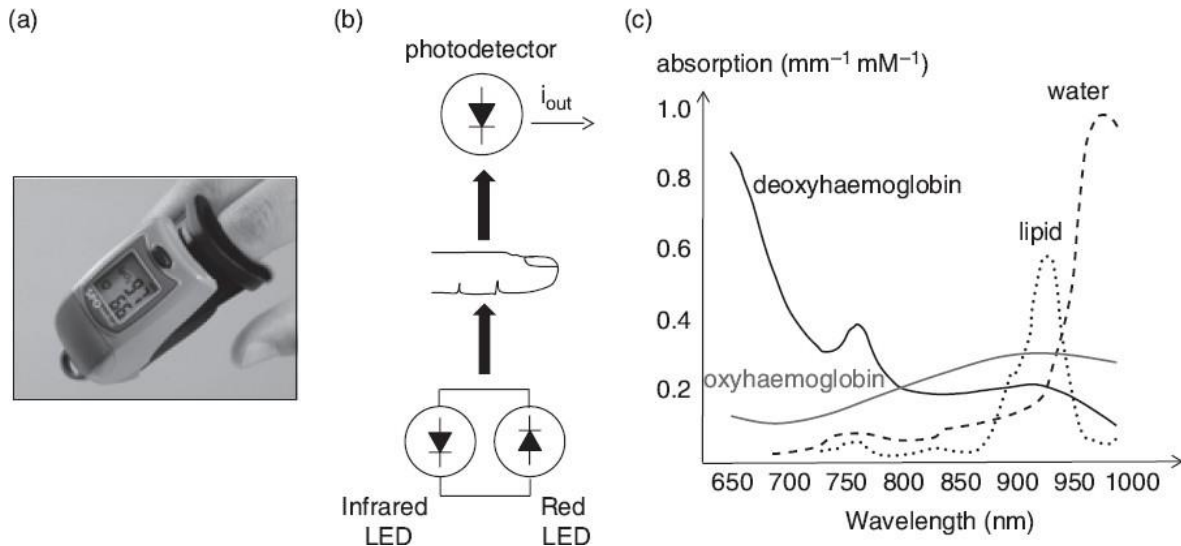


Figure 13: Principe de mesure à l'aide d'un capteur optique

- **(a)** : Photographie d'un oxymètre de pouls placé autour du doigt d'un patient.
- **(b)** : Le principe de mesure de l'oxygénation du sang à l'aide d'un oxymètre de pouls implique la transmission de lumière rouge et infrarouge à travers le doigt vers un photodétecteur. Le courant de sortie du photodétecteur est proportionnel à l'intensité de la lumière transmise.
- **(c)** : Absorption dépendante de la longueur d'onde de l'oxyhémoglobine, de la désoxyhémoglobine, de l'eau et des lipides. La lumière rouge correspond à une longueur d'onde d'environ 660 nm et la lumière infrarouge à 940 nm.

Les valeurs typiques de SpO₂ chez les personnes en bonne santé se situent entre 95 et 100 %, ce qui correspond à une charge complète en oxygène des molécules d'hémoglobine. Si la SpO₂ tombe en dessous de 90 %, on parle d'hypoxémie (*L'hypoxie est définie pour sa part comme un taux anormalement bas d'oxygène dans les tissus. Les cellules ont besoin d'oxygène pour produire l'énergie qui leur permet de conserver leur intégrité et de remplir leurs fonctions.*), et si le niveau est inférieur à 80 % pendant une période prolongée, il existe un risque sérieux de défaillance d'un organe. Une faible SpO₂ peut être causée par des problèmes pulmonaires entraînant une perfusion insuffisante d'oxygène dans le sang ou des dommages des cellules sanguines elles-mêmes, comme dans le cas de l'anémie. Chez les nouveau-nés, une faible SpO₂ peut indiquer des conditions telles que la septicémie (*désigne la présence de bactéries (voire de champignons ou de virus) dans le sang*).[18]

1.13. Relation Niveau de glucose, Spo2, Bpm

La réalisation d'un système de prédiction du niveau de glucose par une technique non invasive, doit passer par une étape importante qui est la recherche de la relation qui existe entre le niveau du glucose dans le sang et le taux de saturation du sang (Spo2) et le nombre de battement cardiaque (bpm).

Notre investigation nous a permis de constater qu'il n'y a pas une relation explicite entre le niveau de glucose et les paramètres (Spo2, Bpm). Par contre il y a une influence de l'augmentation du niveau de glucose sur les deux paramètres (Spo2, Bpm). Selon la référence [65], La saturation en oxygène du sang est plus faible chez les personnes atteintes de prédiabète et de diabète détecté par dépistage que chez les personnes non diabétiques. Concernant le deuxième paramètre, en consultant l'article publié dans le journal DIABETICMedicine [66], cette étude montre que lors de l'expérimentation que la fréquence cardiaque est altérée chez les personnes connues diabétique par rapport aux personnes saines.

1.14. Conclusion

En conclusion, le diabète demeure une maladie chronique répandue à l'échelle mondiale, présentant des défis majeurs en termes de gestion et de prévention. Ce chapitre a permis de mettre en lumière les aspects essentiels de cette pathologie, ainsi que les différents paramètres essentiels dans notre étude.

CHAPITRE 02

Les techniques d'estimation du glucose dans le sang

CHAPITRE 02 : Les techniques d'estimation du glucose dans le sang

2.1.Introduction

Le système de mesure du glucose en continu (MGC) permet de mesurer environ toutes les 10 secondes la concentration de glucose dans le liquide interstitiel (glucose interstitiel) et non le taux de glucose dans le sang (glucose sanguin). [67]

Cela permet aux patients – essentiellement ceux atteints d'un diabète de type1 d'avoir en temps réel une vision claire de l'évolution de leur taux de glucose et de prendre les meilleures décisions pour équilibrer leur diabète.[7]

Au fil des années, différentes méthodes de mesure de la glycémie ont été développées, allant des techniques invasives, telles que les tests sanguins par prélèvement, aux approches non invasives plus récentes, basées sur des capteurs optiques ou électromagnétiques, et la méthode peu invasive qui utilise de petites incisions avec des instruments flexibles, réduisant la douleur et permettant une cicatrisation plus rapide. [68]

Dans ce chapitre nous avons discuté sur les principales techniques de mesure de la glycémie et leurs avantages et limites.

2.2.Les différentes méthodes de mesure

2.2.1. Méthode invasive

- **Lecteurs par glycémie capillaire**

Le glucomètre est un appareil permettant la mesure instantanée du taux de glucose dans le sang d'une personne.[5]



Figure 14: Glucomètre capillaire

Un glucomètre, est généralement utilisé pour vérifier les taux de sucre dans le sang. Il s'agit de prélever une petite goutte de sang, d'habitude en se piquant le bout du doigt, et de la placer sur la bandelette réactive dans un glucomètre. Les taux de glycémie sont mesurés en mmol/L (millimole par litre). Les lignes directrices standard pour une bonne fourchette de glycémie sont les suivantes : à jeun et avant les repas : 4,0 à 7,0 millimoles par litre mmol/L) 2 heures

CHAPITRE 02 : Les techniques d'estimation du glucose dans le sang

après les repas : 5,0 à 10,0 mmol/L ou 5,0 à 8,0 mmol/L si les les taux d'HbA1c ne sont pas atteints. Mais selon la personne et la recommandation de son équipe de soins du diabète, il arrive que la fourchette cible recommandée soit plus vaste. [69]



Figure 15: Utilisation du glucomètre

- **Bandes de Test:**

Celles-ci sont à usage unique. Il s'agit d'un petit morceau de papier contenant certains produits chimiques qui lui permettent de réagir avec le glucose dans le sang. Elle possède une base en plastique rigide pour donner de la solidité à la bandelette, comme illustré dans la Figure 16. Plusieurs couches chimiques sont séparées par des entretoises. Une couche contient l'enzyme glucose oxydase, une autre contient du ferricyanure de potassium. Une autre couche comporte deux électrodes pour mesurer le flux de courant. Entre ces couches, il y a une couche chimique qui protège les couches supérieures et aide à réagir toutes les couches avec le sang.[19]

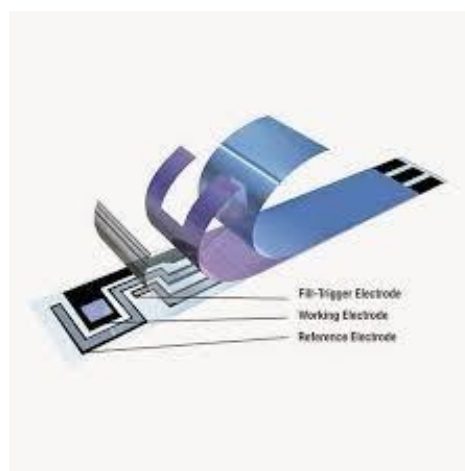


Figure 16: Bandelette

CHAPITRE 02 : Les techniques d'estimation du glucose dans le sang

- **Moniteur:**

Le moniteur mesure le flux de courant électrique à travers la bandelette de test et ajuste le courant en fonction de la quantité de glucose présente dans le sang.[19]

2.2.2. Méthode peu-invasive

2.2.2.1. La méthode flash

Un système flash de surveillance du glucose est un nouveau type d'appareil qui utilise un capteur pour mesurer le taux de glucose sans qu'il soit nécessaire de faire des piqûres aux doigts réguliers.[5]



Figure17: Glucomètre sans piqure

Pour que la prise des glycémies soit bonne, placez la capsule du capteur derrière l'arrière-bras, sur une zone désinfectée au préalable. [70]

Appuyez fermement jusqu'à ce que le capteur et son aiguille soient bien en place. Assurez-vous qu'il tienne bien lorsque vous retirerez la capsule qui le recevait.[5]

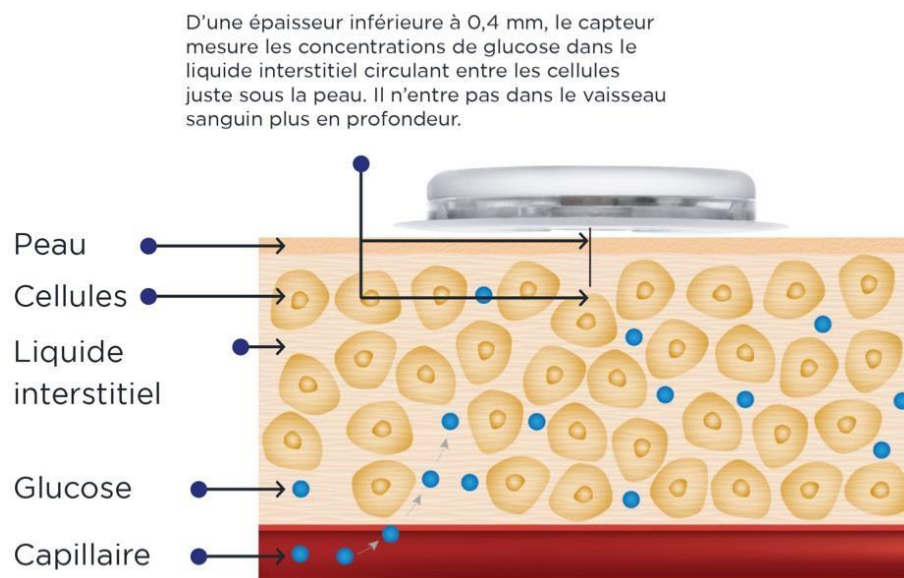


Figure 18: La glycémie interstitielle [20]

2.2.3. Méthode non invasive

La surveillance non invasive de la glycémie est un domaine de recherche pour des raisons évidentes liées au confort des patients. Même si elles ne fournissent pas des résultats précis, il y a eu une augmentation progressive du développement de ces technologies non invasives. Avant d'aborder chaque technologie, les propriétés de la peau et du glucose seront discutées, car elles serviront de base pour mesurer le niveau de glucose dans le sang. Ensuite, différentes technologies non invasives seront examinées avec leurs principes de fonctionnement respectifs, ainsi que leurs avantages et inconvénients.[19]

▪ Propriétés de la Peau et du Glucose

Pour concevoir un dispositif de surveillance non invasive de la glycémie, il est nécessaire de connaître les propriétés de la peau et du glucose.

• Propriétés de la Peau

Laest composée de plusieurs couches, comme le montre la Figure 19. La couche la plus externe, le stratum corneum de l'épiderme, est constituée de cellules kératinisées mortes. Ensuite vient l'épiderme, suivi du derme. Sous ces couches se trouve le tissu sous-cutané, qui comprend de la graisse et des muscles. Le derme se divise en trois sous-couches : le plexus vasculaire supérieur, le derme réticulaire et le plexus vasculaire profond. L'épiderme ne dispose pas de son propre système vasculaire. La densité de vaisseaux sanguins dans le derme varie de 1 % à 20 %, principalement dans les plexus vasculaires supérieur et profond.[21]

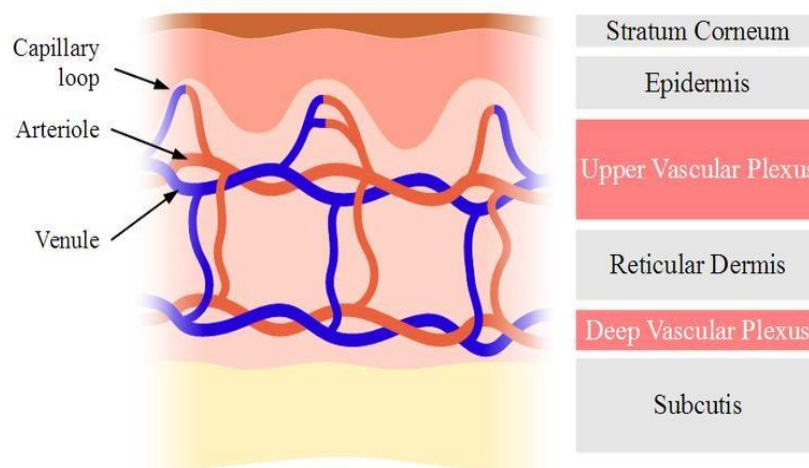


Figure 19: Structure stratifiée de la peau et distribution du sang [22]

• Propriétés du Glucose

La présente une densité moyenne de 1060 kg/m^3 avec un taux de glucose moyen de 70 mg/dl . Cependant, la glycémie varie tout au long de la journée, ce qui fait augmenter la densité du sang avec l'élévation du taux de glucose. Pour concevoir un capteur de glucose non invasif, il

CHAPITRE 02 : Les techniques d'estimation du glucose dans le sang

est nécessaire d'étudier les propriétés physiques et chimiques du [19]. Le tableau 1 [23] présente les caractéristiques spectrales de la bande d'absorption du glucose, tandis que la Figure (20-a) illustre son spectre d'absorbance. La Figure (20-b) montre également le coefficient d'absorption du glucose, ainsi que la région adaptée pour la mesure du glucose.[24]

Longueur d'onde (nm)	Assignation possible	Description
939	3vO-H étirement	Une deuxième bande d'overtones O-H
1126	3vC-H étirement	Une deuxième bande d'overtones harmoniques C-H
1408	2vO-H	Une première bande d'overtones O-H
1538	ν O-H + ν C-H	Bande de combinaison O-H et C-H
1688	2vC-H	Une bande d'overtones C-H
2261	ν C-H + ν C-C-H+O-C-H	Combinaison d'un étirement CH et d'une déformation CCH, OCH
2326	2vO-H	Une première bande d'overtones O-H

Tableau 1. Caractéristiques spectrales de la bande d'absorption du glucose [23]

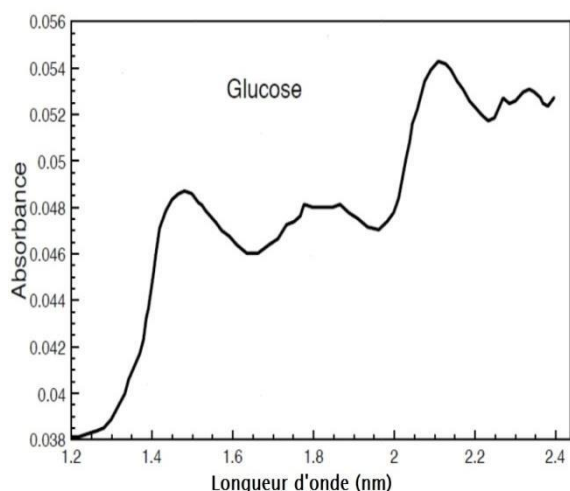


Figure 20-a

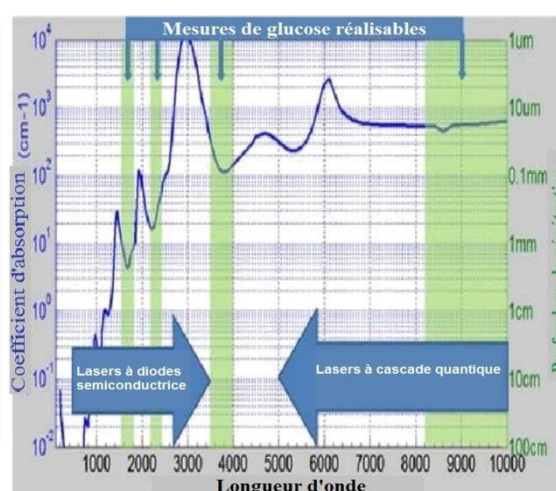


Figure 20-b

Figure 20: Spectre d'absorption du glucose [19]

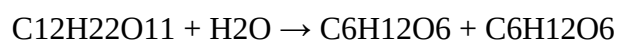
Il est observé dans la Figure 21 que l'absorption du glucose, mesurée en absorbance (unité U.A - Unité d'Absorbance, sans unité), présente un pic maximal aux longueurs d'onde de 1440 nm et 2270 nm. Cependant, à 1440 nm, l'absorption de l'infrarouge due à l'eau est également élevée. Il est donc difficile de distinguer les caractéristiques du glucose à 1440 nm. C'est pourquoi la longueur d'onde de 2270 nm est préférée.

Il est également observé que le coefficient d'absorption dépend de la longueur d'onde pour un matériau spécifique. Ici, la valeur du coefficient d'absorption est élevée dans la plage de 2000 à 3000 nm. La plage faisable pour mesurer le taux de glucose dans le sang se situe dans la région verte. Comme le coût de l'appareil est également un facteur important, les diodes à semi-conducteurs sont moins coûteuses que les lasers à cascade quantique. C'est pourquoi la plage de 1440 nm à environ 4000 nm serait faisable pour la mesure. [19]

2.3. Préparation du Glucose

2.3.1. À partir du sucre de canne (saccharose)

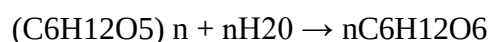
Lorsque le mélange d'acide chlorhydrique dilué (HCl) ou d'acide sulfurique (H₂SO₄) est porté à ébullition avec du sucre de canne (ou saccharose), cela entraîne la formation de glucose et de fructose. Cependant, les deux sont produits en quantités égales.[1]



(Sucre de canne) (Glucose) (Fructose)

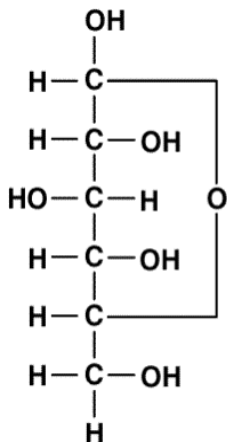
2.3.2. À partir de l'Amidon

L'hydrolyse de l'amidon en le faisant bouillir avec de l'acide sulfurique dilué (H₂SO₄) à 393 K entraîne également la production de glucose.[1]

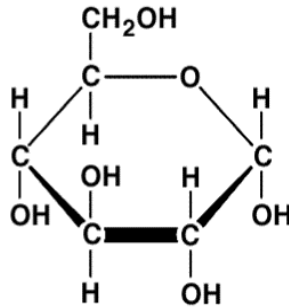


2.4. Différentes Structures du Glucose

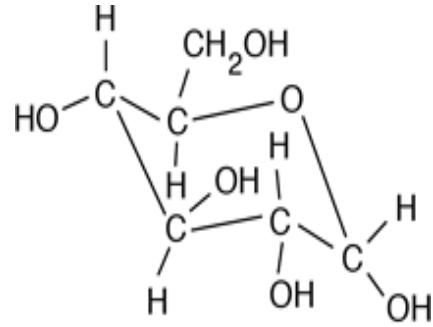
Voici les trois différentes structures du glucose, à savoir : la projection de Haworth, la forme de chaise et la projection de Fischer. [1]



La projection de Haworth



La forme de chaise



La projection de Fischer

Figure 21: Structures du Glucose [1]

Cela les différentes méthodes non invasives:

2.4.1. Techniques Optiques pour la Surveillance Non Invasive de la Glycémie (NIBGM)

Lorsque la lumière traverse la peau, elle est soumise à divers phénomènes comme la réflexion, la diffusion et l'absorption. Elle est partiellement réfléchiée par le stratum corneum, partiellement absorbée par les couches cutanées, et le reste est diffusé et dispersé dans différentes directions. La Figure 22 illustre cette interaction entre la lumière et la peau.[19]

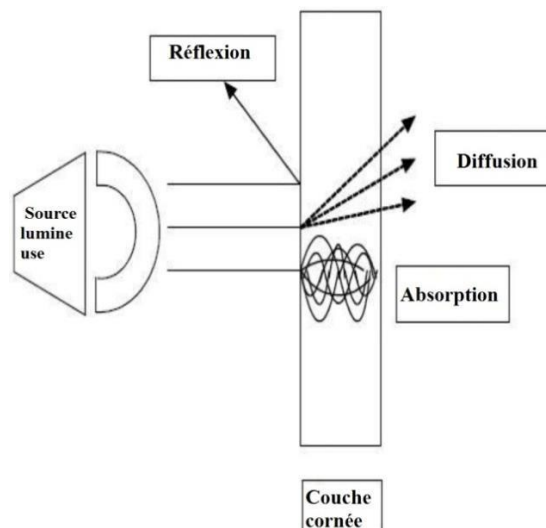


Figure 22: Interaction de la lumière avec la peau [23]

Ces propriétés optiques de la lumière sont précieuses pour détecter le taux de glucose dans le sang. La spectroscopie permet d'analyser les propriétés optiques de la lumière à différentes

CHAPITRE 02 : Les techniques d'estimation du glucose dans le sang

longueurs d'onde. Elle est également utile pour identifier les composants d'un matériau et leur concentration, car chaque composant possède des caractéristiques spectrales distinctes. Les capteurs utilisant le principe de la spectroscopie peuvent ainsi être classés en fonction des propriétés optiques de la lumière employées.[19]

2.4.2. Spectroscopie Infrarouge Proche (NIR)

La spectroscopie proche infrarouge basée sur le principe de la photométrie par absorption et transmission, comme le montre la Figure 23. Les fluctuations de la concentration de glucose dans le sang influencent la quantité de lumière absorbée par la peau. Dans cette technique, on utilise une lumière dans la gamme du proche infrarouge (750 à 2000 nm). Cette lumière traverse le stratum corneum et permet de mesurer l'absorption dans les tissus profonds, entre 1 mm et 100 mm de profondeur, en fonction de la concentration de glucose dans le sang.[19]

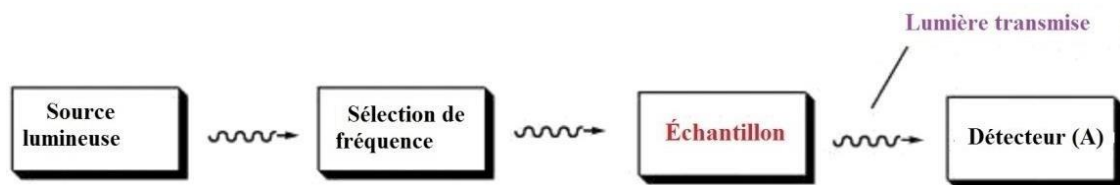


Figure 23: Principe de la spectroscopie infrarouge.[19]

➤ Les avantages :

1. Utilise des matériaux à faible coût.
2. L'intensité du signal est proportionnelle à la concentration.
3. Transparence de l'eau dans la bande infrarouge proche.
4. Aucune ou très peu de préparation d'échantillon est nécessaire.[1]

➤ Les inconvénients :

1. Des lectures erronées peuvent être obtenues en raison de la distribution non homogène (ou hétérogène) de l'échantillon de glucose.
2. Pour obtenir des résultats précis, la concentration de glucose requise est faible.
3. Problèmes de sélectivité pour la détermination du glucose.[1]

➤ Dispositif de surveillance du glucose basé sur la spectroscopie NIR

L'instrument Glove et CnogaMedical ont développé un dispositif de surveillance du glucose basé sur le principe du proche infrarouge, comme illustré aux Figures 24 et 25.[19]



Figure 24: CnogaMedical [19]

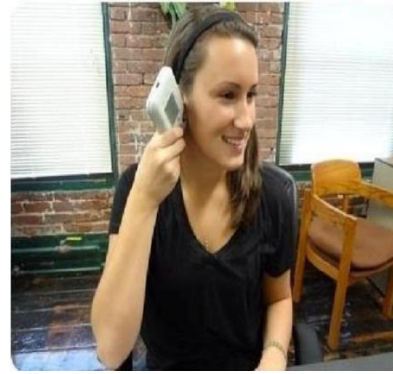


Figure 25: Glove Instrument [19]

2.4.3. Spectroscopie Infrarouge Moyen(MIR)

La spectroscopie en moyen infrarouge utilise une lumière de la gamme moyenne infrarouge (2500-10000 nm) et repose sur le même principe que la spectroscopie proche infrarouge. Les variations de la concentration de glucose dans le sang entraînent des modifications dans l'absorption de la lumière en moyen infrarouge.[19]

➤ Les avantages :

1. L'effet de diffusion est réduit, tandis que l'absorption est plus élevée par rapport à la spectroscopie NIR, en raison de la longueur d'onde plus grande.
2. La spectroscopie MIR offre un pic de réponse plus précis pour les composés biologiques que la NIR.[19]

➤ Les inconvénients :

1. La pénétration de l'infrarouge moyen dans la peau est très faible.
2. L'eau absorbe davantage l'infrarouge moyen que le glucose dans le sang, ce qui limite l'efficacité de la mesure.[19]

2.4.4. Spectroscopie Raman

La diffusion Raman se produit lorsqu'un rayonnement monochromatique traverse un milieu optiquement transparent. Lorsqu'il atteint une cible, ce rayonnement est diffusé dans toutes les directions. La majorité de cette lumière diffusée conserve la même longueur d'onde que le rayonnement incident, ce qui correspond à une diffusion élastique (ou diffusion Rayleigh). Cependant, une petite partie de cette lumière diffusée présente une longueur d'onde différente de celle du rayonnement d'origine : c'est la diffusion Raman. La différence de longueur d'onde entre le rayonnement diffusé et le rayonnement monochromatique initial est appelée « décalage Raman » et représente la différence entre les états énergétique initial et final des molécules.

CHAPITRE 02 : Les techniques d'estimation du glucose dans le sang

Dans le cas des molécules de glucose, les modes de vibration les plus caractéristiques concernent les bandes C-H, C-O et C-C, centrées respectivement autour de 2900, 800 et 1300 cm^{-1} . [25]

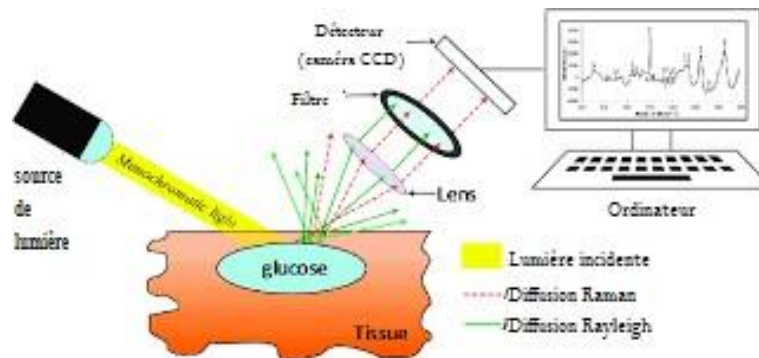


Figure 26: Représentation de la Spectroscopie Raman [1]

➤ Les avantages :

1. Peut être réalisée sur n'importe quelle surface.
2. Elle offre une grande spécificité.
3. Elle est moins sensible aux changements d'eau et de température. [1]

➤ Inconvénients :

1. Elle est sujette à des interférences provenant d'autres molécules.
2. Le processus de collecte prend beaucoup de temps.
3. Elle présente un faible rapport signal/bruit(SNR).[1]

➤ Dispositif de surveillance de la glycémie basé sur la spectroscopie Raman

C8 MediSensor a été développé et repose sur le principe de la spectroscopie Raman, comme montré dans la Figure 27. [1]



Figure 27: C8MediSensor utilisant la spectroscopie Raman [26]

2.4.5. Spectroscopie par occlusion

La spectroscopie par occlusion repose sur le principe de diffusion de la lumière. Lorsque le taux de glucose augmente, le coefficient de diffusion de la lumière diminue tandis que la transmission de la lumière augmente, comme le montre la Figure 28. Cette méthode est

CHAPITRE 02 : Les techniques d'estimation du glucose dans le sang

utilisée après l'agrégation des érythrocytes (globules rouges chez l'humain, de forme biconcave et sans noyau), provoquée par l'application de pression sur la peau. Un premier signal est enregistré sans pression, puis combiné au signal d'occlusion (obtenu après application de la pression) pour calculer la concentration de glucose.[19]

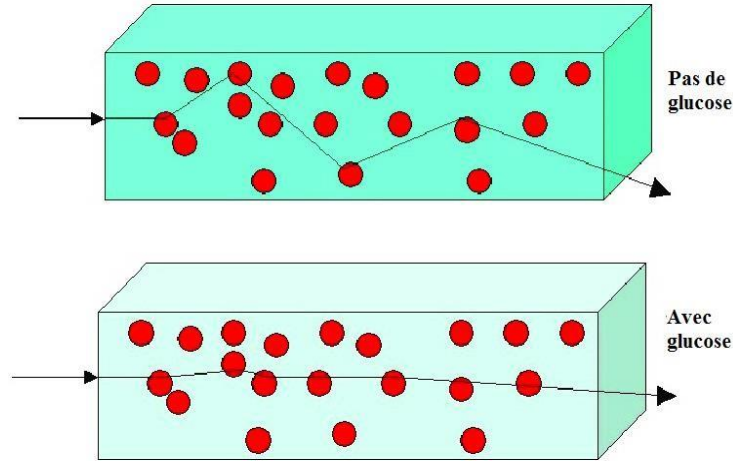


Figure 28: Spectroscopie par occlusion [19]

➤ Les avantages :

1. Il mesure le taux de glucose dans le sang artériel.
2. Surveillance continue.[19]

➤ Les inconvénients :

1. L'agrégation antérieure des érythrocytes et le dépôt de graisse interfèrent considérablement avec la mesure du glucose. [19]

➤ Dispositif de surveillance de la glycémie basé sur la spectroscopie par occlusion

L'OrSense NBM-200G est un dispositif de surveillance de la glycémie basé sur la spectroscopie par occlusion, illustré à la Figure 29. [5]



Figure 29: OrSense NBM-200G utilisant la spectroscopie par occlusion. [5]

2.4.6. Tomographie par cohérence optique

La tomographie par cohérence optique a été initialement développée pour l'imagerie tomographique de l'œil. Elle utilise une source laser de faible puissance, un interféromètre et un photodétecteur pour mesurer le signal interférométrique, comme illustré à la Figure 30.[5]

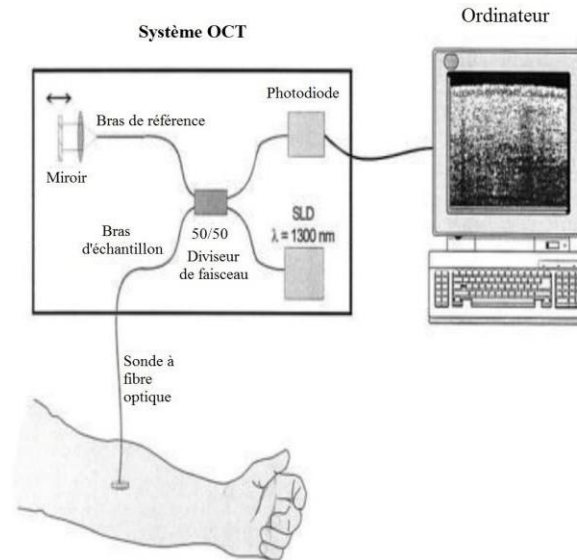


Figure 30: Tomographie par cohérence optique. [5]

Il utilise une lumière à faible cohérence où les photons émis sont synchronisés dans le temps et dans l'espace. La peau est irradiée avec une lumière à faible cohérence. Les radiations sont ensuite diffusées par le tissu et se combinent avec la lumière renvoyée par le bras de référence, ce qui entraîne un signal interférométrique qui est ensuite détecté par un photodétecteur.

Avec l'augmentation de la concentration de glucose dans le liquide interstitiel, l'indice de réfraction du glucose augmente également. Cela créera un décalage entre les indices de référence et d'échantillon, permettant ainsi de mesurer la concentration de glucose dans le corps humain.[5]

➤ Les avantages

1. Rapport signal sur bruit élevé, car le signal interférométrique ne peut être formé qu'au sein de la source de cohérence.
2. Haute résolution et bonne pénétration grâce aux sources de cohérence.

➤ Les inconvénients

1. L'effet de la température de la peau a un impact très important sur la mesure à des degrés plus élevés, ce qui entraîne des inexactitudes.
2. Il est très sensible au mouvement des individus.[5]

CHAPITRE 02 : Les techniques d'estimation du glucose dans le sang

➤ Dispositif de surveillance de la glycémie basé sur la tomographie par cohérence optique

Le dispositif de surveillance de la glycémie Sentris-100 est basé sur la technologie de la tomographie par cohérence optique, comme illustré à la Figure 31. [5]



Figure 31: Sentris-100 utilisant la tomographie optique

2.4.7. Fluorescence

Cette technologie repose sur l'utilisation de fluorophores. [4] Certains fluorophores se lient très bien aux molécules de glucose. Cependant, en raison de problèmes tels que la faible sélectivité, l'irréversibilité et les interférences, il est nécessaire d'utiliser des récepteurs (qui se lient au glucose plus efficacement). Quelques exemples de récepteurs incluent : les points quantiques, les dérivés de l'acide boronique, les protéines de liaison au glucose, les nanotubes de carbone (CNT), etc. Il existe de nombreuses techniques, mais la technique FRET a suscité beaucoup d'attention. FRET signifie « transfert d'énergie par résonance de fluorescence ». Dans le cas du glucose, lorsque le glucose se lie à la molécule accepteur, le lien entre l'accepteur et le donneur est rompu. Cela entraîne une diminution du partage des électrons et une augmentation de la fluorescence.

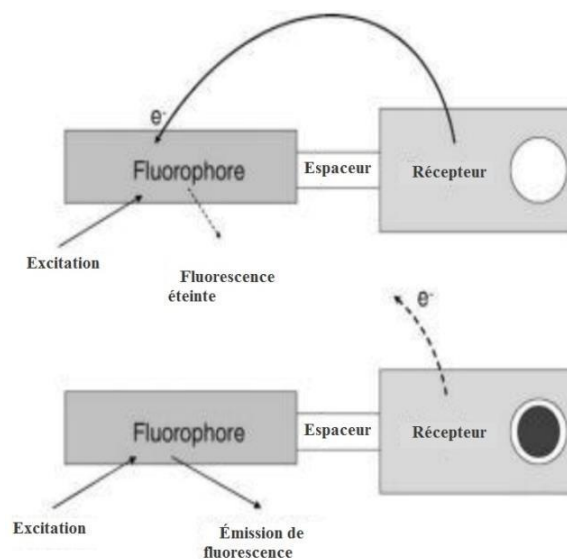


Figure 32: Principe de la spectroscopie de fluorescence [5]

CHAPITRE 02 : Les techniques d'estimation du glucose dans le sang

➤ Les avantages :

1. Très sensible, même pour de petites concentrations de glucose.
2. Comme les molécules possèdent des propriétés optiques uniques, cette technique a une haute spécificité.
3. Elle est insensible à la diffusion de la lumière.
4. La concentration de l'analyte peut être mesurée en fonction de l'intensité de la fluorescence.

➤ Les inconvénients :

1. Elle est sujette à des interférences dues aux niveaux d'oxygène.
2. Durée de vie de la fluorescence plus courte.
3. Sensible à l'auto-fluorescence.

➤ Dispositif de surveillance de la glycémie basé sur la technologie de fluorescence

Le SCOUT DS est un dispositif basé sur la technologie de fluorescence, comme illustré à la Figure 33. Il a été inventé en 2011 et a reçu l'approbation de Santé Canada pour une distribution commerciale.[5]



Figure 33: Transfert d'électrons induit par la lumière [27]

2.4.8. Polarimétrie optique

Les molécules chirales sont des molécules asymétriques dont la structure et l'image miroir ne sont pas superposables. En général, les composés chiraux sont optiquement actifs. Le glucose est un exemple de composé chiral, sur lequel repose le fonctionnement de la polarimétrie optique.

Lorsque la lumière polarisée, dont toutes les ondes oscillent dans le même plan, traverse une solution contenant des molécules chirales, le plan de polarisation est tourné d'un certain angle, qui dépend de la concentration de la molécule chirale, le glucose dans ce cas, comme illustré à la Figure 34.

CHAPITRE 02 : Les techniques d'estimation du glucose dans le sang

Sur cette base, le taux de glucose peut être mesuré en faisant passer la lumière polarisée dans l'humeur aqueuse, comme les larmes. Pour cette raison, l'œil est le site privilégié [27].

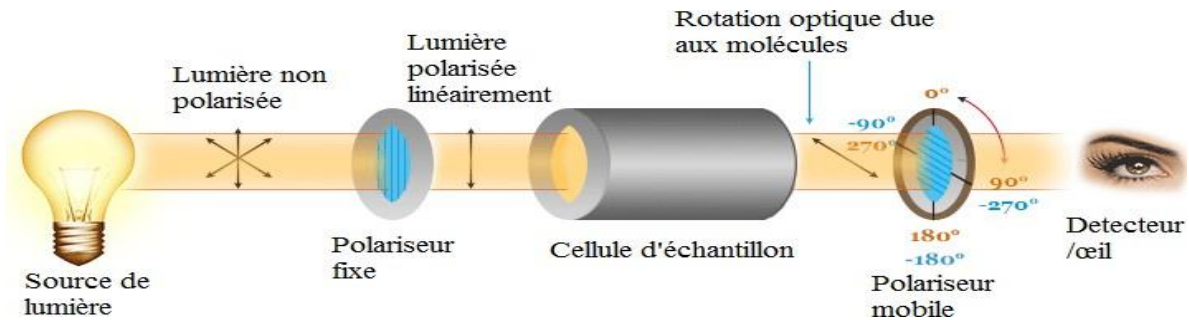


Figure 34: Polarimétrie optique

➤ Les avantages :

1. Les effets d'absorption et de diffusion de la lumière dans l'œil sont minimaux, car il n'y a pas de grosses protéines dans l'humeur aqueuse, et le principal composant est le glucose.
2. Cette technique utilise la lumière visible, et les éléments peuvent être facilement miniaturisés.

➤ Les inconvénients :

1. La peau ne peut pas être utilisée pour la surveillance du glucose en raison de l'effet de diffusion.
2. Le mouvement oculaire constitue une source d'erreur majeure.
3. La présence d'albumine et de cholestérol compromet la spécificité de cette méthode.[5]

➤ Dispositif de surveillance de la glycémie utilisant la polarimétrie optique

À ce jour, un dispositif performant basé sur cette technologie n'a pas encore été conçu. Des chercheurs ont mené des expériences sur les yeux de lapins en utilisant une double longueur d'onde, comme indiqué à la Figure 35. [28]



Figure 35: Expérience sur la polarimétrie optique [28]

2.4.9. Spectroscopie photoacoustique (NIBGM)

La spectroscopie photo acoustique pour la NIBGM repose sur le principe que lorsqu'une source d'énergie expose la peau, cela provoque une expansion thermique. En raison de cette expansion thermique, des ondes acoustiques sont libérées. Ces ondes acoustiques sont généralement mesurées en termes de pression. En d'autres termes, lorsque la peau est irradiée par une source d'énergie, elle génère une onde de pression qui dépend de la densité.

Avec l'augmentation de la concentration de glucose dans le corps, la densité du milieu (le sang) augmente également. Cette augmentation de la densité modifie la pression générée par la source d'énergie, permettant ainsi de mesurer le taux de glucose dans le corps humain. Le mécanisme global est illustré dans la Figure 36-dessous.[5]

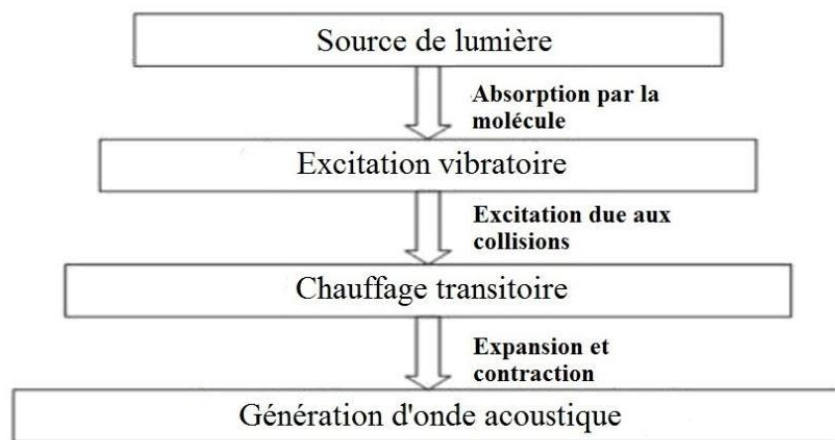


Figure 36: Spectroscopie photoacoustique [5]

➤ Les avantages :

1. La sensibilité est plus élevée que dans d'autres types de spectroscopie pour la détermination du glucose, car la réponse photo acoustique du sang est meilleure que celle de l'eau.

➤ Les inconvénients :

2. Sensible aux variations de température.
3. L'instrument est coûteux.

➤ Dispositif de surveillance de la glycémie basé sur la technologie photo acoustique

Un dispositif nommé Aprise a été développé, basé sur le principe de la spectroscopie photo acoustique, comme illustré à la Figure37.[5]



Figure 37: Dispositif de surveillance de la glycémie Aprise [29]

2.4.10. Technique électromagnétique pour la surveillance de la glycémie (NIBGM)

Cette technique évalue les propriétés diélectriques du sang en utilisant un couplage électromagnétique entre des inducteurs enroulés autour du milieu. Une tension à une fréquence particulière est appliquée à l'un des deux inducteurs, et un signal dû au couplage électromagnétique est produit dans l'autre inducteur. Le mécanisme est illustré dans la Figure 38 ci-dessous.[5]

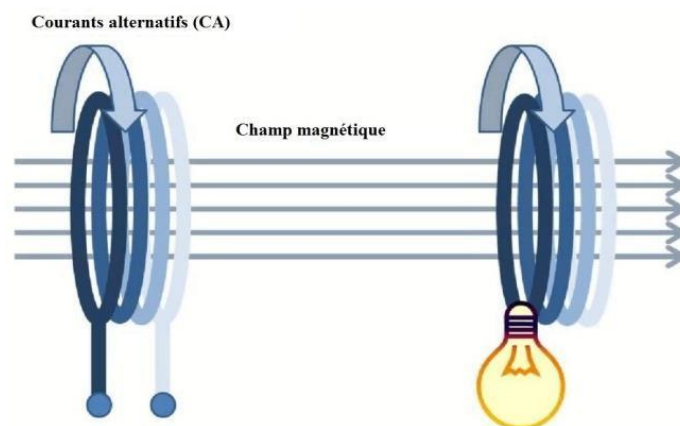


Figure 38: Couplage électromagnétique entre deux inducteurs[30]

Avec la variation de la concentration de glucose, les paramètres diélectriques changeront également. Cela entraîne une modification des signaux de couplage électromagnétique. Par conséquent, la valeur du taux de glucose peut être mesurée [5].

➤ Les avantages

1. Cela minimise l'effet du cholestérol.
2. Sans danger pour le corps humain.

➤ Les inconvénients :

1. L'effet de la température sur la mesure est très important.
2. Les propriétés diélectriques du sang dépendent d'autres composants du sang, pas uniquement du glucose. Cela entraîne des inexactitudes dans la mesure.

CHAPITRE 02 : Les techniques d'estimation du glucose dans le sang

➤ Dispositif de surveillance de la glycémie basé sur la technique électromagnétique

Glucoband est le dispositif de mesure de la glycémie basé sur le principe du couplage électromagnétique. Il est illustré à la Figure 39. [5]



Figure 39: Gluco band utilisant la détection électromagnétique [31]

2.4.11. Spectroscopie de bio-impédance pour la surveillance de glycémie (NIBGM)

La spectroscopie d'impédance repose sur la mesure de la résistance d'un milieu après l'application d'un courant électrique. Le spectre dans la spectroscopie d'impédance est mesuré dans une plage de fréquences allant de 0,1 à 100 [32]. Cela est illustré à la Figure 40.

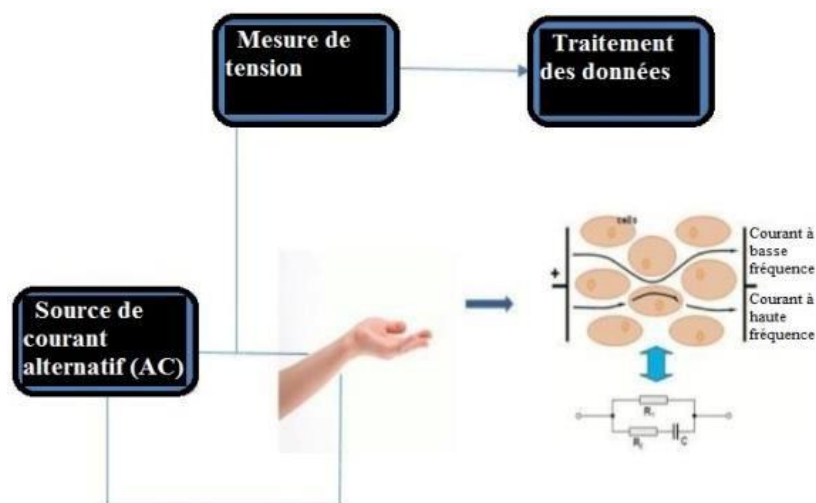


Figure 40: Spectroscopie de bio-impédance [5]

➤ Les avantages

1. Il n'a pas besoin de modèle de calibration dérivé statiquement.
2. Facile à utiliser.

➤ Les inconvénients :

1. L'effet de la teneur en eau dans le corps est élevé.
2. Il nécessite un long temps pour le processus d'équilibre.

CHAPITRE 02 : Les techniques d'estimation du glucose dans le sang

➤ Dispositif de surveillance du glucose basé sur la spectroscopie d'impédance biologique

BiosensorInc (technologie des biosenseurs).a développé un dispositif basé sur le principe ci-dessus et est en cours de développement. Il est visible dans la Figure 41. [5]



Figure 41: technologie Biosensor [5]

2.4.12. Les lentilles de contact intelligentes

L'entreprise responsable du développement des lentilles de contact intelligentes, conçues pour mesurer le taux de glycémie des personnes diabétiques, a annoncé l'arrêt du projet le 16 novembre 2018. Ce programme, lancé en 2014, est désormais abandonné. Verily, une filiale d'Alphabet (la maison mère de Google) spécialisée dans la santé, a indiqué que ces lentilles, qui devaient mesurer la glycémie dans les larmes à l'aide de capteurs, ne seront finalement pas commercialisées.



Figure 42: Les lentilles de contact mesurant la glycémie

2.4.13. Approche Multisensorielle pour la Surveillance Non Invasive du Glucose (NIBGM)

Contrairement à la surveillance invasive du glucose, les méthodes non invasives rencontrent souvent des problèmes d'inexactitude. Plusieurs facteurs contribuent à ces limitations dans la surveillance non invasive du glucose. Pour remédier à ce problème, l'approche multisensorielle a été considérée ces dernières années. Cette approche consiste à combiner certaines des techniques non invasives de surveillance du glucose mentionnées précédemment, afin d'améliorer la sensibilité et la spécificité des mesures.

Certaines caractéristiques peuvent influencer la mesure du niveau de glucose, telles que :

- Les facteurs environnementaux comme la température et l'humidité.
- L'impact de l'eau ou d'autres composés biologiques.

Comme discuté précédemment, il est clair que chaque technique présente ses propres avantages et inconvénients. En intégrant ces techniques dans une approche multisensorielle, il est possible de surmonter les problèmes évoqués. De plus, un facteur clé pour garantir l'exactitude est le modèle de calibration utilisant différentes analyses de régression.[5]

➤ Capteurs basés sur l'Approche Multisensorielle

Glucotrack est un dispositif de surveillance du glucose non invasif qui repose sur l'approche multisensorielle. Développé par Integrity Applications, GlucoTrack utilise trois technologies : la spectroscopie photoacoustique, la détection électromagnétique et la technologie d'émission thermique. Cette technologie est présentée à la Figure 43. [5]



Figure 43: GlucoTrack basé sur l'approche Multisensorielle

La société Amaral et ses collaborateurs ont développé un prototype basé sur la spectroscopie proche infrarouge et la spectroscopie infrarouge moyen.[33]

La société médicale suisse, Solianis Monitoring AG, a également développé un dispositif basé sur la spectroscopie proche infrarouge, ainsi que plusieurs autres capteurs intégrés dans le même substrat pour connaître l'effet de la température, de la pression et de l'humidité.[34]

2.4.14. Techniques de mesure par PPG

Le PPG est une technique optique non invasive qui mesure les variations du volume sanguin en fonction des variations de l'intensité de la lumière qui traverse ou est réfléchiée par les organes humains. Le signal PPG est collecté à partir d'un capteur de doigt qui utilise une photodiode comme capteur optique pour capturer la lumière d'une LED infrarouge, comme illustré dans la Figure 44.[35]

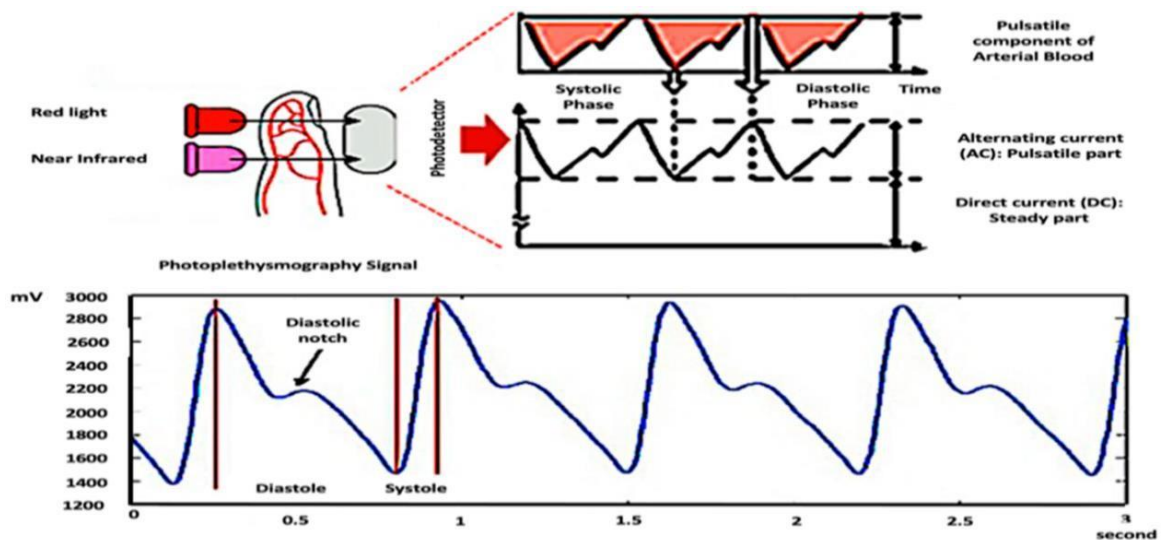


Figure 44: Techniques de mesure par PPG [71]

Les signaux PPG contiennent de nombreuses informations sur le sang. Le signal PPG peut être exploré pour évaluer les signes vitaux tels que la pression artérielle, le débit cardiaque, la respiration et la présence de diabète. Un PPG peut facilement capturer des battements cardiaques en série, permettant ainsi de mesurer non seulement la fréquence cardiaque (FC), mais également la variabilité de la fréquence cardiaque (HRV). Le signal de variabilité de la fréquence cardiaque est calculé à partir de l'électrocardiogramme (ECG) de l'intervalle R-R. En revanche, le calcul du signal de variabilité de la fréquence cardiaque à partir du signal PPG utilise l'intervalle entre les battements (IBI) ou l'intervalle entre les battements (PPI), comme le montre la Figure 45. La variabilité de la fréquence cardiaque mesure la durée qui varie entre les battements cardiaques successifs. [71]

CHAPITRE 02 : Les techniques d'estimation du glucose dans le sang

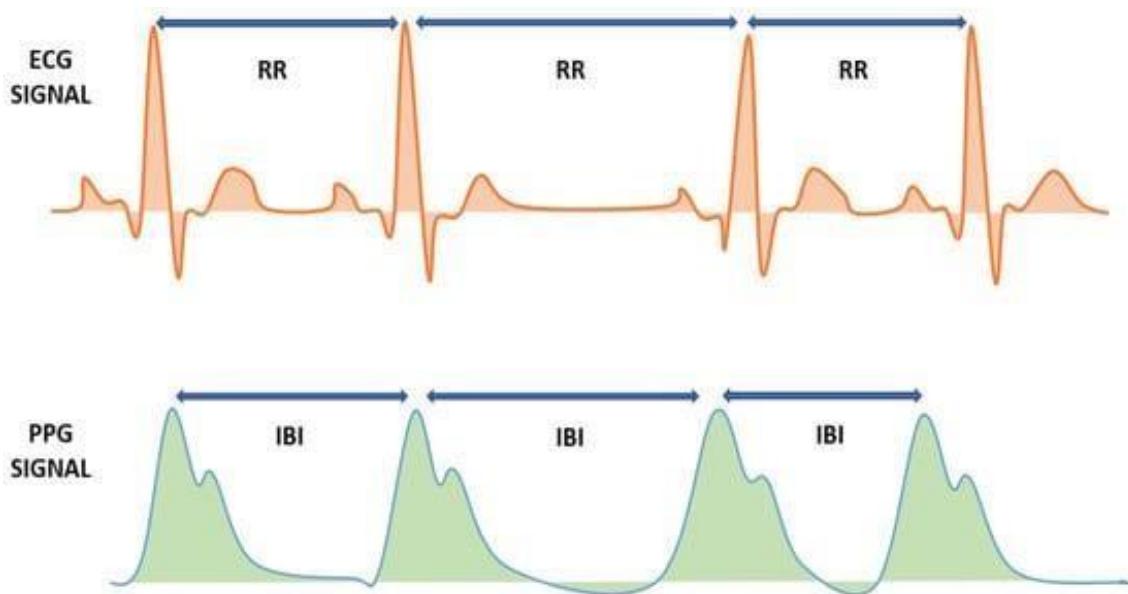


Figure 45: Calcul de la VRC à l'aide des signaux ECG et PPG [71]

Des études antérieures ont identifié plusieurs associations entre le VRC et la glycémie (BGL). Ces associations n'ont été trouvées que dans le diabète de type 2 (DT2). Pendant ce temps, le BGL pour le diabète de type 1 (DT1) n'est pas associé de manière significative aux paramètres HRV. L'activité sympathique et parasympathique est diminuée en raison des effets délétères du métabolisme du glucose. Il peut être surveillé via la morphologie PPG en calculant le HRV. Il reste encore beaucoup de choses inexplorées sur la morphologie du PPG. La morphologie du PPG montre un schéma différent entre les sujets sains et diabétiques du même âge dans trois groupes d'âge différents. [Alors que les sujets sains ont une forme légèrement allongée dans la phase diastolique, les sujets diabétiques ont généralement une onde de signal PPG en forme de cloche sans pic secondaire. L'athérosclérose est causée par le diabète. L'indice de rigidité (SI) est un marqueur standard de la rigidité artérielle importante. La valeur SI est calculée comme la taille d'une personne divisée par son temps de crête à crête (PTT), comme le montre la Figure 46. Les patients diabétiques ont une valeur SI significativement plus élevée que les patients non diabétiques. Une forte association a été observée avec la tension artérielle, l'IMC et l'âge.[71]

CHAPITRE 02 : Les techniques d'estimation du glucose dans le sang

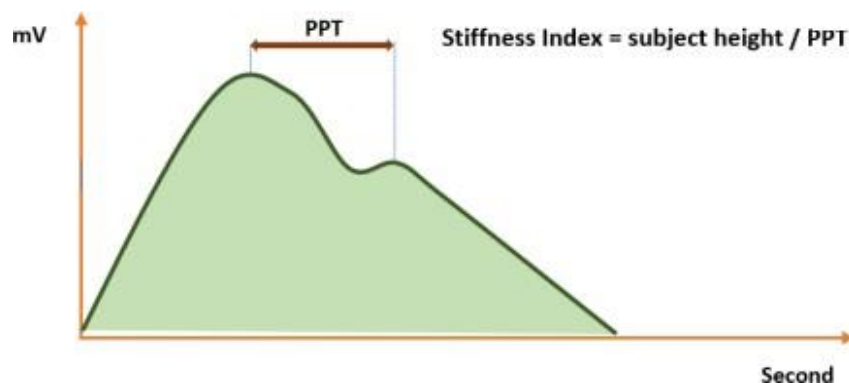


Figure 46 : Calcul de l'indice de rigidité à l'aide de la PPG [71]

Le Tableau 2 résume les valeurs expérimentales de glucose sanguin mesurées par une méthode non invasive pour quelques personnes. L'écart entre les valeurs non invasives prédites de glucose et les valeurs invasives peut être observé en calculant la variance et l'écart-type à partir du modèle de régression en ajustant la courbe. [36]

Patients	BPM	SPO2	Glucose par méthode invasive	Glucose par méthode non invasive
P1	68	97	102	104.033121
P2	82	98	123	120.387616
P3	74	98	114	116.612049
P4	61	92	110	107.499727
P5	78	98	117	118.499833
P6	99	98	131	128.410698
P7	71	98	113	115.196211
P8	76	94	102	100.769528
P9	71	97	104	105.448959
P10	78	97	106	108.752581

Tableau 2. Résultats expérimentaux pour les personnes testées [36]

La déviation des valeurs prévues non invasives de glucose par rapport aux valeurs invasives est illustrée dans la Figure 47.

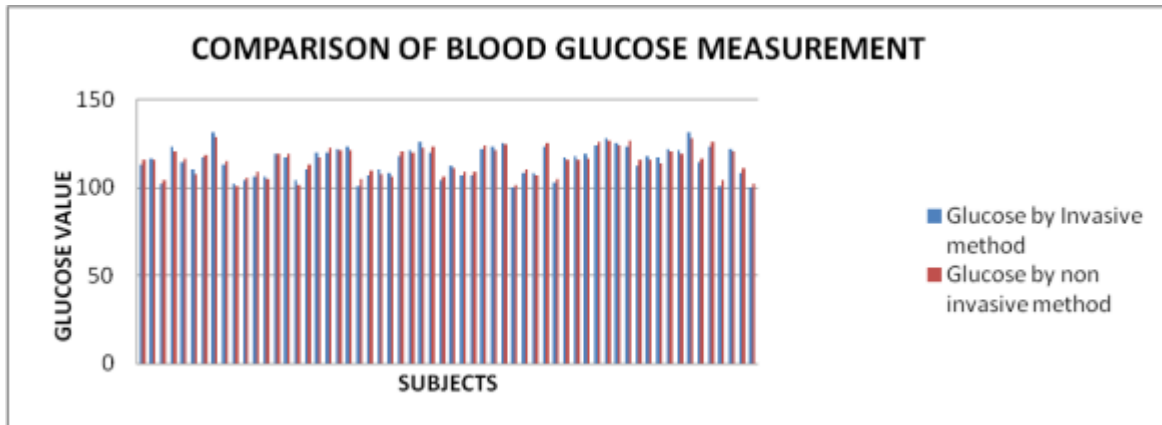


Figure 47: Comparaison des mesures de glucose sanguin [36]

2.5. Conclusion

En fin de ce chapitre, nous concluons que le diabète constitue un problème de santé largement répandu à l'échelle mondiale. Nous avons essayé de définir les différentes techniques et dispositifs déjà développés pour aider les personnes diabétiques à surveiller leur glycémie. Dans le troisième chapitre, on va entamer l'étude et la réalisation de notre dispositif non invasif.

CHAPITRE03

Méthode, résultats et discussions

CHAPITRE 03 : Résultats et interprétation

3.1. Introduction

Dans ce chapitre nous permet de montrer les résultats de notre projet, qui vise à offrir une alternative aux méthodes invasives traditionnelles. Nous avons conçu un dispositif non invasif, caractérisé par sa simplicité, sa fiabilité, son absence de douleur, son coût abordable et sa portabilité, permettant une surveillance quotidienne optimisée des niveaux de glucose.

3.2. Conception du système

Le système proposé se compose d'un capteur Max30100, d'une carte Arduino Uno et un écran OLED SSD1306, comme illustré à la Figure 48. La carte Arduino combine les signaux analogiques à faible bruit pour détecter les signaux les pouls et la fréquence cardiaque. L'appareil dispose de deux diodes électroluminescentes : l'une émet de la lumière rouge, tandis que l'autre émet de la lumière infrarouge.

Lors d'un cycle de pompage cardiaque, le flux sanguin oxygéné augmente, tandis qu'il diminue lorsque le cœur se relâche. La différence de temps entre l'augmentation et la diminution du flux sanguin oxygéné détermine la fréquence cardiaque. La lumière rouge du capteur est davantage absorbée par le sang désoxygéné et laisse passer la lumière infrarouge, tandis que la lumière infrarouge est davantage absorbée par le sang oxygéné et laisse passer la lumière rouge.

Après placement du doigt sur le capteur. Les valeurs de SPO2 (niveau d'oxygène saturé) et de BPM (battements par minute) sont prédites. Les valeurs numériques de SPO2 et de BPM obtenues sont transmises au microcontrôleur et servent d'entrées au modèle de régression polynomiale. Ce modèle de régression prédit les valeurs correspondantes de glucose et les résultats de simulations sont envoyés vers l'afficheur OLED voire Figure 49.

Les valeurs de glucose sont affichées sur l'écran OLED comme illustré à la Figure 50.

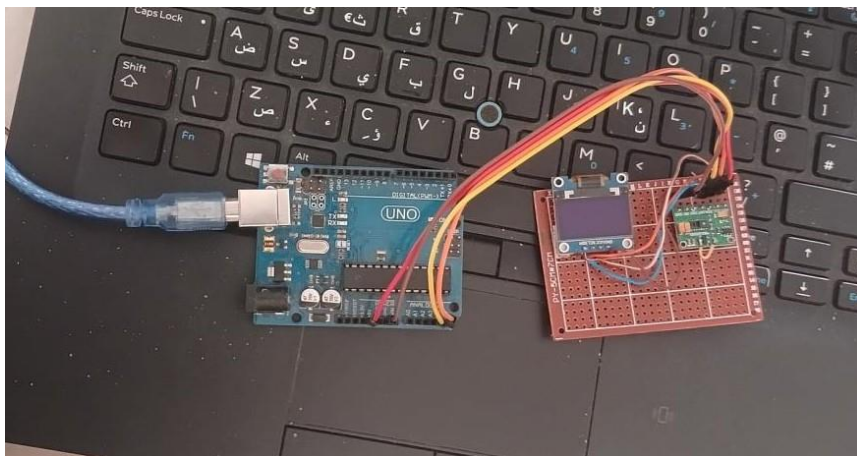


Figure 48: Le système proposé

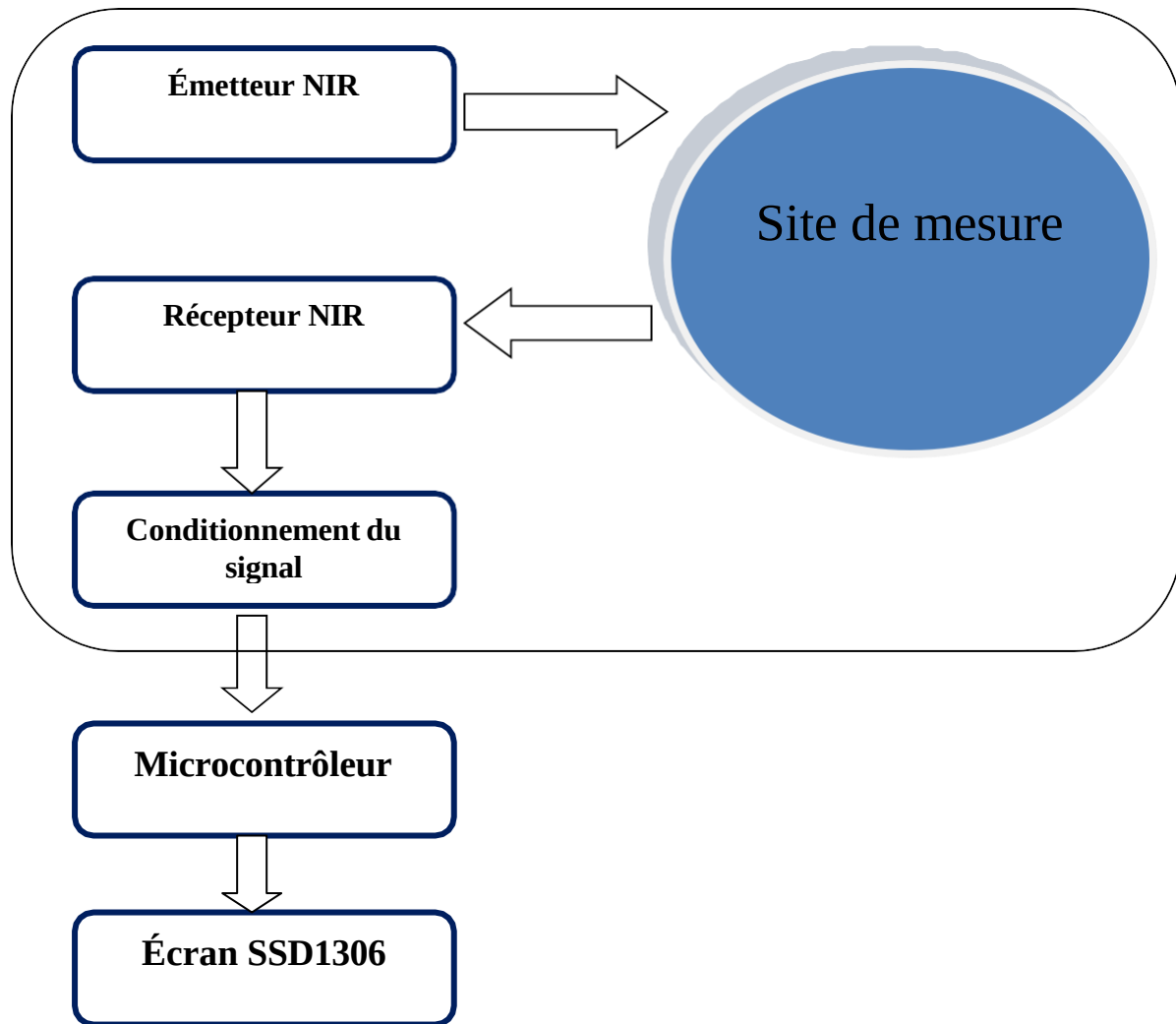


Figure 49: Schéma de principe d'acquisition du signal

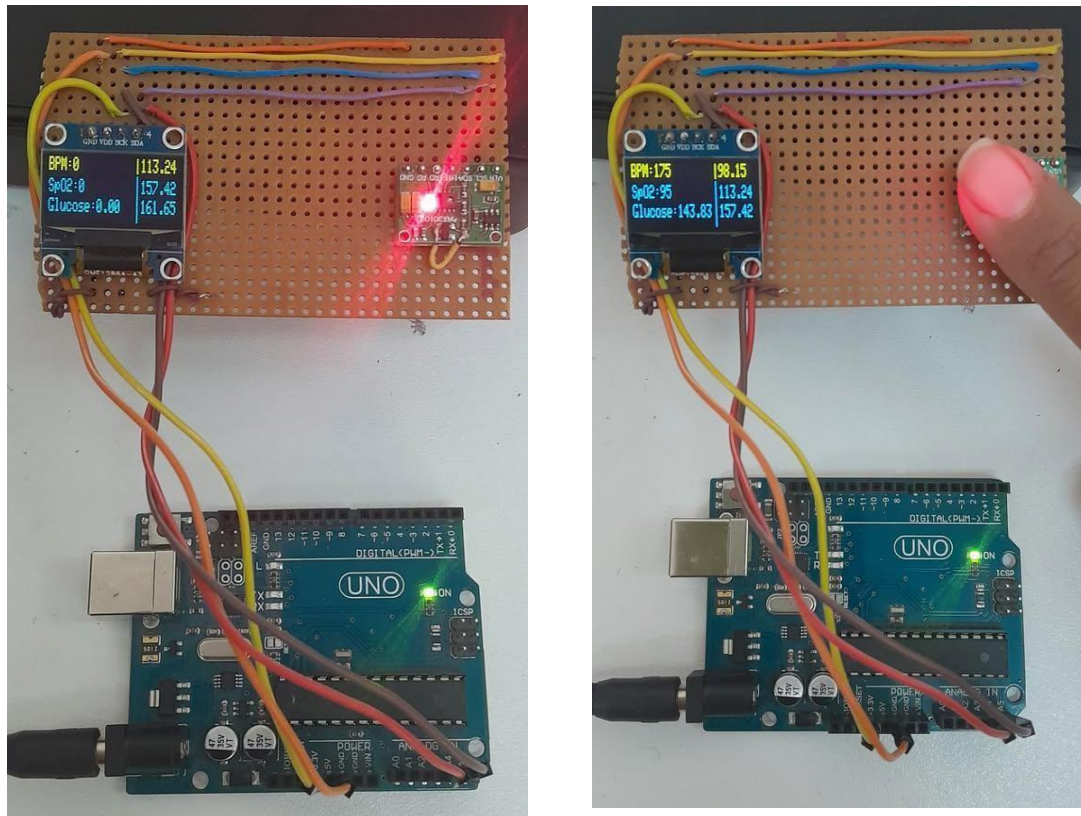


Figure 50: Tests de notre appareil

3.3. Matériels utilisés dans notre projet:

3.3.1. Le capteur de mesure (MAX30100)

Le capteur **MAX30100** est un capteur biosensoriel intégré pour mesurer la fréquence cardiaque et le taux d'oxygène dans le sang (SpO2) mais il peut également être utilisé pour des applications de mesure de glucose dans le sang, utilise deux LED (rouge et infrarouge) associées à un photodétecteur pour effectuer ses mesures, un dispositif optique et un circuit. Le MAX30100 fonctionne avec une alimentation de 1,8 V et 3,3 V pour les LED internes. La communication se fait par une interface compatible I2C standard. Le module peut être éteint via un logiciel avec un courant de veille nul, permettant aux rails d'alimentation de rester sous tension à tout moment.[37]

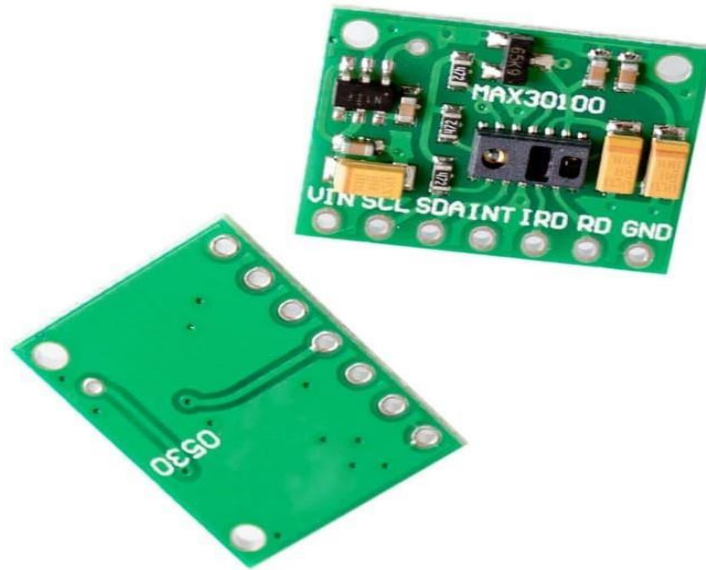


Figure 51: Le module MAX30100

3.3.2. Paramètres principaux :

- LED longueur d'onde de crête: 660nm/880nm
- Tension d'alimentation LED: 3,3V~5V
- Type de signal de détection de signal: Reflet de lumière (PPG)
- Signal de sortie de l'interface: Interface I2C
- Tension d'interface de communication: 1,8V~3,3V~5V (facultatif) [37]

3.3.3. Principe Description:

-Photodissolution méthode : La mesure du pouls et de la saturation en oxygène du sang est effectuée en utilisant les tissus humains à cause de transmittance de lumière différente lorsque le vaisseau sanguin battements.

-Source de lumière : Une longueur d'onde spécifique de Light-emitting diode sélectif pour l'oxyhémoglobine (HbO₂) et l'hémoglobine (Hb) dans le sang artériel.

-Le témoin de transmittance est converti en un signal électrique : Le changement dans le volume de la pulsation artérielle provoque la transmission de la lumière de la lumière au changement. En ce moment la lumière reflétée par le tissu humain est reçue par le capteur photoélectrique, converti en un signal électrique et amplifiée sortie.[38]

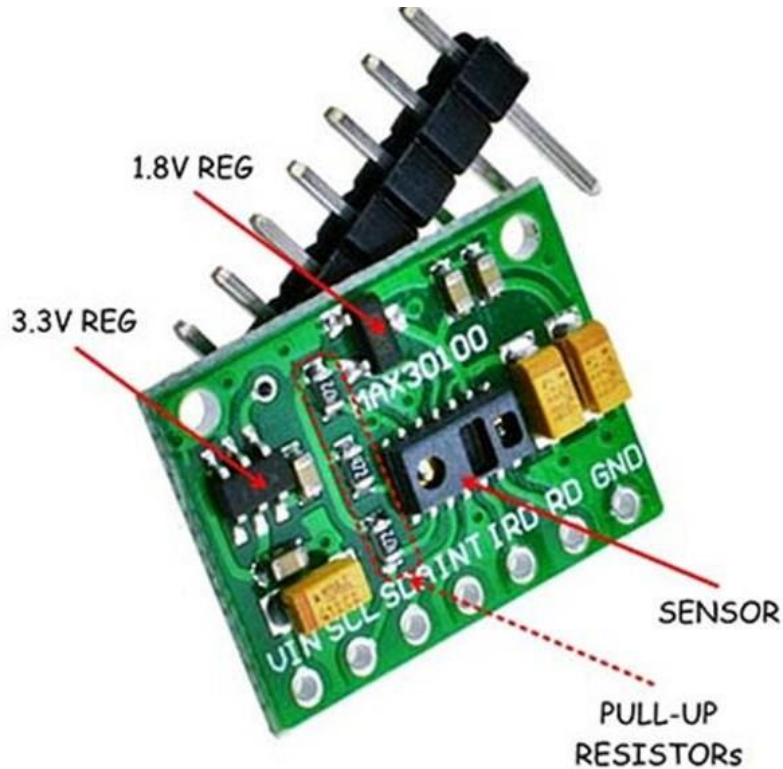


Figure 52: Les composants du module Max30100 [39]

3.3.4. Description des broches:

- VIN: Borne d'entrée de l'alimentation principale, 1,8V~5V
- Tampon de 3 bits : Sélectionne le niveau de pull-up de l'autobus, en fonction de la tension maître de la broche, sélectionne 1,8V ou 3.3V fin (cette fin contient 3.3V et plus)
- SCL : L'horloge connectée au bus I2C
- SDA : Les données connectées au bus I2C
- INT : Interrompt l'axe de la puce MAX30100
- RD : Voyant rouge la borne de masse de la puce de MAX30100, généralement non connecté LED IR
- IRD : La masse de la puce MAX30100 est généralement pas connecté
- GND : Le fil de masse [37]

Schéma simplifié du capteur MAX30100 voire **Annexe 01**

3.3.5. Fonctionnement du capteur MAX30100:

Le capteur MAX30102 fonctionne en mesurant la quantité de lumière réfléchie par le sang. Pour mesurer la fréquence cardiaque, il utilise l'absorption de la lumière infrarouge par l'hémoglobine oxygénée dans le sang artériel.

CHAPITRE 03 : Résultats et interprétation

Par contre SpO₂, c'est la mesure le rapport de la lumière infrarouge et rouge absorbée estimé la saturation d'oxygène dans le sang.[39]

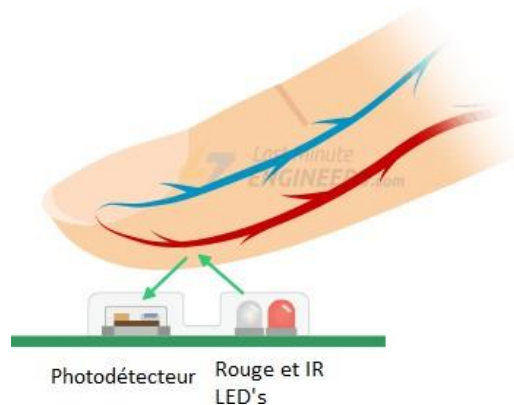


Figure 53: Fonctionnement du capteur MAX30100 [39]

3.3.6. Installation de la bibliothèque:

Pour utiliser le capteur MAX30102 avec Arduino, nous avons installé la bibliothèque SparkFun MAX3010x Pulse and Proximity Sensor Library via le Gestionnaire de bibliothèques Arduino. Cette bibliothèque facilite la communication avec le capteur et offre des fonctions pour calculer la fréquence cardiaque et la SpO₂. [39]

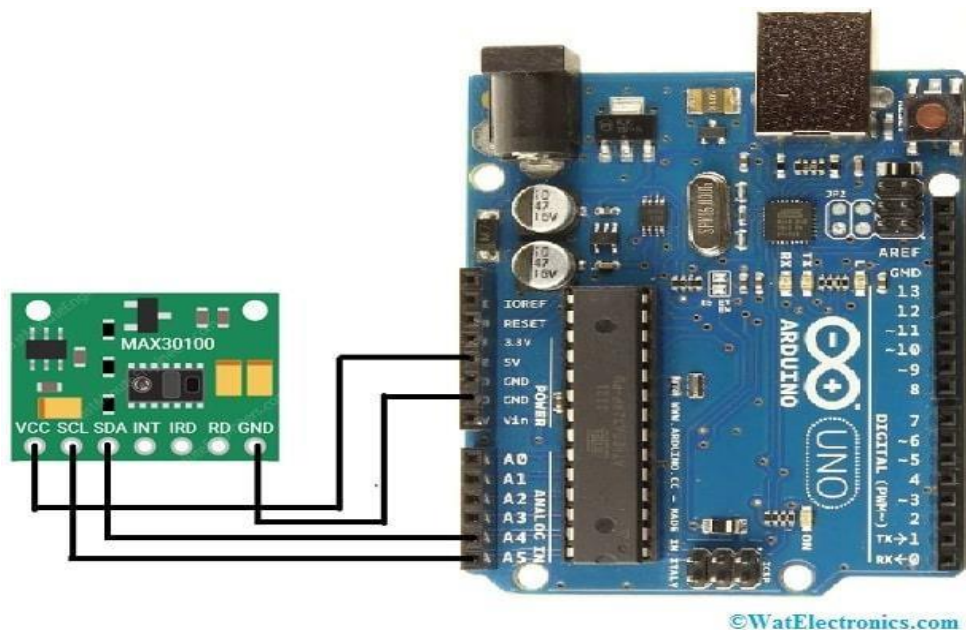


Figure 54: Schéma de brochageMax30100-Arduino

3.4. Présentation de la carte Arduino

Une carte Arduino est une petite carte électronique de 5,33 x 6,85 cm intégrant un microcontrôleur. Ce dernier permet de programmer et de commander des actionneurs en fonction des événements captés par des capteurs. La carte Arduino agit ainsi comme une interface programmable.[40]

3.4.1. Description de la carte Arduino UNO

La carte UNO, développée par la société ARDUINO, est un dispositif électronique basé sur le microcontrôleur ATMEL ATmega328. Ce dernier est un microcontrôleur 8 bits de la famille AVR, programmable en langage C/C++.[41]

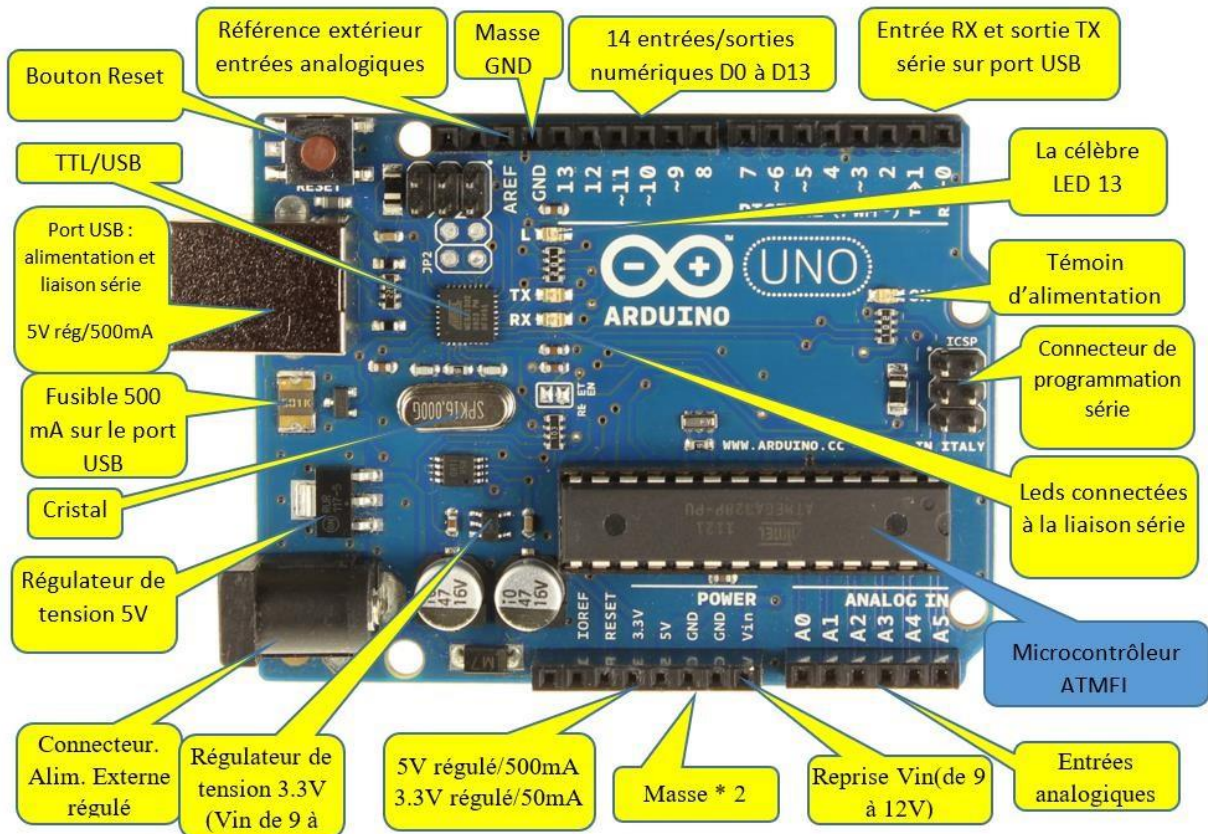


Figure 55: Carte Arduino UNO [42]

Elle est composée d'un port **Power** pour la connecter à une source d'alimentation, d'un port **USB** pour la programmation, d'un bouton **Reset** pour réinitialiser le programme, de sorties de **5** et **3,3V**, ainsi que d'une sortie **Ground** (GND). La carte dispose également de 20 broches **Digitales** et **Analogiques** pour lire et envoyer des informations. Les broches **TX** et **RX** permettent la communication avec l'ordinateur pendant le téléchargement du code. Elle peut être programmée via l'environnement **Arduino IDE** ou à l'aide de l'application **Mixly**, qui utilise la programmation par **blocs**.

Schéma simplifié de la carte Arduino UNO est sur l'Annexe 03

3.5. L'ECRAN OLED (SSD1306)

Ce dispositif OLED (diode électroluminescente organique) est un écran numérique monochrome, offrant une grande clarté et un coût abordable. Il comprend 128 segments et 64 communs.

CHAPITRE 03 : Résultats et interprétation

C'est un dispositif I2C qui n'utilise que deux broches de données, A4 et A5. Il peut être alimenté directement par l'Arduino avec du 5V et GND, tout en étant compatible avec des appareils fonctionnant. [43]

Ce module peut être programmé facilement par des fonctions contenues dans les bibliothèques Adafruit_SSD1306 et Adafruit_GFX [44].



Figure 56: Afficheur OLED

3.5.1. Installation de la bibliothèque:

Bibliothèques que nous utiliserons

Adafruit_SSD1306

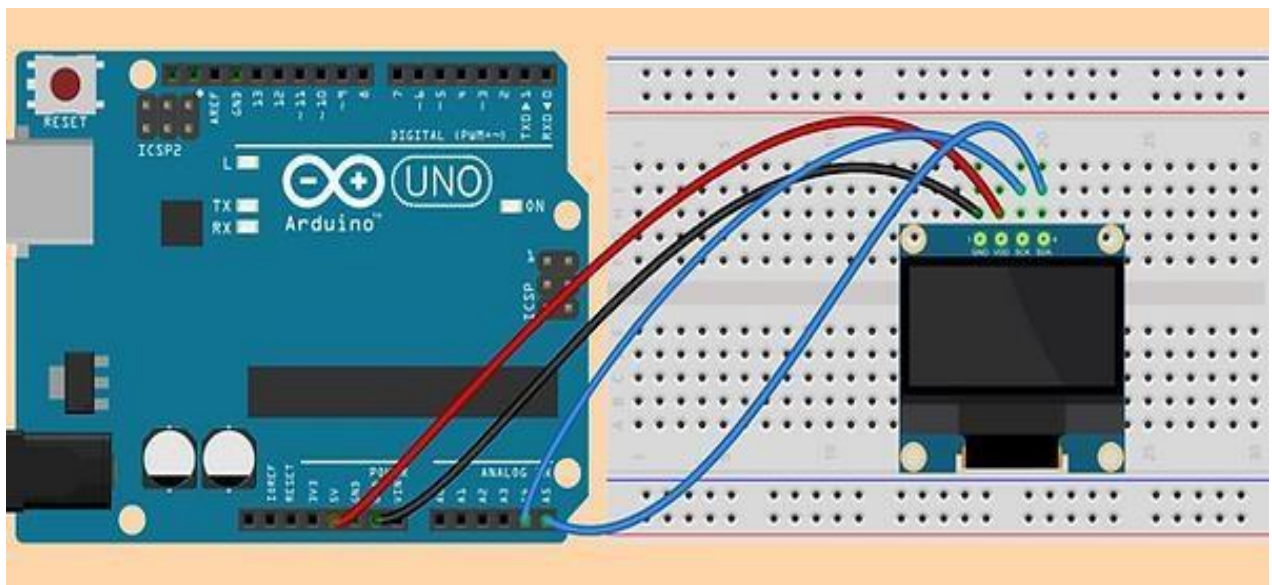


Figure 57: Schéma de brochage SSD1306 avec Arduino

3.6. Implémentation software

La mise en œuvre est illustrée dans l'organigramme de la Figure 58. Une fois l'Arduino connecté au port du PC/ordinateur, il est alimenté et prêt à lire les valeurs. Le doigt du sujet de test est placé sur le capteur qui émet la lumière.

Le code que nous avons téléverser analyse les différents échantillons reçus pendant une durée de 1000 ms et procède à les séparés en deux variables (BPM et SPO2). Ces dernières valeurs servent d'entrée pour l'algorithme du modèle obtenue a partir de [36], qui fournit des valeurs de tension numérique correspondantes pour la valeur de glucose prédite.

Niveau de glucose prédit = $16714,61 + 0,47 * \text{BPM} - 351,045 * \text{SPO2} + 1,85 * (\text{SPO2})^2$
[36]

Le code calcule le niveau de glucose et stocke les trois valeurs les plus proches dans l'EEPROM du microcontrôleur. Pour l'affichage des résultats, utilise une instruction de récupération des résultats stockés dans l'EEPROM et les envoies vers les lignes SCL et SDA qui communiquent directement avec l'afficheur.

Les valeurs de glucose de BPM et de SPO2 sont affichées sur l'écran OLED.

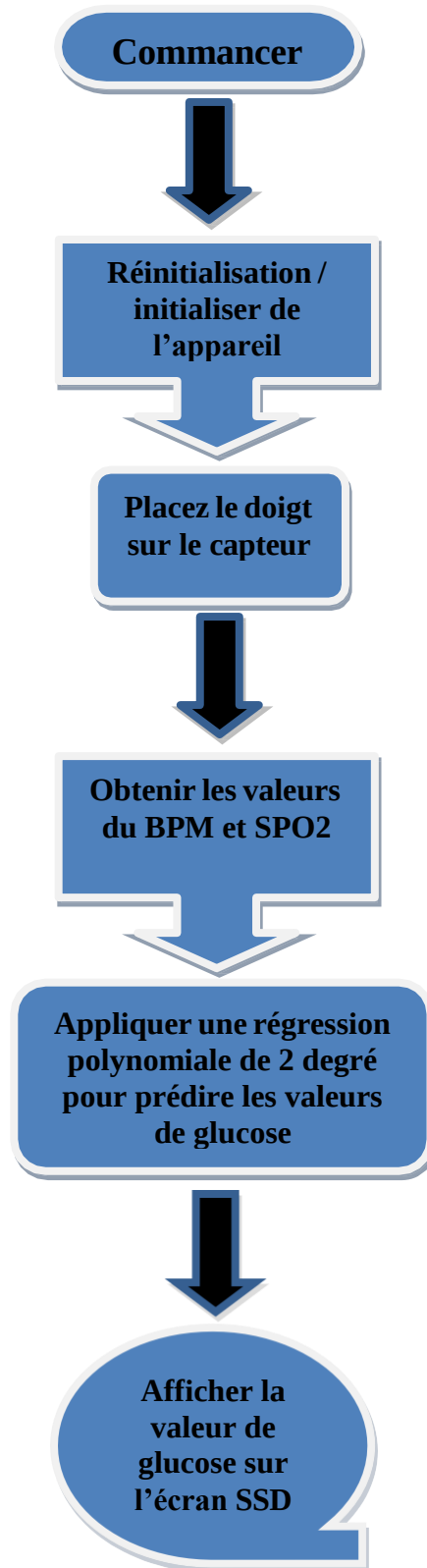


Figure 58: Organigramme de l'estimation du niveau de glucose

CHAPITRE 03 : Résultats et interprétation

3.7. L'IDE Arduino

L'environnement de programmation Arduino (EDI en français et IDE en anglais) (Environnement de Développement Intégré) est une application écrite en Java inspirée du langage Processing. L'IDE permet d'écrire, de modifier un programme et de le convertir en une série d'instructions compréhensibles pour la carte. [72]



Figure 59 : L'interface de l'IDE Arduino [72]

3.7.1. Présentation du logiciel

Une fois lancé, l'Arduino IDE va afficher la fenêtre ci-dessous.

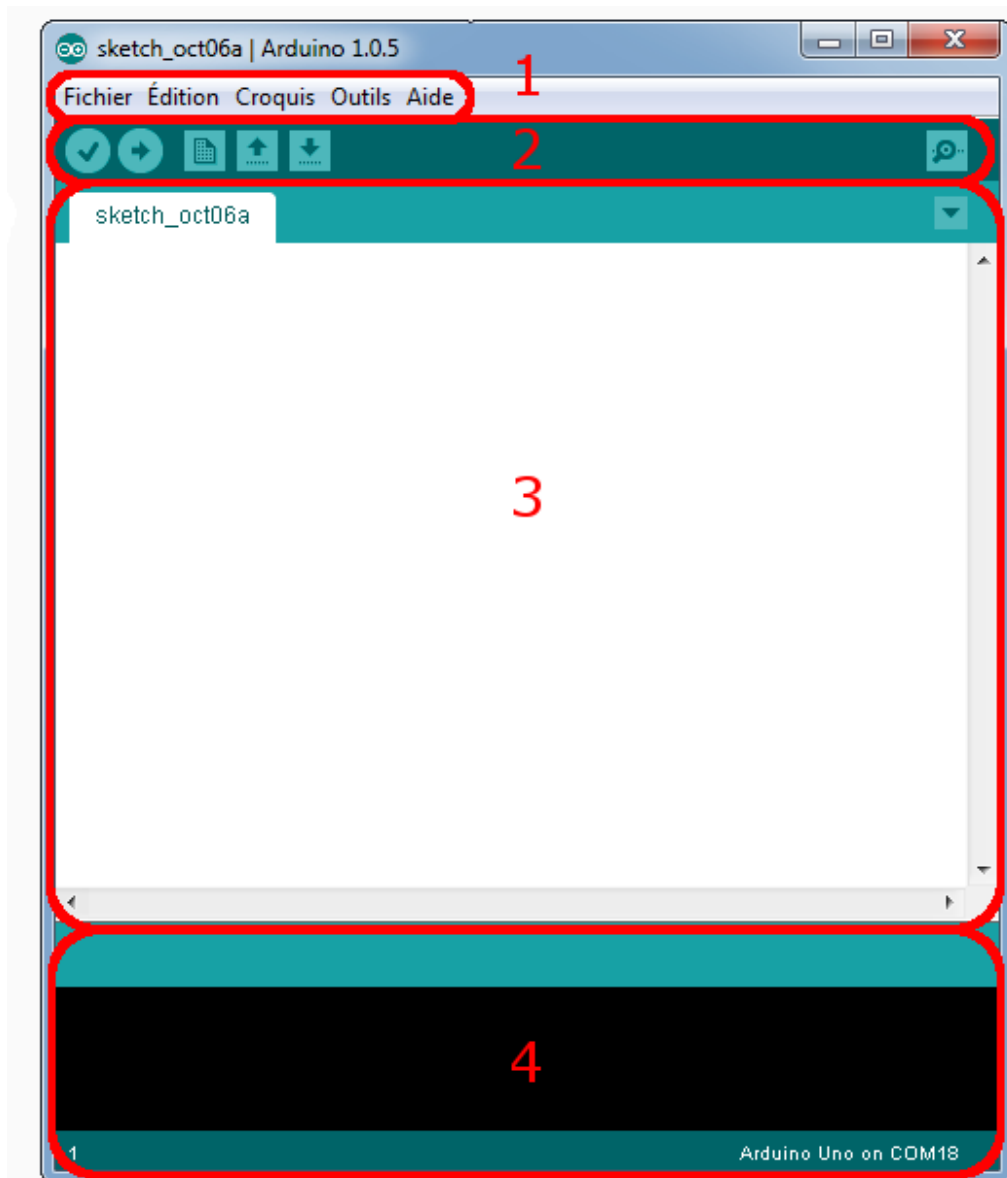


Figure 60: L'interface de l'IDE Arduino en détail [72]

- Le cadre numéro 1 : ce sont les options de configuration du logiciel
- Le cadre numéro 2 : il contient les boutons qui vont nous servir lorsque l'on va programmer nos cartes
- Le cadre numéro 3 : ce bloc va contenir le programme que nous allons créer
- Le cadre numéro 4 : celui-ci est important, car il va nous aider à corriger les fautes dans notre programme. C'est le débogueur. [72]

CHAPITRE 03 : Résultats et interprétation

3.8. Expérimentation et analyse

Le prototype du système proposé est illustré à la Figure 62. Le système a été testé sur des membres du personnel et des étudiants de notre université.



Figure 61: Prototype de notre système

3.9. Conclusion

Le but essentiel de notre travail dans ce chapitre est de faire une vue détaillée sur le matériel et logiciels utilisés dans notre projet.

Les résultats des tests réalisés sur des personnes sont confirmés le bon fonctionnement de notre appareil qui doit assurer le suivi continu du taux de glucose dans le sang sans piqûres au doigt ou de bandelettes de lancette.

Conclusion générale

Le but de notre projet de fin d'études est le développement et la réalisation d'un moniteur de surveillance capable de mesurer le taux de glucose de manière non invasive.

Dans un premier temps, nous avons présenté une vision globale du diabète, en mettant en avant ses caractéristiques et ses impacts, ainsi que les paramètres essentiels liés à notre travail. Ensuite, nous avons étudié les différentes techniques de mesure de la glycémie, en analysant leurs principes et leurs limites.

Enfin, nous avons conçu un dispositif innovant capable de détecter la glycémie de manière non invasive afin d'utiliser l'arduino pour commander cet appareil non invasif.

Cette étude démontre que les technologies non invasives peuvent jouer un rôle clé dans l'amélioration de la qualité de vie des patients diabétiques. Cependant, des travaux futurs seront nécessaires pour perfectionner ces dispositifs, en augmentant leur précision et leur fiabilité, afin de les rendre accessibles et utilisables à grande échelle. Ainsi, notre contribution s'inscrit dans une démarche globale visant à proposer des solutions durables pour une gestion plus efficace et moins contraignante du diabète.

Bibliographie

- [1] A.T.S.S.S.&P.E.(.N.I.B.G.M.u.I.Som.
- [2] <https://www.reseau-diabefant.org/l-histoire-du-diabete-et-de-son-traitement-85028.kjsp>.
- [3] <https://www.e-cancer.fr/Patients-et-proches/Les-cancers/Cancer-du-foie/Anatomie-du-foie>.
- [4] <https://www.mgp.fr/home/Nos-actualites-prevention/contenu/bloc-liste-des-conseils/Foie%20et%20diab%C3%A8te.html#:~:text=Le%20foie%20est%20l'acteur>.
- [5] Ms.Gee.Chaalal+Safi..
- [6] O.[.l.<https://www.gammeonetouch.fr/a-propos-dudiabete/commencez-votre-parcours/signes-et-symptomes-du-diabete..>
- [7] snitem.LESINNOVATIONSTECHNOLOGIQUESMÉDICALES.[Enligne].
- [8] «Définitiondecœur[archive]»,surwww.cnrtl.fr(consultéle25septembre2018).
- [9] 1.4Zadeh.
- [10] atrémouilleC,LintzF."Anatomieducœur".LivreenCardiologie,2005..
- [11] WaelBachta,"ChirurgieCardiaqueàCœurBattantConceptionetcommanded'unstabilisateurcardiaqueactif",Thèsededoctorat,UniversitéLouisPasteurstrasbourgI,2008..
- [12] <https://sante.journaldesfemmes.fr/fiches-anatomie-et-examens/2526844-coeur-anatomie-role-operation-maladies-cardiovasculaires/>.
- [13] ".a.d.d.c.M.p.l.D.d.François-BenoîtVIALATTE.
- [14] R.Dubois..
- [15] https://www.chuv.ch/fileadmin/sites/dso/documents/Methodes_de_soins/MDS_Frequence_cardiaque_DSO-FT_-Adultes-023_1.0_.pdf.
- [16] <file:///C:/Users/acer/Documents/Telechargement/BOUZIDI.Aomer.pdf>.
- [17] https://www.chircardiaque-dijon.fr/vasculaire_anatomie.html.
- [18] U.P.H.C.C.8.U.K.,.AndrewG.Webb.‘PrinciplesofBiomedicalInstrumentation’.
- [19] Samadarsinee,S.(2015).MultisensorNoninvasiveBloodGlucoseMonitoringSystem(Doctoral dissertation,WichitaStateUniversity)..
- [20] DiabetesCanada.CoverageofCapillaryBloodGlucoseMonitoring(CBG)Strips.SiteWebdeDiabetesCanada.Accessibleau:<https://www.diabetes.ca/advocacy---policies/advocacy-reports/comparisons-by-province-territory/coverage-of-capillary-blood-glucose-m>.
- [21] ZakharovP,DewarratF,CaduffA,TalaryMS.Theeffectofbloodcontentontheopticalanddielectric skin properties.PhysiolMeas.2011Jan;32(1):131-49.doi:10.1088/0967-3334/32/1/009.Epub2010Dec8.PMID:21149928..
- [22] Zakharov,P.,Dewarrat,F.,Caduff,A.,&Talary,M.S.(2010).Theeffectofbloodcontentontheopticalanddielectric skin properties.Physiological measurement,32(1),131..
- [23] Khalil,O.S.(1999).Spectroscopicandclinicalaspectsofnoninvasiveglucosemeasurements.Clinicalchemistry,45(2),165-177..
- [24] Oliver,N.S.,Toumazou,C.,Cass,A.E.G.,&Johnston,D.G.(2009).Glucosensors:areviewofcurrentandemerging technology.Diabeticmedicine,26(3),197-210..
- [25] DON,K.(2015).DEVELOPMENTOFWOODCERAMICSRIGINATEDFROMBIOMASSANDTHEIRAPPLICATIONS..
- [26] Berger,A.J.,Koo,T.W.,Itzkan,I.,Horowitz,G.,&Feld,M.S.(1999).Multicomponentbloodanalysisbynear-infraredRamanspectroscopy.Appliedoptics,38(13),2916-2926..
- [27] S.D.[.A.f.<http://www.veralight.com/products.html..>
- [28] “.-t.c.-l.d.-w.o.p.B.H.MalikandG.L.Cote.
- [29] A.A.f.h.-..Accessed.

- [30]E.S.A.from:.
- [31]G.[.A.from:.
- [32]A.A.“.v.B.C.f.B.-i.S.o.D.Tao.
- [33]M.B.a.B.W.“.t.f.n.C.F.Amaral.
- [34]M.T.M.M.F.D.J.K.M.D.L.H.a.A.Cadu.
- [35]Tang,L.;Chang,S.J.;Chen,C.J.;Liu,J.T.Non-InvasiveBloodGlucoseMonitoringTechnology:AReview.Sensors2020,20,6925.[GoogleScholar][CrossRef].
- [36]B.A.M.G.P.N.S.H.S.&P.R.V.(.A.I.o.b.G.a.c.m.d.u.n.-i.t.E.I.J.o.E.T.7.-8.Shubha.
- [37].<https://letmeknow.fr/fr/autres-capteurs/2674-module-oxym%C3%A8tre-de-pouls-et-capteur-de-fr%C3%A9quence-cardiaque-%C3%A0-haute-sensibilit%C3%A9-max30102-652733719386.html>. [Enligne].
- [38].<https://www.instructables.com/Guide-to-Using-MAX30102-Heart-Rate-and-Oxygen-Sens/>. [Enligne].
- [39]<https://www.moussasoft.com/max30102-module-capteur-avec-arduino/>. [Enligne].
- [40]http://www.techmania.fr/arduino/Decouverte_arduino.pdf.
- [41]B.(.C.A.U.M.A.M.E.A.O.2.Cottenceau.
- [42].<https://www.framboiseetcompagnie.fr/etude-electronique-de-la-carte-arduino/>. [Enligne].
- [43].<https://www.instructables.com/Arduino-and-the-SSD1306-OLED-I2C-128x64-Display/>. [Enligne].
- [44].d.<https://pecquery.wixsite.com/arduino-passion/le-module-lcd-ssd1306#:~:text=L'ECRAN%20OLED%20SSD1306>. [Enligne].
- [45]F.H.N.E.O.R.a.D.B.“.J.C.Pickup.
- [46] redcircle.com
- [47] <https://vorecol.com/fr/blogs/blog-les-tendances-actuelles-de-l'externalisation-des-rh-17062>
- [48] <https://www.cite-sciences.fr/fr/au-programme/lieux-ressources/cite-de-la-sante/une-question-en-sante/questions-sante/toutes-les-questions/2023/12/diabete>
- [49] <https://www.bnm-sante.fr/blog/172-.html>
- [50] <https://auxiliaire-de-puericulture.fr/diabete/>
- [51]<https://www.dinnosante.fr/comprendre-le-diabete/diabete>
- [52]<https://reseau-diabefant.org/l-histoire-du-diabete-et-de-son-traitement-85028.kjsp>
- [53]<https://prezi.com/tkiv5ymcovqk/le-diabete/>
- [54]<https://emaze.com/@AOOCZCZIC/Diabete-de-type-II>
- [55]<https://chirurgie-digestive-sat.aphp.fr/chirurgie/pancreatectomies/fonction-du-pancreas/>
- [56]<https://www.elsan.care/fr/pathologie-et-traitement/maladies-endocriniennes/diabete-type-1-causes-traitements>
- [57]<https://www.elsan.care/fr/pathologie-et-traitement/maladies-endocriniennes/diabete-type-1-causes-traitements#:~:text=D%C3%A9finition%20%3A%20qu'est%20ce,de%20sucre%20dans%20le%20sang>.
- [58]<https://lamethodeamadieu.com/symptomes-du-diabete>
- [59]<https://www.federationdesdiabetiques.org/information/glycemie/mesure-du-glucose-en-continu>
- [60]<https://pastel.hal.science/pastel-00000571/document>
- [61]<https://pastel.hal.science/pastel-00000571/document>
- [62]<https://www.coeuretavc.ca/maladies-du-coeur/qu-est-ce-que-les-maladies-du-coeur/comment-fonctionne-le-coeur>

- [63] <https://www.coeuretavc.ca/maladies-du-coeur/qu-est-ce-que-les-maladies-du-coeur/comment-fonctionne-le-coeur>
- [64] https://gretsi.fr/data/colloque/pdf/2023_wuyart1274.pdf
- [65] Jens Christian Laursen ,Bloodoxygen saturation islowerin personswithpre-diabetes and screen-detecteddiabetescomparedwith non-diabeticindividuals: A population-based study of the Lolland-FalsterHealthStudycohort’ ,Frontiers in Epidemiology , 13 October 2022.
- [66] P. Valensi, Influence of blood glucose on heart rate and cardiacautonomicfunction. The DESIR study ,DIABETICMedicine, DOI: 10.1111/j.1464-5491.2010.03222
- [67] <https://www.federationdesdiabetiques.org/information/glycemie/mesure-du-glucose-en-continu>
- [68] <https://www.federationdesdiabetiques.org/information/glycemie/mesure-du-glucose-en-continu/>
- [69] <https://perceedt1.ca/gestion-quotidienne/surveillance-de-la-glycemie/>
- [70] <https://walter-learning.com/blog/sante/infirmier/diabete/comment-fonctionne-capteur-freestyle>
- [71]file:///C:/Users/acer/Documents/Telechargement/766-Article%20Text-4132-1-10-20230724.pdf
- 72] https://zestedesavoir.com/tutoriels/686/arduino-premiers-pas-en-informatique-embarquee/742_decouverte-de-larduino/3416_le-logiciel/#pr%C3%A9sentation-du-logiciel

ANNEXE

Annexe 1

PARAMETER	SYMBOL	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
POWER SUPPLY						
Power-Supply Voltage	V _{DD}	Guaranteed by RED and IR count tolerance	1.7	1.8	2.0	V
LED Supply Voltage (R_LED+ or IR_LED+ to PGND)	V _{LED+}	Guaranteed by PSRR of LED Driver	3.1	3.3	5.0	V
Supply Current	I _{DD}	SpO ₂ and heart rate modes, PW = 200μs, 50sps		600	1200	μA
		Heart rate only mode, PW = 200μs, 50sps		600	1200	
Supply Current in Shutdown	I _{SHDN}	T _A = +25°C, MODE = 0x80		0.7	10	μA
SENSOR CHARACTERISTICS						
ADC Resolution				14		bits
Red ADC Count (Note 3)	RED _C	Propriety ATE setup RED_PA = 0x05, LED_PW = 0x00, SPO2_SR = 0x07, T _A = +25°C	23,000	26,000	29,000	Counts
IR ADC Count (Note 3)	IR _C	Propriety ATE setup IR_PA = 0x09, LED_PW = 0x00, SPO2_SR = 0x07, T _A = +25°C	23,000	26,000	29,000	Counts
Dark Current Count	DC _C	RED_PA = IR_PA = 0x00, LED_PW = 0x03, SPO2_SR = 0x01		0	3	Counts
DC Ambient Light Rejection (Note 4)	ALR	Number of ADC counts with finger on sensor under direct sunlight (100K lux) LED_PW = 0x03, SPO2_SR = 0x01	RED LED	0		Counts
			IR LED	0		

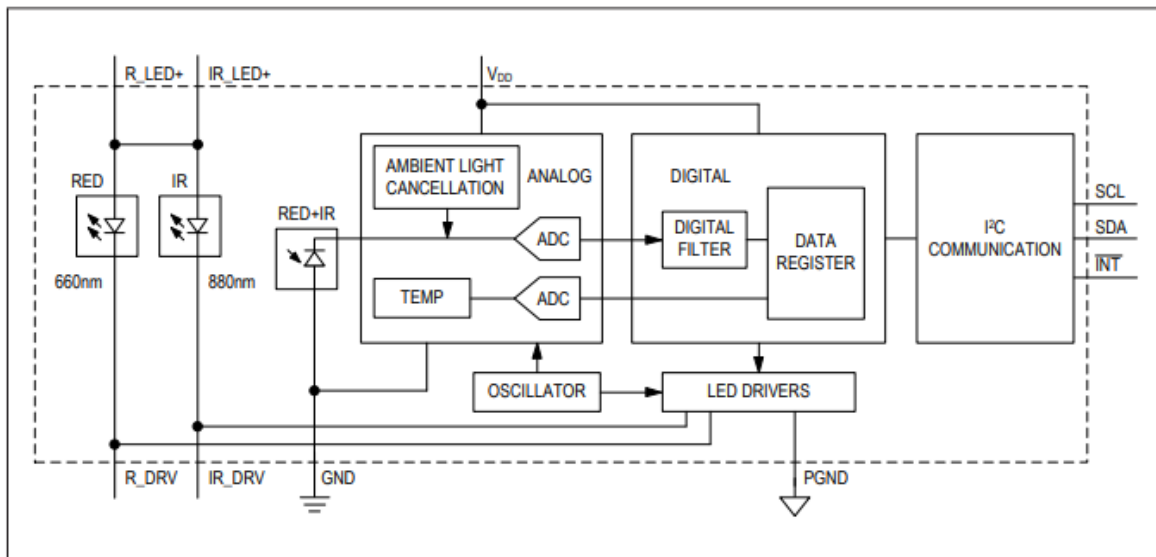
IR ADC Count—PSRR (V _{DD})	PSRR _{VDD}	Propriety ATE setup 1.7V < V _{DD} < 2.0V, LED_PW = 0x03, SPO2_SR = 0x01, IR_PA = 0x09, IR_PA = 0x05, T _A = +25°C	0.25	2	%	
		Frequency = DC to 100kHz, 100mV _{p-p}	10		LSB	
RED/IR ADC Count—PSRR (X_LED+)	PSRR _{LED}	Propriety ATE setup 3.1V < X_LED+ < 5V, LED_PW = 0x03, SPO2_SR = 0x01, IR_PA = 0x09, IR_PA = 0x05, T _A = +25°C	0.05	2	%	
		Frequency = DC to 100kHz, 100mV _{p-p}	10		LSB	
ADC Integration Time	INT	LED_PW = 0x00	200		μs	
		LED_PW = 0x03	1600		μs	
IR LED CHARACTERISTICS (Note 4)						
LED Peak Wavelength	λ _P	I _{LED} = 20mA, T _A = +25°C	870	880	900	nm
Full Width at Half Max	Δλ	I _{LED} = 20mA, T _A = +25°C	30			nm
Forward Voltage	V _F	I _{LED} = 20mA, T _A = +25°C	1.4			V
Radiant Power	P _O	I _{LED} = 20mA, T _A = +25°C	6.5			mW
RED LED CHARACTERISTICS (Note 4)						
LED Peak Wavelength	λ _P	I _{LED} = 20mA, T _A = +25°C	650	660	670	nm
Full Width at Half Max	Δλ	I _{LED} = 20mA, T _A = +25°C	20			nm
Forward Voltage	V _F	I _{LED} = 20mA, T _A = +25°C	2.1			V
Radiant Power	P _O	I _{LED} = 20mA, T _A = +25°C	9.8			mW
TEMPERATURE SENSOR						
Temperature ADC Acquisition Time	T _T	T _A = +25°C	29			ms
Temperature Sensor Accuracy	T _A	T _A = +25°C	±1			°C
Temperature Sensor Minimum Range	T _{MIN}		-40			°C
Temperature Sensor Maximum Range	T _{MAX}		85			°C

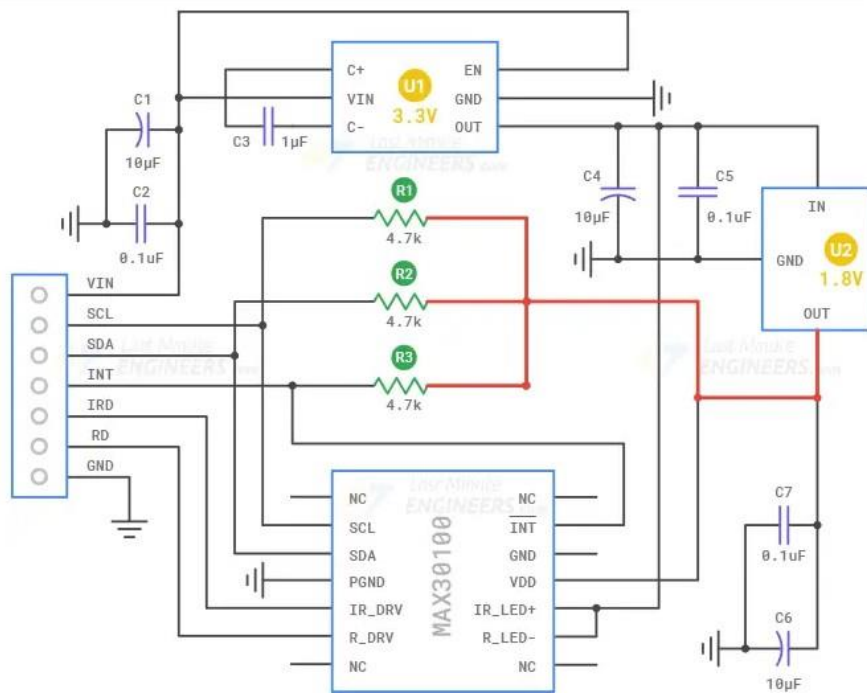
DIGITAL CHARACTERISTICS (SDA, SDA, INT)					
Output Low Voltage SDA, INT	V _{OL}	I _{SINK} = 6mA	0.4		V
I ² C Input Voltage Low	V _{IL_I2C}	SDA, SCL	0.4		V
I ² C Input Voltage High	V _{IH_I2C}	SDA, SCL	1.4		V
Input Hysteresis	V _{HYS}	SDA, SCL	200		mV
Input Capacitance	C _{IN}	SDA, SCL	10		pF
Input Leakage Current	I _{IN}	V _{IN} = 0V, T _A = +25°C (SDA, SCL, INT)	0.01	1	μA
		V _{IN} = 5.5V, T _A = +25°C (SDA, SCL, INT)	0.01	1	μA
I ² C TIMING CHARACTERISTICS (SDA, SDA, INT)					
I ² C Write Address			AE		Hex
I ² C Read Address			AF		Hex
Serial Clock Frequency	f _{SCL}		0 400		kHz
Bus Free Time Between STOP and START Conditions	t _{BUF}		1.3		μs
Hold Time (Repeated) START Condition	t _{HD,START}		0.6		μs
SCL Pulse-Width Low	t _{LOW}		1.3		μs
SCL Pulse-Width High	t _{HIGH}		0.6		μs
Setup Time for a Repeated START Condition	t _{SU,START}		0.6		μs
Data Hold Time	t _{HD,DAT}		0	900	ns
Data Setup Time	t _{SU,DAT}		100		ns
Setup Time for STOP Condition	t _{SU,STOP}		0.6		μs
Pulse Width of Suppressed Spike	t _{SP}		0	50	ns
Bus Capacitance	C _B		400		pF
SDA and SCL Receiving Rise Time	t _R		20 + 0.1C _B	300	ns
SDA and SCL Receiving Fall Time	t _{RF}		20 + 0.1C _B	300	ns

Pin Description

PIN	NAME	FUNCTION
1, 7, 8, 14	N.C.	No Connection. Connect to PCB Pad for Mechanical Stability.
2	SCL	I ² C Clock Input
3	SDA	I ² C Clock Data, Bidirectional (Open-Drain)
4	PGND	Power Ground of the LED Driver Blocks
5	IR_DRV	IR LED Cathode and LED Driver Connection Point. Leave floating in circuit.
6	R_DRV	Red LED Cathode and LED Driver Connection Point. Leave floating in circuit.
9	R_LED+	Power Supply (Anode Connection) for Red LED. Bypass to PGND for best performance. Connected to IR_LED+ internally.
10	IR_LED+	Power Supply (Anode Connection) for IR LED. Bypass to PGND for best performance. Connected to R_LED+ internally.
11	V _{DD}	Analog Power Supply Input. Bypass to GND for best performance.
12	GND	Analog Ground
13	INT	Active-Low Interrupt (Open-Drain)

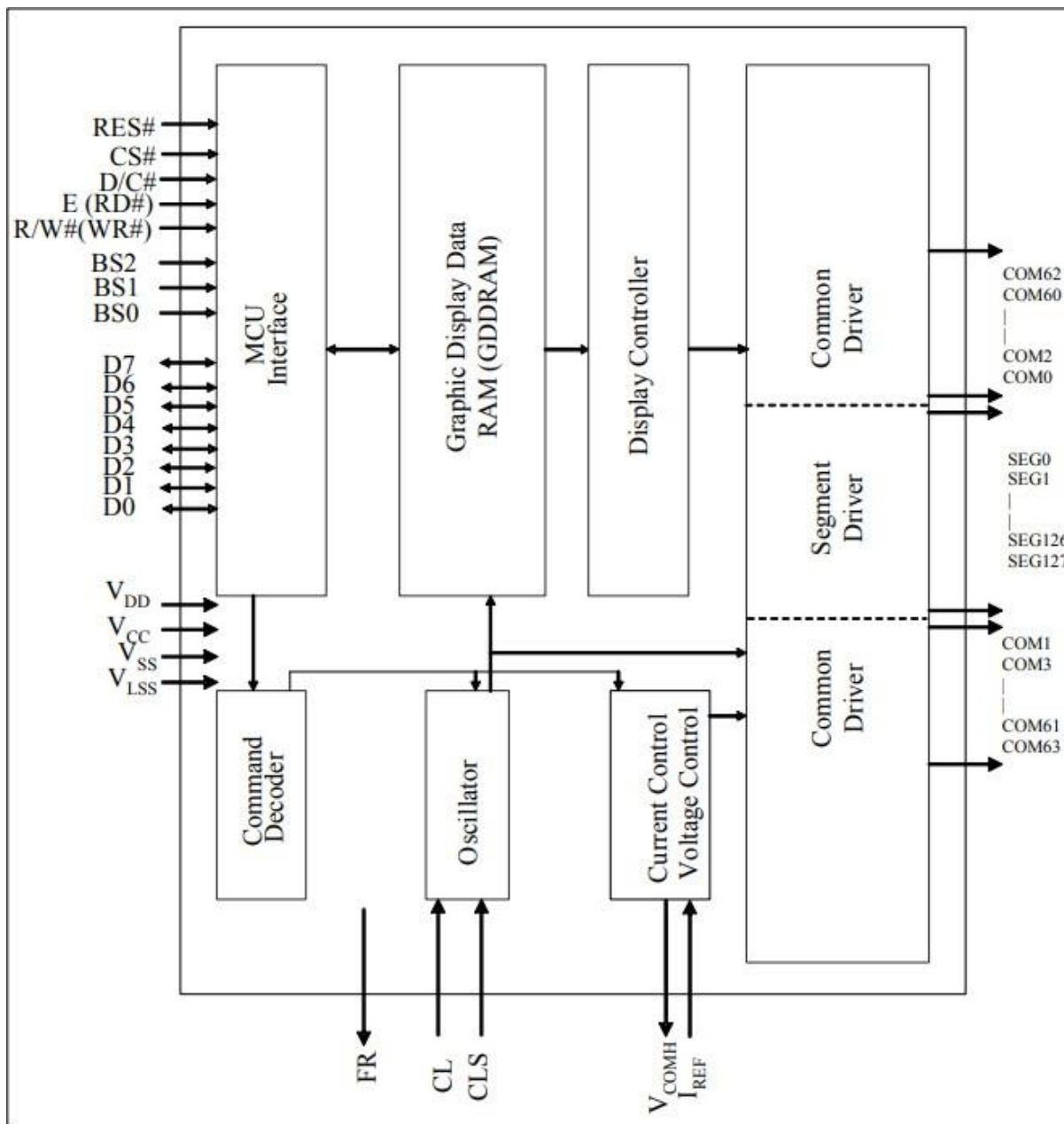
Functional Diagram

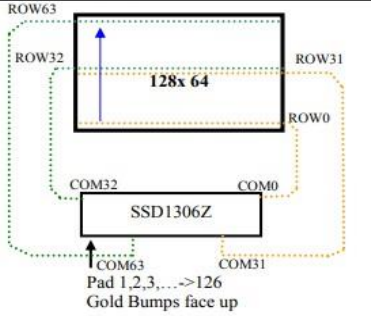
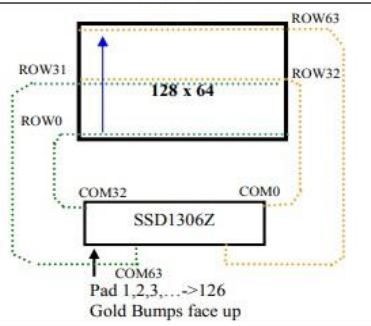
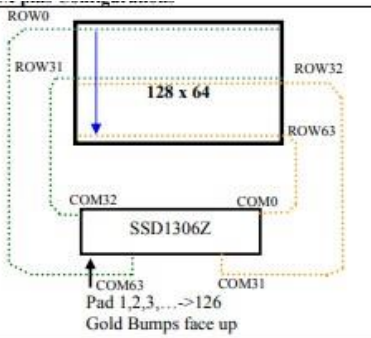
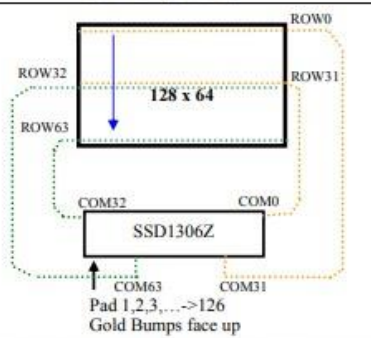
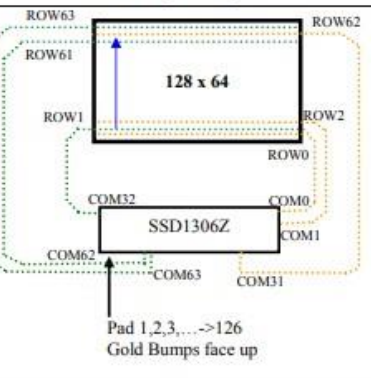




Annexe 02

Ordering Part Number	SEG	COM	Package Form	Reference	Remark
SSD1306Z	128	64	COG	8	- Min SEG pad pitch : 47um - Min COM pad pitch : 40um - Die thickness: 300 +/- 25um
SSD1306TR1	104	48	TAB	11, 56	35mm film, 4 sprocket hole, Folding TAB 8-bit 80 / 8-bit 68 / SPI / I²C interface - SEG, COM lead pitch 0.1mm x 0.997 = 0.0997mm - Die thickness: 457 +/- 25um



Conditions	COM pins Configurations
1 Sequential COM pin configuration (DAh A[4] =0) COM output Scan direction: from COM0 to COM63 (C0h) Disable COM Left/Right remap (DAh A[5] =0)	 Pad 1,2,3,...->126 Gold Bumps face up
2 Sequential COM pin configuration (DAh A[4] =0) COM output Scan direction: from COM0 to COM63 (C0h) Enable COM Left/Right remap (DAh A[5] =1)	 Pad 1,2,3,...->126 Gold Bumps face up
3 Sequential COM pin configuration (DAh A[4] =0) COM output Scan direction: from COM63 to COM0 (C8h) Disable COM Left/Right remap (DAh A[5] =0)	 Pad 1,2,3,...->126 Gold Bumps face up
4 Sequential COM pin configuration (DAh A[4] =0) COM output Scan direction: from COM63 to COM0 (C8h) Enable COM Left/Right remap (DAh A[5] =1)	 Pad 1,2,3,...->126 Gold Bumps face up
5 Alternative COM pin configuration (DAh A[4] =1) COM output Scan direction: from COM0 to COM63 (C0h) Disable COM Left/Right remap (DAh A[5] =0)	 Pad 1,2,3,...->126 Gold Bumps face up

Conditions	COM pins Configurations
6 Alternative COM pin configuration (DAh A[4] =1) COM output Scan direction: from COM0 to COM63 (C0h) Enable COM Left/Right remap (DAh A[5] =1)	Pad 1,2,3,...->126 Gold Bumps face up
7 Alternative COM pin configuration (DAh A[4] =1) COM output Scan direction: from COM63 to COM0(C8h) Disable COM Left/Right remap (DAh A[5] =0)	Pad 1,2,3,...->126 Gold Bumps face up
8 Alternative COM pin configuration (DAh A[4] =1) COM output Scan direction: from COM63 to COM0(C8h) Enable COM Left/Right remap (DAh A[5] =1)	Pad 1,2,3,...->126 Gold Bumps face up

Annexe 03

