



Université Abou Bakr Belkaid de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

RAPPORT DE PRESENTATION

DE PROJET DE FIN D'ETUDES

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par : Bendjilali Insaf Halouchia.

Mesure indirecte de taux de glucose

Présenté le 04 Juillet 2021, devant le Jury :

Mr	Debbal S M	Professeur	Université de Tlemcen	Président
Mr	KholkhalM	MCB	Université de Tlemcen	Examineur
Mr	Dib Nabil	MCA	Université de Tlemcen	Encadrant

Année universitaire 2020-2021

Sommaire

Sommaire	1
Liste des figures	4
Liste des tableaux.....	5
Remerciement	6
Dédicace.....	7
Résumé.....	8
Abstract.....	8
الملخص:.....	9
Introduction générale.....	10
1.1 Introduction.....	11
1.2 Le sang	11
1.2.1 Définition	11
1.2.2 Le plasma.....	12
1.2.3 Les globules rouges.....	12
1.2.4 Les globules blancs.....	12
1.2.5 Les plaquettes.....	13
1.3 La circulation sanguine	13
1.4 La glycémie.....	15
1.4.1 Le glucose	15
1.4.2 Le transport du glucose.....	15
1.4.2.1 Transport facilité.....	15
1.4.2.2 Transport actif secondaire.....	16
1.5 Glycémie et diabète.....	17
1.5.1 Définition.....	17
1.5.2 Types de diabète	17
1.5.2.1 Le diabète de type 1.....	17
1.5.2.2 Le diabète de type 2.....	18
1.5.2.3 Le diabète gestationnel.....	18
1.6 La photopléthysmographie.....	18
1.6.1 Définition.....	18
1.6.2 Principe de mesure.....	19
1.6.3 La forme d'onde de PPG	19

1.7 Conclusion	20
2.1 Introduction.....	21
2.2 Etat de l'art.....	21
2.2.1 La technique invasive : La glycémie capillaire.....	22
2.2.3 Les techniques peu invasives.	22
2.2.3.1 Le capteur interstitiel : la glycémie interstitielle.....	22
2.2.3.2 L'iontophorèse inverse [2].	23
2.2.3.3 Biocapteurs invasifs sous cutanés.	24
2.2.3.4 La technique ultrason.	24
2.2.4 Les techniques non invasives.....	25
2.2.4.1 Spectroscopie optique.	25
2.3 Schéma bloc général.	30
2.3.1 Le capteur.....	31
2.3.2 Le circuit de mise en forme	33
2.3.3 Etages du filtrage.	33
2.3.3.1 Filtre passe haut :	33
2.3.3.2 Filtre passe bas :	33
2.3.3.3 Etages d'amplification	34
2.3.4 La conversion analogique numérique	34
2.4 Conclusion	36
3.1 Introduction.....	37
3.2 Réalisation du circuit de mise en forme.....	37
3.2.1 Le capteur.....	37
3.2.2 Circuits du filtrage	38
3.2.2.1 Filtre passe haut :	38
3.2.2.2 Filtre passe bas actif :	39
3.2.3 Etage d'amplification.	40
3.2.4 Circuit d'offset :	42
3.2.5 Conversion analogique numérique :	43
3.3 Estimation du taux du glucose.	44
3.3.1 Principe de la mesure	44
3.3.2 Mesures et estimation.	47
3.4 Conclusion.	48

Mesure indirecte de taux de glucose

Conclusion générale.....	49
Références.....	50
Annexe 1 : $\mu\text{a}741$	53
Annexe 2 : Programme Arduino :.....	54
Annexe 3 : TL081	55

Liste des figures

Figure 1.1. Les constituants du sang [6].	12
Figure 2.2. La circulation sanguine[10].	14
Figure 1.3. La formule du glucose[14].	15
Figure 1.4. Le transport d'un soluté par diffusion facilitée[15].	16
Figure 1.5. Transport actif secondaire[15].	16
Figure 1.6. Principe d'acquisition du signal PPG: (a) mode réflexion (b) mode transmission.	19
Figure 1.7 Aure du signal PPG.	20
Figure 2.1 . Les techniques de mesure de glucose.	21
Figure 2.2. La technique invasive par glycémie capillaire	22
Figure 2.3. Comparaison entre la glycémie interstitielle et la glycémie capillaire.	23
Figure 2.4. Principe de l'iontophorèse inverse pour la surveillance du glucose.	23
Figure 2.5. Dispositif de mesure continue du glucose relié à une pompe à insuline.	24
Figure 2.6. La mesure de la glycémie par ultrason.	25
Figure 2.7. La glycémie par la spectroscopie de Raman.	26
Figure 2.8. La glycémie par la spectroscopie d'émission thermique.	27
Figure 2.9. La glycémie par Tomographie en cohérence optique.	28
Figure 2.10. Glycémie par spectroscopie de bio-impédance.	29
Figure 2.11. Principe de la spectroscopie photoacoustique.	30
Figure 2.13. Schéma bloc du système à réaliser.	31
Figure 2. 13. Principe général d'un capteur.	31
Figure 2.14. Les différentes formes du capteur du PPG, (a) pince semi- rigides (b) pince autocollante, (c) pince à l'oreille.	32
Figure 2.15. Le phototransistor bpx43.	32
Figure 2.16. Filtre passe haut.	33
Figure 2.17. Filtre passe bas.	34
Figure 2.18. La carte arduino.	35
Figure 3.1. Le schéma électrique du capteur.	37
Figure 3.2. Les capteurs réalisés.	38

La figure 3.3. les signaux PPG (doigt et lobe de l'oreille) à la sortie de ce filtre.	39
La figure 3.4. les signaux PPG à la sortie d filtre passe bas actif.	39
Figure .5. Circuit de filtrage twin T.	40
Figure 3.6. circuit d'amplification.....	41
La figure 3.7. les signaux PPG à la sortie de l'étage d'amplification.	42
Figure 3.8 Le typon du circuit de mise en forme du signal PPG.	42
Figure 3.9. Le circuit de mise en forme du signal PPG.	43
Figure 3.10. Le prototype du système réalisé.	43
Figure 3.11. Le code de la conversion analogique-numérique.	44
Figure 3.12. Les signaux PPG acquis.	45
Figure 3.13. évaluation de l'algorithme du détection.....	46
Figure 3.14. Détection des pics de deux signaux PPG.	46

Liste des tableaux

Tableau 1.1. Les états de la glycémie[16].....	17
Tableau 3.2. Meure Pour estimation des coefficients polynomiaux.....	47
Tableau 3.3. estimation du taux du glucose.....	48

Remerciement

En premier lieu je remercie Dieu qui m'a donné le courage et la volonté pour atteindre mon objectif

Je tiens à exprimer mes vifs remerciements et mes profondes gratitude à M. Dib Nabil pour sa confiance, pour sa disponibilité, tout au long de l'élaboration de ce mémoire de fin d'étude, qui ont été pour moi un grand apport.

Mes sincères remerciements à mes parents qu'on espère qu'ils seront toujours fiers de moi.

Je remercie également le département de GBM de l'université Abou Bakr Belkaid de Tlemcen.

Nous adressons notre reconnaissance aux membres du jury.

Finalement, je remercie tous ceux qui ont contribué de près et de loin à réalisation de ce travail.

Dédicace

C'est avec toute fierté, avec tout respect que je dédie ce modeste travail.

A mes chers parents

Qui ont allumé mon chemin du savoir et qui m'ont encouragé et soutenu depuis mon enfance jusqu'à mon soutenance. Rien au monde ne vaut les efforts fournis jour et nuit pour mon éducation et ma formation. C'est grâce à vous que je suis arrivée aujourd'hui à ce niveau d'étude.

A mes deux frères Abdelazize et Adel et ma chère sœur Farah.

Aux petites princesses Chams et Qamar

Je dédie également ce travail à toute ma famille petite et grande

A mes chères copines Fatima Zohra et Ikrame pour toutes ses assistances et ces présences

A tous ceux ou celles qui me sont chers et qui j'ai omis involontairement à citer.

Insaf Halouchia

Résumé

Le diabète est une maladie chronique courante dans presque tous les pays du monde. C'est une maladie qui doit être surveillée en continu afin de connaître son évolution. La surveillance du taux de glucose dans le sang est importante pour éviter les complications du diabète et les dommages aux organes. Étant donné que la méthode invasive de mesure du taux de glucose est douloureuse et endommage les nerfs, une méthode non invasive est utilisée comme alternative. La méthode non invasive facilite les tests fréquents, soulage la douleur et l'inconfort causés par les piqûres fréquentes des doigts.

Ce travail consiste à la conception d'un dispositif qui permet la mesure de la glycémie d'une façon non-invasive pour optimiser la faisabilité de la surveillance continue de la concentration de glucose dans le sang en utilisant la spectroscopie dans le rouge. La conception est conçue pour pouvoir détecter le taux de glucose dans le sang par deux étapes essentielles. La première étape consiste à réaliser le circuit de mise en forme du signal PPG détecté sur le doigt et notamment sur le lobe de l'oreille donc on utilise deux plaques similaires pour le traitement de deux signaux qui se débute par le capteur optique jusqu'au circuit d'offset afin de préparer le signal à la digitalisation qui repose essentiellement sur l'acquisition de données par l'intermédiaire d'une carte Arduino Uno. La deuxième étape c'est la conversion analogique numérique et le traitement numérique du signal pour éliminer le bruit indésirable et d'être prêts à utiliser dans la construction du modèle d'étalonnage. Enfin la méthode est décrite et les résultats préliminaires sont présentés.

Mots clés : taux de glucose, une méthode non invasive, la spectroscopie, signal PPG, capteur optique.

Abstract

Diabetes is a common chronic disease in almost every country in the world. It is a disease that needs to be monitored continuously to know its course. Monitoring blood glucose levels is important to avoid diabetes complications and organ damage. Since the invasive method of measuring glucose levels is painful and damages nerves, a non-invasive method is used as an alternative. The non-invasive method facilitates frequent testing, relieves pain and discomfort caused by frequent finger pricks.

This work consists of the design of a device that allows the measurement of blood glucose in a non-invasive way to optimize the feasibility of continuous monitoring of blood glucose concentration using red spectroscopy. The design is conceived to be able to detect the blood glucose level by two essential steps, the first step is to realize the circuit of shaping of the PPG signal detected on the finger and also on the earlobe so we need two similar plates for the processing of two signals that start from optical sensor to the offset circuit in order to prepare the signal to the digitization which is essentially based on the data acquisition through

an Arduino Uno board. The second step is the analog to digital conversion and digital processing of the signal to eliminate unwanted noise and be ready to use in the construction of the calibration model. Finally, the method is described and the preliminary results are presented.

Key words: glucose level, non-invasive method, spectroscopy, PPG signal, optical sensor

المخلص :

مرض السكري هو مرض مزمن شائع في كل بلدان العالم. وهو مرض يجب رصده باستمرار من أجل معرفة تطوره. مراقبة مستويات السكر في الدم مهم لتجنب مضاعفات مرض السكر. وبما أن الطريقة لقياس مستويات الجلوكوز مؤلمة وتضر بالشعيرات الدموية، يتم استخدام طريقة غير جراحية كبديل. تسهل الطريقة غير مؤلمة الاختبار الأمثل ، تخفف الألم وعدم الراحة الناجم عن استخدام أجهزة القياس السكري المتداول عليها.

يبدأ هذا العمل إلى تصميم جهاز يسمح بقياس جلوكوز الدم بطريقة غير مؤلمة لتحسين جدوى المراقبة المستمرة لتركيز الجلوكوز في الدم باستخدام التحليل الطيفي بالأشعة الحمراء. تم تصميم هذا الجهاز يكون قادرا على الكشف عن مستوى الجلوكوز في الدم من خلال خطوتين أساسيتين، الخطوة الأولى هي تشكيل دائرة إشارة PPG الاصبع وأيضا رصد PPG على شحمة الأذن لذلك نحن بحاجة إلى لوحتين متماثلتين لمعالجة الإشارات PPG التي تبدأ من المستشعر الضوئي إلى الدائرة الإزاحة من أجل إعداد إشارة لرقمنة الذي يقوم أساسا على الحصول على البيانات عن طريق لوحة-Arduino Uno. الخطوة الثانية هي التحويل التناظري الرقمي ومعالجة الإشارات الرقمية للقضاء على الضوضاء غير المرغوب فيها وتكون جاهزة للاستخدام في بناء نموذج المعايرة المبين بالتفصيل مرفق بتحليل النتائج.

الكلمات الرئيسية: مستويات الجلوكوز، طريقة غير مؤلمة ، إشارة PPG، المستشعر الضوئي .

Introduction générale.

Les chercheurs de différents domaines de la science sont devenus de plus en plus intéressés par la photopléthysmographie, en raison de son avantage comme outil de diagnostic non invasif, peu coûteux et pratique. Cette technique est très utilisée pour la mesure de la saturation en oxygène ; la pression sanguine ; le débit cardiaque et pour évaluer les fonctions autonomes. En outre la photopléthysmographie est une technique prometteuse pour le dépistage précoce de diverses pathologies de l'athérosclérose.

Les études récentes ont mis l'accent sur l'information potentielle contenue dans le signal de forme d'onde PPG et il mérite une attention particulière pour ses applications possibles au-delà de l'oxymétrie de pouls et du calcul de la fréquence cardiaque.

Le Photopléthysmogramme (PPG) est un signal mesurable à travers des circuits optoélectroniques à des longueurs d'ondes spécifiques. La morphologie du signal PPG provient de la variation de volume du sang circulant dans un vaisseau sanguin. A partir du traitement de ce signal, des paramètres sanguins peuvent être détectés en faisant passer des rayons de lumière à travers la peau.

Depuis l'introduction de l'oxymétrie de pouls il y a trois décennies comme outil de surveillance, elle est devenue omniprésente dans les salles d'opérations, les unités de soins intensives et les salles d'hôpital. Avant son utilisation, les médecins se sont fiés à des procédures invasives comme l'analyse des gaz sanguins pour déceler la présence de l'hypoxémie. Bien que l'oxymètre soit facile à utiliser, le clinicien doit comprendre son mode de fonctionnement afin d'interpréter l'information qu'il fournit.

Dans ce projet de fin d'étude, on s'intéresse à estimer le taux du glucose partir du calcul du temps du transit entre deux signaux PPG mesurés dans deux sites différents.

Le premier chapitre décrit les notions de base nécessaire pour comprendre la réalisation pratique du circuit que nous volons développé.

le deuxième chapitre est consacré pour la description des différentes techniques utilisées pour mesurer le taux du glucose. Dans ce chapitre, nous décrivons aussi le schéma bloc du système à réaliser.

Le dernier chapitre est consacré à la présentation et à l'interprétation des résultats obtenus.

1.1 Introduction.

Selon la fédération internationale du diabète (FID) ,463 millions d'adultes vivent aujourd'hui avec le diabète et 50 % d'entre eux ne savent pas qu'ils en sont atteints et courent donc un risque important de développer des graves complications liées au diabète[1]. Le diabète peut provoquer de multiples complications telles que la cécité, des accidents vasculaires cérébraux, une insuffisance rénale et même une amputation[2]. Selon les estimations de la FID, les dépenses mondiales de santé annuelles consacrées au diabète s'élèvent à 760 milliards d'USD. Par conséquent , été maladie est considérée comme l'une des urgences socio sanitaires les plus difficiles du troisième millénaire[3].

Ce chapitre explique elliptiquement les constituants du sang et son rôle à transporter les aliments dans l'organisme humain. Les notions de base qui ont une relation avec la glycémie le glucose et le diabète seront aussi définies. Les types de diabète seront aussi décrits. Le signal PPG et ses caractéristiques seront aussi discutés.

1.2 Le sang

1.2.1 Définition

Le sang est un liquide organique mis en mouvement (aspiré et refoulé) par le cœur. Il circule dans toutes les artères, les veines et les capillaires. Le sang joue un rôle essentiel du transport d'oxygène, les nutriments (sucre, sels minéraux, vitamines...) mais aussi les hormones indispensables à la vie de nos cellules. En retour, il récolte et emporte les déchets vers les organes d'élimination, comme les reins ou les poumons[4].

Chez un adulte, le volume sanguin est d'environ 5 litres. Ce volume varie en fonction du poids, de la taille et du sexe de l'individu.

La composition du sang est la suivante[5] :

- ❖ 45% de cellules (globules rouges, globules blancs et plaquettes)[5].
- ❖ 55% de plasma (partie liquide)[5].

Le sang est fait de quatre composants : les globules rouges, les globules blancs, les plaquettes et le plasma (Fig. 1.1). Chaque composant a un rôle bien défini.

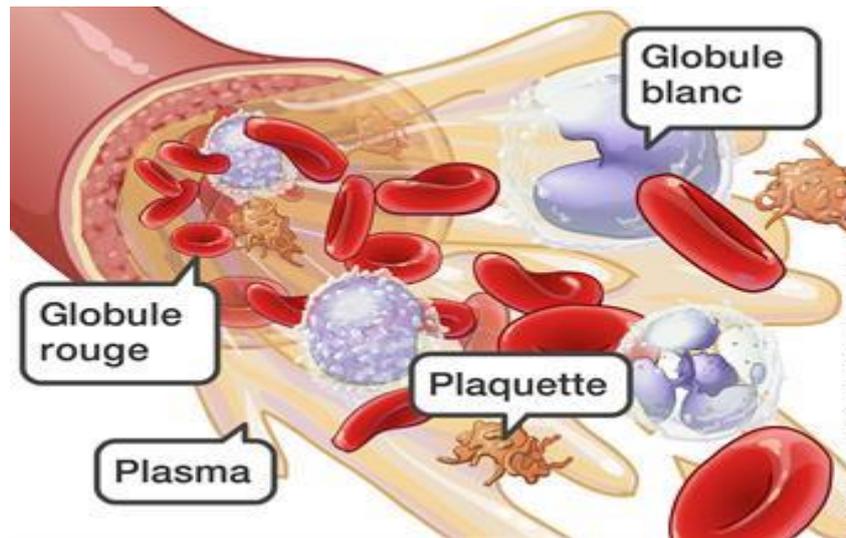


Figure 1.1. Les constituants du sang [6].

1.2.2 Le plasma.

Le plasma est le liquide de communication de l'organisme. Il est composé de 90 % d'eau salée. Il permet aux globules rouges et aux plaquettes de circuler dans le système vasculaire[7]. Le plasma achemine les nutriments, protéines, minéraux, vitamines, sucres et acides gras dans tout le corps et prend les déchets au passage pour les évacuer. Il véhicule également les globules rouges, qui transportent l'oxygène vers les organes et les tissus et en ramènent le dioxyde de carbone. Il contient aussi des facteurs de coagulation qui peuvent être transfusés ou utilisés sous forme de médicaments dérivés du sang (traitement des troubles graves de la coagulation, soigner plus d'une centaine de maladies, comme l'hémophilie)[8].

1.2.3 Les globules rouges.

Les globules rouges contiennent de l'hémoglobine qui donne au sang sa couleur rouge. Ils ont pour rôle de transporter l'oxygène de nos poumons vers les autres organes du corps. Chez une personne en bonne santé, un globule rouge vit environ 120 jours. L'organisme d'un adulte moyen contient vingt-cinq mille milliards des globules rouges. Ces globules sont fabriqués par la moelle osseuse, qui en produit 7,5 milliards à l'heure, soit environ 2 millions à la seconde[5].

Leur membrane est hérissée des antigènes, ce sont elles qui déterminent l'appartenance aux différents groupes sanguins : A, B, O et AB.

1.2.4 Les globules blancs.

Les globules blancs (ou leucocytes) sont des cellules du système immunitaire qui nous protègent des agressions extérieures telles que les bactéries, les virus, les cellules étrangères, etc. Il existe trois types de globules blancs : des granulocytes, lymphocytes et monocytes qui assurent chacun, par leur spécificité propre, les fonctions de défense. On en dénombre entre 4000 et 10.000 par mm[5].

Son rôle est l'aide à combattre les infections . Lorsqu'un agent pathogène envahit l'organisme, certains globules blancs le détectent et forment contre lui des anticorps spécifiques. On peut dire que ce sont les soldats de notre organisme qui luttent contre les infections dans le corps[7].

1.2.5 Les plaquettes.

Les plaquettes sont des cellules sans noyau formées dans la moelle osseuse. Elles ont un rôle primordial dans la prévention ou l'arrêt des saignements internes et externes de notre corps. La transfusion de plaquettes sanguines est nécessaire lors d'interventions chirurgicales lourdes avec pertes sanguines importantes, pour les traitements de leucémie et des cancers[5].

Avec ces composants ; le sang transporte l'oxygène et les substances dont l'organisme ont besoin pour survivre. Pour ce faire, le sang circule en deux circuits : le premier, appelé circulation pulmonaire, ou petite circulation ; le second, appelé circulation systémique, ou grande circulation.

1.3 La circulation sanguine

La circulation sanguine est composée d'une pompe, le cœur, qui permet de propulser le sang, et de vaisseaux (artères, veines) dans lesquels le sang circule. La circulation sanguine permet d'apporter aux organes l'oxygène et les principaux nutriments indispensables à leurs bons fonctionnements[9].

Elle permet également de décharger les organes de leurs déchets métaboliques et du dioxyde de carbone. On dit que la circulation sanguine est un double circuit fermé.

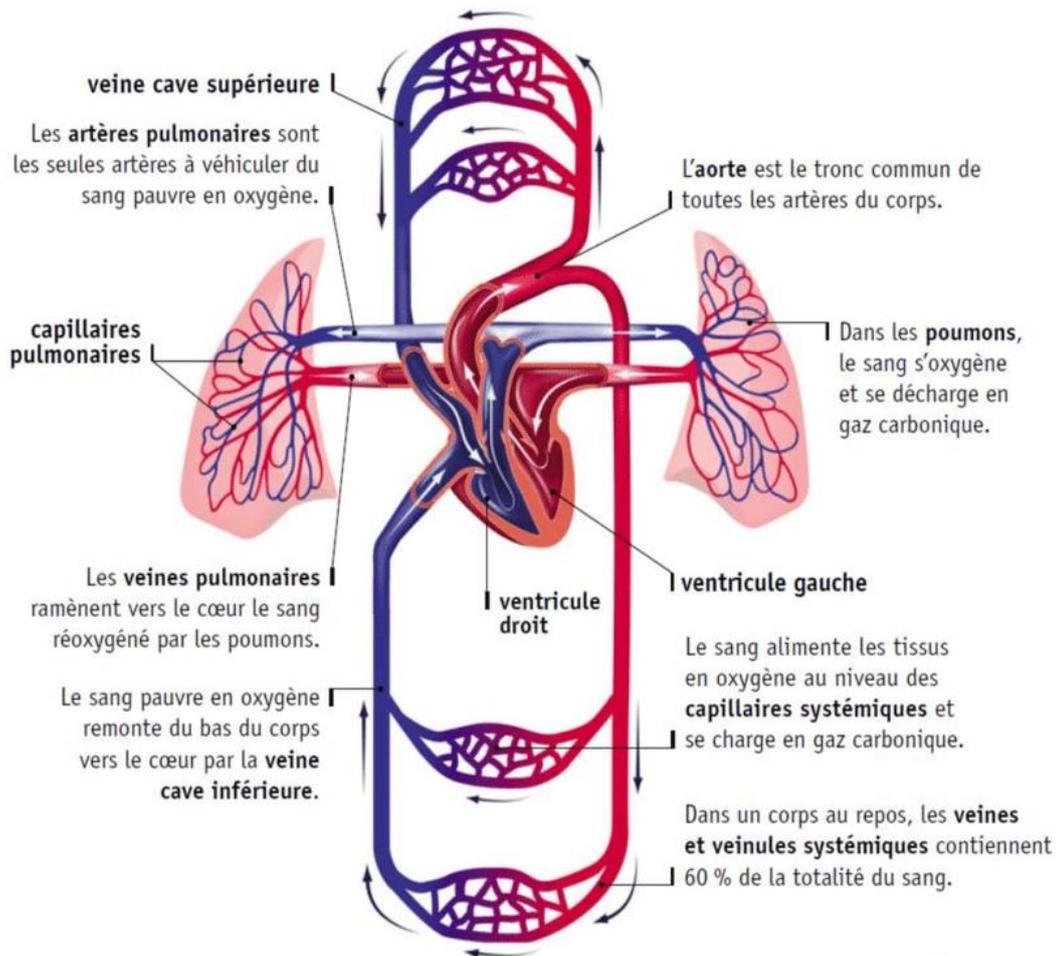


Figure 2.2. La circulation sanguine [10].

Notre sang transporte[11] :

- ❖ L'oxygène, les nutriments (sucre, sels minéraux, vitamines...).
- ❖ Les hormones indispensables à la vie de nos cellules.
- ❖ Il récolte et emporte les déchets, ce que les organes ne veulent plus, vers les organes d'élimination, comme les reins ou les poumons.
- ❖ Le sang joue également un rôle central dans la défense de notre organisme contre les agents pathogènes (bactéries, virus...) grâce aux globules blancs. Et en cas de blessure, il assure lui-même la réparation des vaisseaux sanguins.
- ❖ Le sang véhicule aussi des messagers chimiques, les hormones, essentielles à l'équilibre et au bon fonctionnement de l'organisme.

Parmi eux, on s'intéresse par le sucre (glucose) qui est l'un des nutriments important pour le bon fonctionnement d'organisme.

1.4 La glycémie

1.4.1 Le glucose

Le glucose constitue la principale source d'énergie de l'organisme. Il appartient à la famille des glucides qu'on retrouve dans l'alimentation, généralement lié à des glucides plus complexes. Ces derniers vont alors être digérés (découpés) par des enzymes (déjà dans la bouche), ce qui va permettre l'assimilation du glucose, une fois arrivé à l'intestin grêle. Le glucose peut ensuite être brûlé, transformé en gras ou en glycogène qui est stocké dans les muscles et dans le foie (réserve disponible pour l'organisme tout entier)[12].

La formule moléculaire du glucose est $C_6H_{12}O_6$, qui consiste en liaisons C-H, O-H et C = O. La présence de ces liaisons provoque l'absorption de la lumière NIR dans le sang ou d'autres composants du sang humain[13].

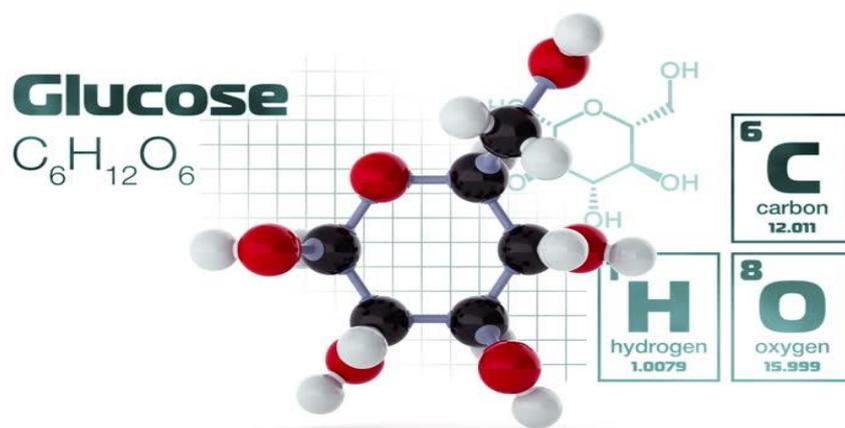


Figure 1.3. La formule du glucose[14].

1.4.2 Le transport du glucose

L'aptitude à transporter le glucose au travers de la membrane plasmique est une caractéristique commune à quasiment tous les types de cellules, de la simple bactérie à la cellule neuronale hautement spécialisée[15]. Il existe 2 types de transport du glucose.

1.4.2.1 Transport facilité

Il est assuré par des membres de la famille des transporteurs GLUT ("Glucose Transporter") qui forment un pore à travers de la membrane (uniport), Certains oses entrent via ce type de pore par diffusion passive, c'est-à-dire sans apport d'énergie (ce type de transport s'effectue dans le sens du gradient de concentration ou gradient électrochimique), Le transport d'un soluté par diffusion facilitée augmente considérablement la vitesse de transport de ce soluté. $KM_{\text{glucose GLUT1}} \approx 1,5 \text{ mM}$ (figure ci-dessous)[15].

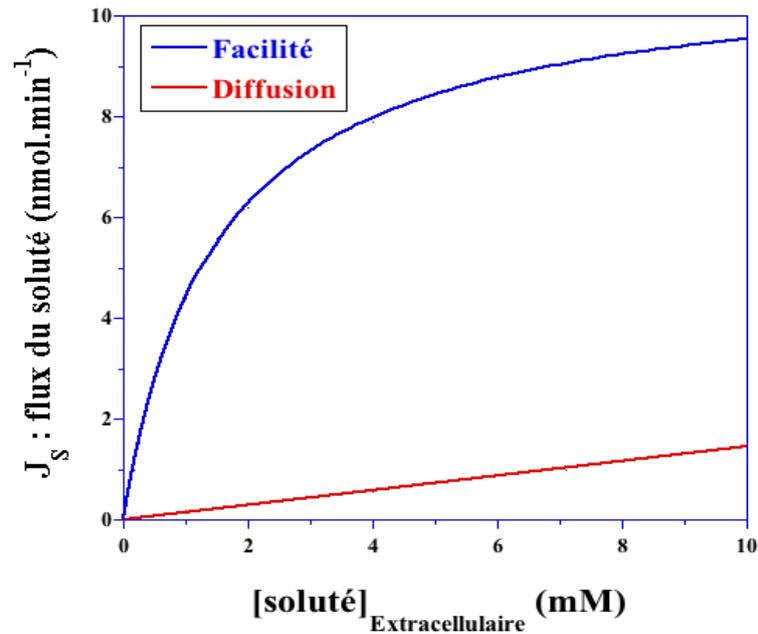


Figure 1.4. Le transport d'un soluté par diffusion facilitée[15].

1.4.2.2 Transport actif secondaire

Il s'effectue via les Simport $[\text{Na}^+ / \text{glucose}]$ ("Sodium/Glucose Co-Transporter" - SGLT1 et SGLT2)[15]. Ce mode de transport nécessite un cotransporteur dans la membrane apicale de la cellule épithéliale. Par exemple, pour le glucose, le cotransporteur Na – Glucose fait pénétrer le glucose dans la cellule contre son gradient de concentration en utilisant l'énergie fournie par le sodium qui se déplace selon son gradient électrochimique.

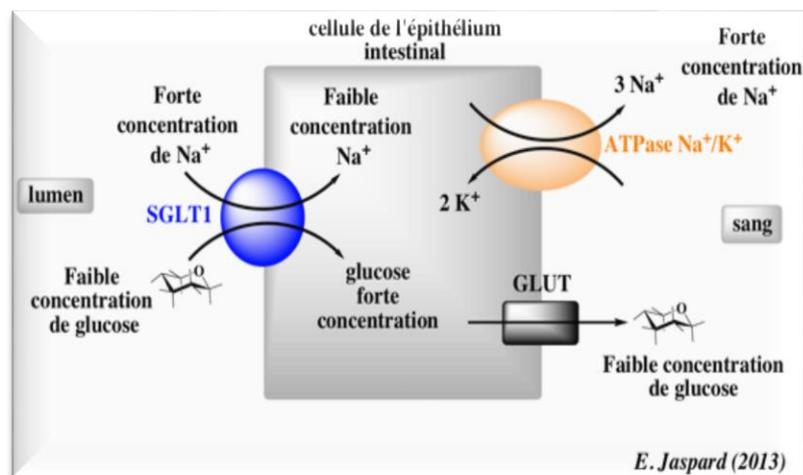


Figure 1.5. Transport actif secondaire [15].

1.5 Glycémie et diabète

La glycémie est la concentration du glucose dans le sang. Les trois états de la glycémie sont montrés sur le tableau 1.1.

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

Tableau 1.1. Les états de la glycémie[16].

La glycémie varie en fonction de différents facteurs : alimentation, activité physique, stress... Par exemple, l'exercice fait baisser le taux de glucose sanguin. La glycémie est aussi contrôlée par des hormones. Après un repas riche en glucides, la glycémie augmente, ce qui stimule la libération d'insuline par le pancréas. L'insuline se fixe sur des récepteurs membranaires présents sur des cellules cibles, ce qui favorise l'entrée du glucose dans les cellules et donc la baisse de la glycémie. L'insuline est donc une hormone hypoglycémisante. Inversement, quand l'organisme est en état de jeûne, la glycémie est basse. Dans ce cadre, le glucagon intervient : cette hormone hyper-glycémisante fait monter la glycémie. Les réserves de glycogène sont mobilisées pour libérer du glucose dans le sang[16].

1.5.1 Définition.

Un diabète peut être diagnostiqué quand la glycémie à jeun est supérieure à 1,26 g/L à deux reprises ou à 2 g/L à n'importe quel moment de la journée. Du glucose est présent dans les urines des patients diabétiques, Le diabète a différentes causes : il peut s'agir d'un problème dans la production d'insuline ou au niveau des récepteurs de l'insuline, Il peut provoquer de multiples complications telles que la cécité, des accidents vasculaires cérébraux, une insuffisance rénale et même une amputation[16].

1.5.2 Types de diabète

1.5.2.1 Le diabète de type 1.

Il est également appelé diabète insulino-dépendant ou diabète juvénile. Le corps ne produit pas d'insuline ou en quantités insuffisante. Cette maladie auto-immune peut toucher des personnes de tout âge mais elle est généralement diagnostiquée chez les enfants ou les jeunes adultes. Les principaux symptômes du diabète de type 1 apparaissent généralement de manière soudaine : soif excessive, faim constante, besoin fréquent d'uriner, perte de poids brutale, modifications de la vision, manque d'énergie...etc[17]. Les diabétiques de type 1 doivent s'injecter quotidiennement de l'insuline.

1.5.2.2 Le diabète de type 2.

Le diabète de type 2 est dû à une résistance à l'insuline entraînant une carence insulinique à terme. Les personnes diabétiques de type 2 peuvent présenter les mêmes symptômes que les diabétiques de type 1, mais il se peut aussi que les symptômes ne soient pas identifiés ; la maladie peut rester non-diagnostiquée pendant des années après son apparition. Par conséquent, on estime que près de la moitié des diabétiques de type 2 s'ignorent.

Le diabète de type 2 se déclare généralement chez les personnes de plus de 40 ans mais de plus en plus d'enfants en développent.

Le diabète de type 2 représente 85 à 95 % des cas de diabète dans les pays développés. Il existe une prédisposition génétique et familiale au diabète de type 2, mais la prévalence croissante de la maladie va de pair avec les changements sociaux et culturels, le vieillissement de la population, l'urbanisation accrue et les comportements alimentaires et physiques. Le mode de vie joue ainsi un rôle majeur dans la survenue de la maladie.

Le diabète de type 2 est une maladie évolutive. Le traitement évolue donc tout au long de la vie du patient. Au départ, une bonne hygiène alimentaire peut suffire, puis il faut parfois passer aux comprimés et enfin aux injections d'insuline[17].

1.5.2.3 Le diabète gestationnel.

Le diabète gestationnel apparaît pendant la grossesse chez la femme n'ayant jamais eu de diabète auparavant. Il présente un risque pour la mère et l'enfant car il augmente pour les deux la probabilité de développer un diabète de type 2 par la suite[17].

Plusieurs systèmes de mesure du glucose se font pour surveiller le taux de glycémie. Ce projet de fin d'étude comme objectif la conception et la réalisation d'un système électronique permettant la mesure du taux de glycémie. Son principe de base Notre travail repose sur l'utilisation du photopléthysmogramme (PPG).

1.6 La photopléthysmographie.

1.6.1 Définition.

Photopléthysmographie (PPG) est une technique optique simple employée pour trouver les changements volumétriques du sang dans la circulation périphérique. C'est une méthode non invasive qui effectue des mesures sur la surface de la peau[18].

Le succès de cette méthode réside dans le fait que l'acquisition repose sur un assemblage de composants électronique largement disponible sur le marché avec moindre coût et de même pour les capteurs.

1.6.2 Principe de mesure.

L'obtention de ce signal physiologique est réalisée par l'intermédiaire de deux principaux composants optoélectroniques : un émetteur lumineux avec une longueur d'onde dans le proche infrarouge car c'est là que la modulation du signal est la plus forte en raison de l'absorption de la lumière par l'hémoglobine, et un récepteur positionné à l'opposé de l'émetteur pour pouvoir mesurer la quantité de lumière absorbée[19].

Un capteur PPG peut être utilisé en mode réflexion (par exemple sur le doigt) ou en mode transmission (par exemple sur l'oreille), comme le montre la figure 1.6.

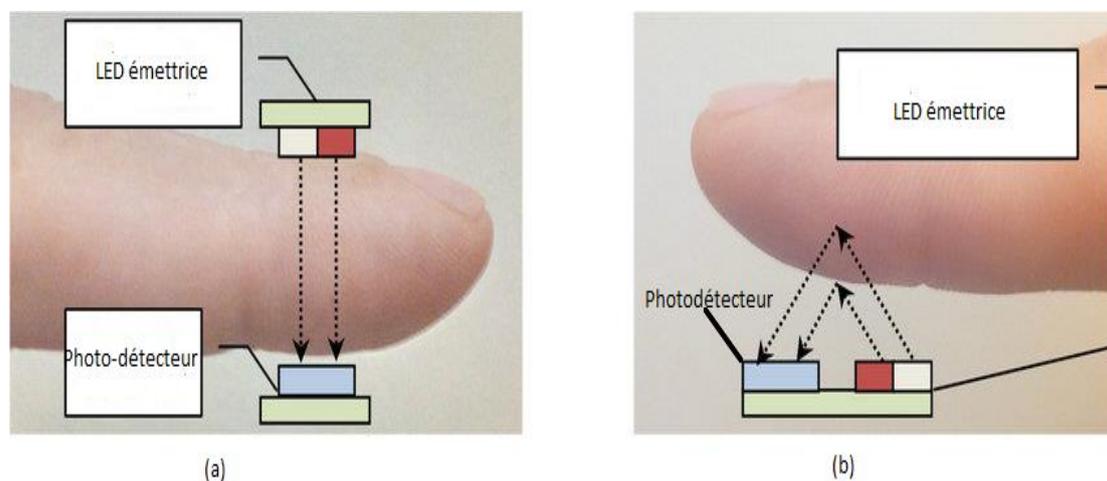


Figure 1.6. Principe d'acquisition du signal PPG: (a) mode réflexion (b) mode transmission.

1.6.3 La forme d'onde de PPG

Le signal PPG à une composante (AC) de courant alternatif et cette composante AC est superposé à une grande composante continue (CC) qui est liée aux tissus et au volume sanguin moyen. La composante AC correspond aux variations du volume sanguin dans la synchronisation au battement de cœur et sa fréquence fondamentale, typiquement autour de 1 Hz. La composante C.C résulte des signes optiques réfléchis ou transmis par les tissus et est déterminée par la structure de tissu ainsi que les volumes veineux et de sang artériel, aussi elle montre des modifications mineures avec la respiration. Donc pour une analyse ultérieure du signale, les signaux AC et DC sont extraites à l'aide d'un filtrage électronique et une amplification appropriée[19].

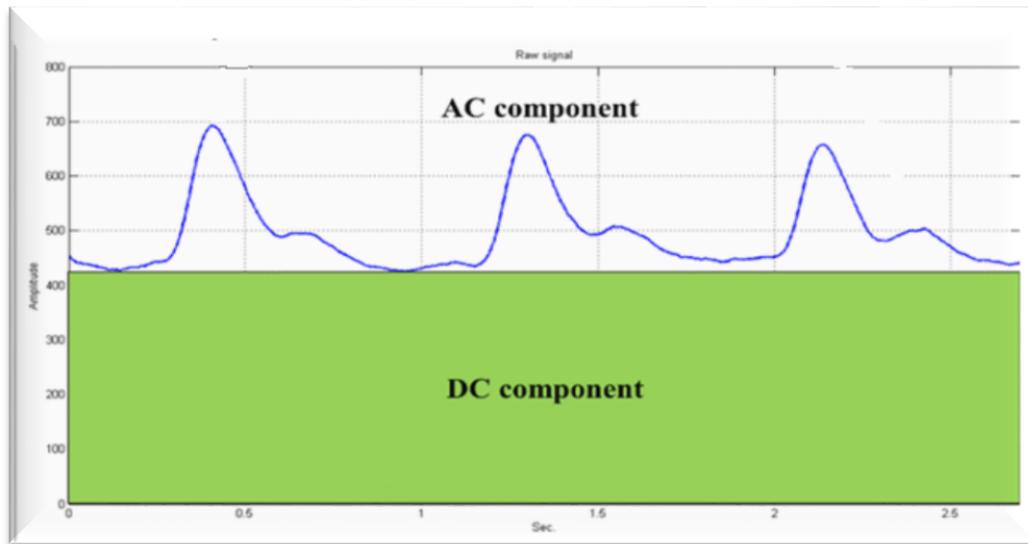


Figure 1.7 Aure du signal PPG.

1.7 Conclusion

Dans ce chapitre on a expliqué les notions de base qui ont relation avec le sang, ses constituants et son rôle a transporté des aliments dans l'organisme humain et parmi ces aliments le glucose qui est la source d'énergie de l'organisme. Puis on a montré la relation entre la concentration du glucose dans le sang et le diabète pour dire qu'il Ya deux catégories de diabète ; diabète type 1 et diabète type 2. De plus on a parlé brièvement sur le signal PPG et ses caractéristiques.

Ces notions sont importantes pour la compréhension du chapitre suivant qui sera consacré pour la réalisation d'un circuit qui permette la mesure non invasive de taux de glucose.

2.1 Introduction.

Ces dernières années, avec l'augmentation du nombre de diabètes dans le monde, les statistiques enregistrent un nombre croissant de sujets souffrant de douleurs et d'infections causées par la nature invasive des glucomètres commerciaux courants.

La technologie de surveillance non invasive de la glycémie est devenue un sujet de recherche international et une nouvelle méthode qui pourrait soulager un grand nombre de patients, c'est la raison pour laquelle nous nous intéressons dans ce projet de fin d'étude à réaliser un système non invasif dédié à la mesure de la glycémie des patients.

En effet, de nombreuses techniques de mesure différentes ont été étudiées, mais il existe encore plusieurs obstacles qui doivent être surmontés. On constate trois catégories de mesures classées par le niveau de risque sur le patient : des méthodes invasives, méthodes peu invasives et d'autres non invasives. Ces techniques seront discutées en montrant les avantages et les inconvénients de chaque technique.

Ce deuxième chapitre est aussi consacré à la description du schéma bloc du système à développer.

2.2 Etat de l'art

Avec l'expansion des connaissances et le développement de la science, les chercheurs ont pu inventer et évoluer plusieurs méthodes pour mesurer le taux de glucose dans le sang. On distingue trois catégories de mesures : la mesure invasive, la mesure peu invasive et la mesure non invasive de la glycémie comme (Fig.2.1).

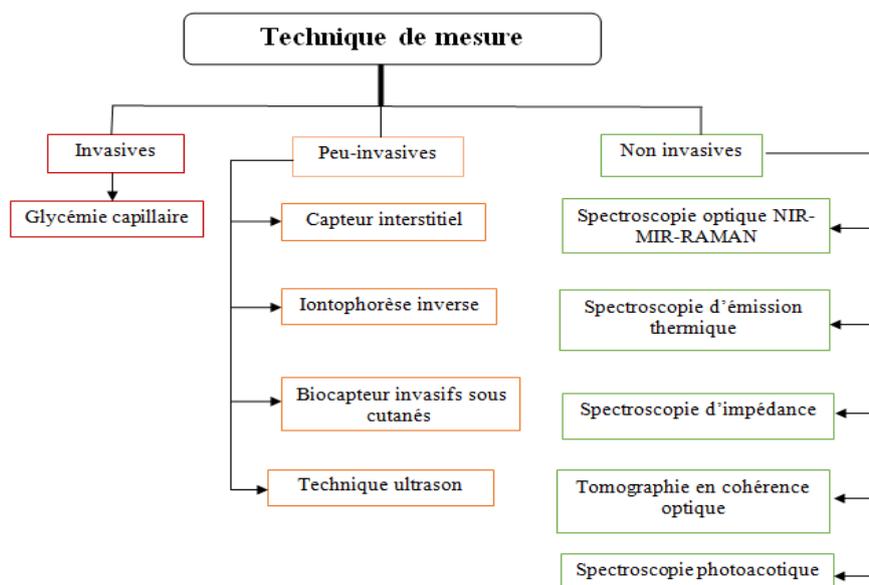


Figure 2.1. Les techniques de mesure de glucose.

2.2.1 La technique invasive : La glycémie capillaire.

C'est la technique adoptée dans le glucomètre électronique à domicile. Cependant, Les glucomètres domestiques utilisent généralement des biocapteurs à base de glucose oxydase, il faut se piquer le bout du doigt avec une lancette, puis recueillir le sang sur une bandelette qui a été préalablement insérée dans un lecteur de glycémie. Après quelques secondes l'appareil affiche le taux de glucose (Fig.2.2)[21].



Figure 2.2. La technique invasive par glycémie capillaire

2.2.3 Les techniques peu invasives.

Quelques méthodes peu invasives en cours de développement permettent une mesure permanente de la glycémie, réalisant une mesure du taux de glucose dans le sang sans le sang, en utilisant le liquide interstitiel. Ce liquide est un liquide extracellulaire qui entoure les cellules des tissus. Il est composé de nombreux bios marqueurs et possède un potentiel de diagnostic médical similaire à celui du sang. Les petits bios marqueurs moléculaires sont échangés entre le sang et l'ISF par diffusion. Par conséquent, la corrélation entre l'ISF et le sang peut être utilisée pour obtenir indirectement des informations sur la santé des patients comme le taux du glucose[21].

2.2.3.1 Le capteur interstitiel : la glycémie interstitielle.

C'est un capteur qui peut exploiter la glycémie en continu et en temps réel à base des électrodes enzymatiques et un liquide interstitiel. Ce système de mesure du glucose permet de mesurer la concentration de glucose dans le liquide interstitiel (glucose interstitiel) et non le taux de glucose dans le sang. Au bout de 5 minutes, le système affiche la moyenne des valeurs. Ce système comporte généralement[21]:

- ❖ Un capteur : à placer soi-même sous la peau (abdomen ou bras selon les dispositifs) et à remplacer périodiquement. Il détecte et mesure le glucose interstitiel en émettant un signal électrique dont l'intensité est proportionnelle à la concentration de glucose.

Chapitre 2. Etude théorique

- ❖ Un transmetteur : il communique le signal électrique du capteur au récepteur.
- ❖ Un récepteur : il reçoit le signal via une liaison sans fil à intervalles réguliers et affiche les données. Le récepteur peut être soit une pompe à insuline, un lecteur de glycémie ou un moniteur spécifique (un Smartphone, par exemple).

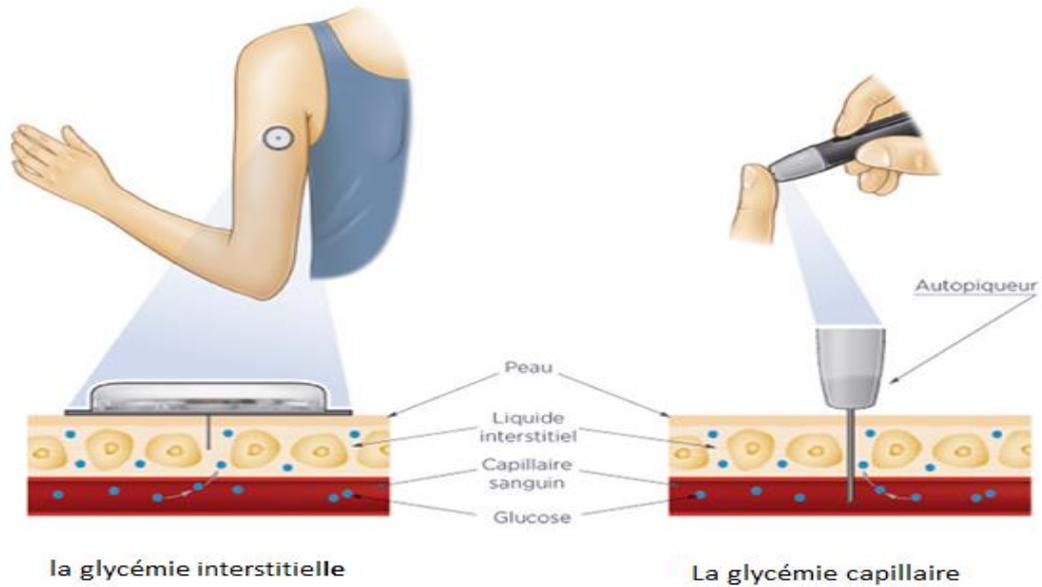


Figure 2.3. Comparaison entre la glycémie interstitielle et la glycémie capillaire.

2.2.3.2 L'iontophorèse inverse [22].

C'est une méthode établie pour surveiller le glucose dans le sang ; repose sur la circulation d'un petit courant électrique entre une anode et une cathode située à la surface de la peau pour accéder à une petite quantité de liquide interstitiel (ISF), ce que peut à la suite nous savoir l'information (taux du glucose) avec un haut niveau de précision.

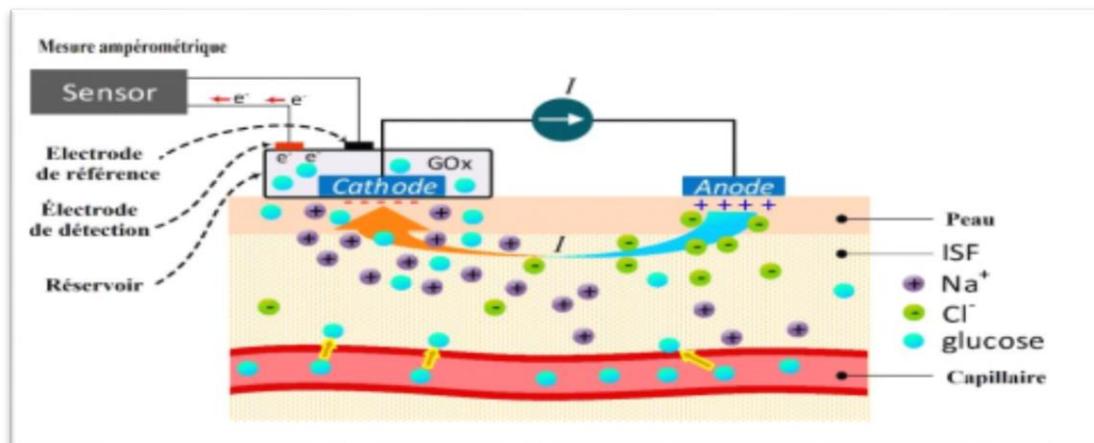


Figure 2.4. Principe de l'iontophorèse inverse pour la surveillance du glucose.

2.2.3.3 Biocapteurs invasifs sous cutanés.

C'est une méthode qui utilise des capteurs miniaturisés et biocompatibles introduite dans le tissu sous-cutané du bras du patient et un capteur enzymatique mesure la concentration de glucose contenu dans le liquide interstitiel d'une manière continue et en temps réel pour adapter le traitement et l'équilibre glycémique. Ces dispositifs peuvent être reliés à une pompe à insuline. Pour cela, le capteur envoie l'information à un transmetteur qui l'envoie par radiofréquence à la pompe à insuline reliée à l'organisme par un cathéter souple placé sous la peau[23].

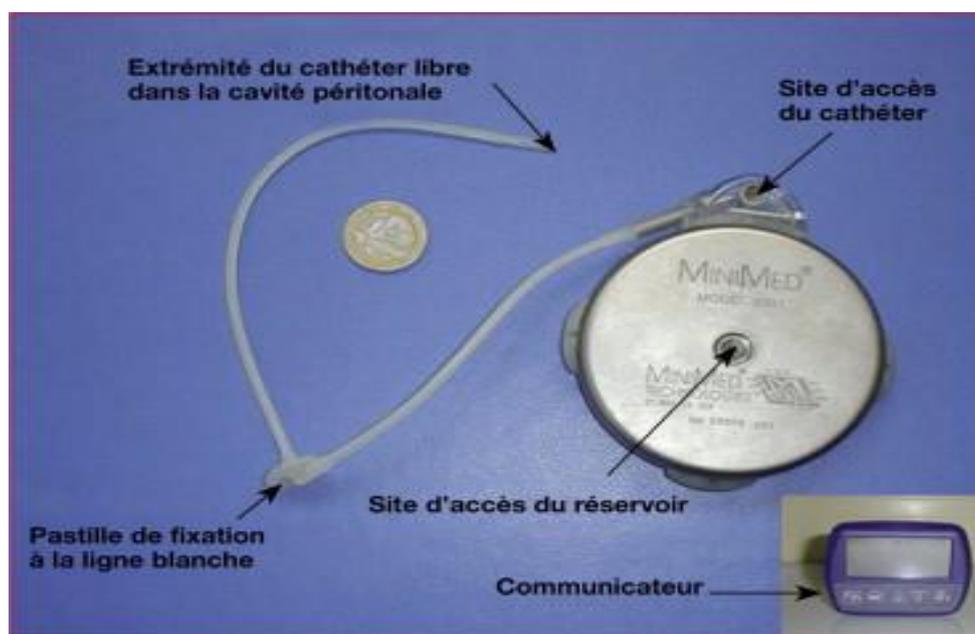


Figure 2.5. Dispositif de mesure continue du glucose relié à une pompe à insuline.

2.2.3.4 La technique ultrason.

C'est une technique repose sur l'utilisation des ultrasons permettre de mesurer le taux de glucose sanguin sans aiguille. L'appareil à ultrasons a été placé sur la face inférieure de l'avant-bras qui pourrait interagir avec le test. La sonde à ultrasons a été placée dans un cylindre en verre fixé sur la peau. Cette technologie mesure le temps de propagation des ondes ultrasonores à travers le milieu biologique. Plus la concentration de glucose est élevée, plus l'onde ultrasonore se propage rapidement dans le milieu, ce qui réduit le temps de propagation[22]

Après le traitement aux ultrasons, une solution saline a été déposée dans le cylindre. En fonction de la vigueur des forces de liaison intermoléculaires et de la densité du milieu, le fluide ou le tissu présente un certain degré de compressibilité qui détermine

Chapitre 2. Etude théorique

la vitesse acoustique des ondes basse fréquence à travers le milieu biologique. En tant que tels, les changements de la concentration de glucose dans le liquide extracellulaire affectent la densité et la compressibilité adiabatique, ce qui affecte linéairement l'impédance acoustique[24].



Figure 2.6. La mesure de la glycémie par ultrason.

2.2.4 Les techniques non invasives

2.2.4.1 Spectroscopie optique.

A. Spectroscopie proche infrarouge NIR

La spectroscopie dans le proche infrarouge permet d'étudier les tissus à une profondeur de 1 à 100 millimètres. Cette approche est basée sur la collecte du spectre d'absorption ou d'émission des tissus par réflectance diffuse ou transmission avec un spectromètre. Cette méthode utilise les données d'absorption ou d'émission de la lumière avec une longueur d'onde comprise entre 700 et 2500 nm ; Lorsque la lumière proche infrarouge illumine un point de la peau, elle est partiellement absorbée et diffusée en raison de son interaction avec les composants chimiques du tissu éclairé. La lumière qui n'est pas absorbée est réfléchi hors du tissu ou transmise à travers celui-ci, avant d'être reçue par des détecteurs optiques. Après Une analyse des changements dans l'intensité de la lumière par l'application de techniques d'étalonnage multi variées, permet d'extraire les différents composants chimiques du tissu, y compris l'azote, le phosphore et le glucose[25].

B. Spectroscopie moyen infrarouge (MIR)

Tout comme le NIR, le MIR est également basé sur la transmission de la lumière de l'émetteur ; à travers un tissu cutané, vers le récepteur. La concentration en glucose

Chapitre 2. Etude théorique

peut être mesurée à partir du signal qui n'est pas absorbé et peut être détecté par des détecteurs. Cette méthode utilise une lumière dont la longueur comprise entre 2,5 et 10 μm . Cependant, elle présente principal inconvénient lié au trajet de la lumière pénétrante dans le tissu. De plus, le signal obtenu est noyé dans le bruit causé par d'autres molécules telles que l'eau et les d'autres métabolites non-glucosés qui modulent l'amplitude du pic d'absorption de la lumière du glucose. La technologie MIR a été pour surveiller la concentration de glucose dans des unités de soins intensifs[26].

C. La spectroscopie de Raman

La spectroscopie de Raman est basée sur l'utilisation d'une lumière laser pour induire une oscillation et une rotation dans des fluides humains contenant des molécules de glucose. En conséquence, l'émission de lumière diffusée est affectée par cette vibration moléculaire, qui dépend de la concentration de glucose dans la solution recueillie à la cathode. Cependant, ce produit a été retiré du marché en raison de sa faible précision. L'avantage de cette technologie est que les électrodes sont facilement appliquées sur la peau, ce qui permet de recueillir un échantillon de liquide physiologiquement pertinent. De plus. La spectroscopie Raman fournit des spectres plus nets et moins chevauchés par rapport au proche infrarouge[27].

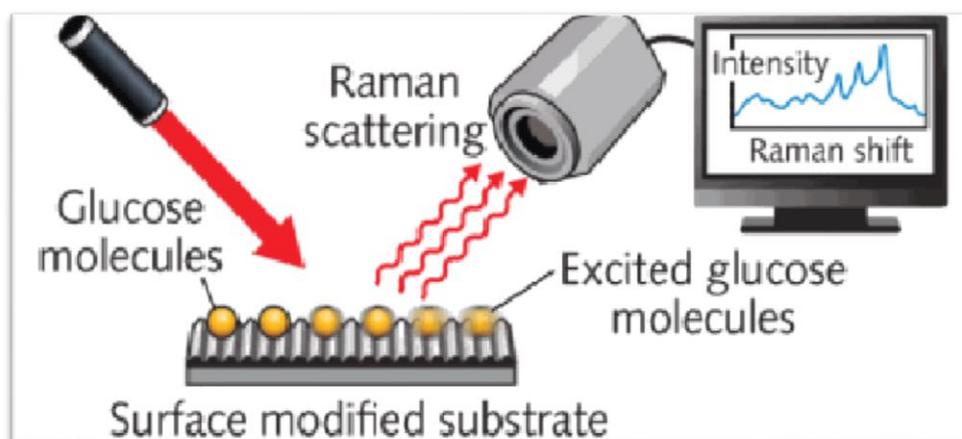


Figure 2.7. La glycémie par la spectroscopie de Raman.

D. Spectroscopie d'émission thermique.

La technologie utilisée pour la mesure du glucose repose sur le principe suivant, étant donné que le corps humain émet naturellement un fort rayonnement électromagnétique dans la région des longueurs d'onde micrométriques et ce rayonnement contient des informations spectrales des analytes tissulaires.

Alors, Les lois de la physique stipulent que tous les objets émettent un rayonnement IR, ses caractéristiques spectrales sont déterminées par sa température absolue ainsi que par les propriétés et les états de l'objet.

Chapitre 2. Etude théorique

La loi de Planck décrit une relation entre l'intensité du rayonnement spectral, et la température du corps noir. Le corps humain est un excellent corps noir qui émet de la lumière dans l'infrarouge moyen, Les sites caractéristiques spectraux de l'émission thermique sont influencés par la composition des tissus et les concentrations d'analytes.

La loi de Kirchhoff confirme que pour le corps entier à la même température et pour la même longueur d'onde, l'absorptivité est égale à l'émissivité monochromatique.

Les capteurs pour la mesure des analytes doivent avoir la sensibilité et la sélectivité requises la sélectivité, la sérialisabilité et la stabilité à long terme.

Les caractéristiques de l'émission IR thermique de différentes concentrations de glucose dans des solutions d'eau et de plasma humain ont été mesurées.

Le corp humain contient des informations sur les caractéristiques spectrales de l'objet est déterminé par la température absolue du corps ainsi que par les propriétés et les états du corps humain. Et par les propriétés et les états des tissus, on peut conclure que les caractéristiques spectrales du sang avec des teneurs différentes en glucose (ou d'autres analytes) modifieront l'émissivité de la membrane tympanique et permettent la possibilité de mesurer la concentration du glucose dans le sang[28].

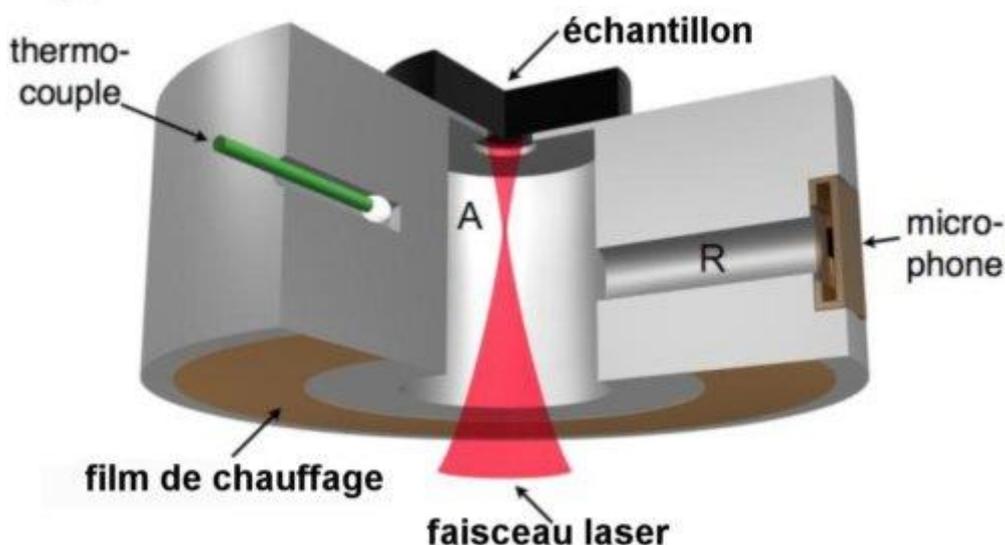


Figure 2.8. La glycémie par la spectroscopie d'émission thermique.

E. Tomographie en cohérence optique OCT.

La tomographie par cohérence optique (OCT) est un nouveau type de technologie d'imagerie à haute résolution. L'OCT offre des capacités de tomographie en profondeur basées sur l'interférence à faible cohérence. Le contraste des signaux de l'OCT résulte des variations spatiales des propriétés de réflexion (diffusion) optique au sein des tissus ou des matériaux biologiques. Elle permet d'observer la microstructure interne des tissus biologiques à une profondeur de 1~10 mm sans

Chapitre 2. Etude théorique

détruire l'intégrité du tissu biologique et sa résolution spatiale peut atteindre 10~15 microns.

Le système OCT utilise un interféromètre avec une source de lumière peu cohérente, un miroir mobile dans un bras de référence, un bras d'échantillon et une photo détectrice pour mesurer le signal interférométrique. La lumière rétrodiffusée par les tissus est combinée à la lumière renvoyée par le bras

De référence de l'interféromètre, et le signal interférométrique résultant est détecté par la photo détectrice[29].

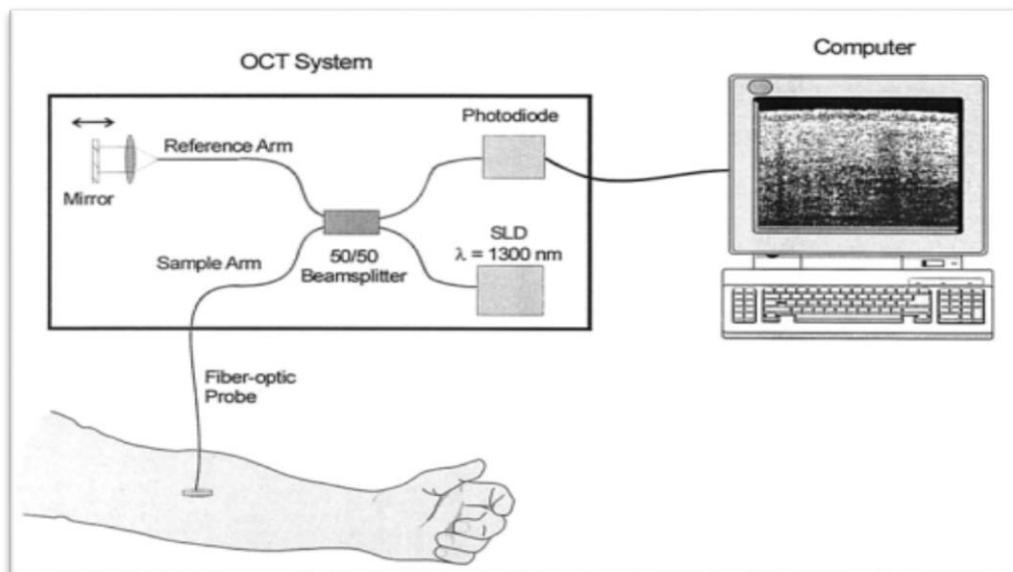


Figure 2.9. La glycémie par Tomographie en cohérence optique.

L'OCT présente le net avantage de pouvoir mesurer et analyser un défaut cutané spécifique ; sans endommagé la peau, en réduisant non seulement les interférences causées par d'autres facteurs, mais aussi en ayant une résolution élevée, rapport signal/bruit élevé, et une grande profondeur de pénétration et aussi et le fait de ne pas être affecté par la pression sanguine, la fréquence cardiaque et l'hématocrite.

La distinction de la concentration de glucose entraînera un coefficient de diffusion du tissu dermique différent, ce qui entraînera une modification de la pente du signal de l'OCT (OCTSS) La technologie OCT peut mesurer la variable de l'OCTSS directement à partir du derme lors de la détection non invasive de la glycémie. Les chercheurs ont découvert que l'OCTSS diminuait linéairement avec l'augmentation de la concentration de glucose dans le saug et ont observé que le coefficient de corrélation R entre la concentration de glucose dans le sang et l'OCTSS chez les diabétiques[21][26].

F. Spectroscopie bio-impédances

La méthode de spectroscopie par bio-impédance fonctionne en déterminant les propriétés diélectriques du tissu cutané à l'aide de deux électrodes (Fig.2.10). Le

Chapitre 2. Etude théorique

niveau de concentration de glucose dans le corps est déterminé en faisant passer un petit courant à une fréquence fixe entre ces électrodes, puis en déterminant la variation de la tension entre ces électrodes.

L'avantage de cette méthode est la nature continue du protocole de mesure (le niveau de glucose est affiché tous les jours), une mise en œuvre simple et la sécurité due à sa nature non invasive. Cependant, cette technologie nécessite un coût élevé et une période de calibration prolongée d'environ 1 heure ; de plus elle souffre d'une imprécision importante. D'inexactitude qui pourrait exposer l'utilisateur à des situations dangereuses. La technique nécessite un étalonnage et l'inconvénient majeur c'est les erreurs qui peuvent se produire en raison de la variabilité, de la transpiration et des mouvements du patient.



Figure 2.10. Glycémie par spectroscopie de bio-impédance.

G. Spectroscopie photoacoustique

Le processus photoacoustique implique la conversion de l'énergie optique en énergie acoustique par un processus de conversion d'énergie en plusieurs étapes. La fraction de l'énergie optique incidente qui est absorbée. Elle est déterminée par le coefficient d'absorption optique. L'effet photoacoustique est une conversion entre la lumière et les ondes acoustiques par absorption et excitation thermique localisée. Lorsque des impulsions rapides de lumière sont incidentes sur un échantillon de matière, elles peuvent être absorbées, et l'énergie qui en résulte sera alors rayonnée sous forme de chaleur. Cette chaleur provoque des ondes sonores détectable en raison de la variation de pression dans le milieu environnant. La valeur de la pression acoustique résultante dépende paramètres de la source laser et des paramètres physiques de l'échantillon étudié (Fig.2.11). Un laser IR pulsé est utilisé comme source de chauffage pour le site de mesure (doigt humain), qui est placé dans un volume fermé. Cette interaction produit des ondes sonores, qui sont capturées par un microphone. Comme le signal détecté est très faible, des amplificateurs opérationnels ont été utilisés. Le

Chapitre 2. Etude théorique

signal amplifié ensuite envoyé à un microcontrôleur pour être traité et la concentration finale de glucose est affichée sur l'écran LCD. La détection du glucose avec la technique de sonorisation est basée sur l'enregistrement des changements de la valeur crête à crête du signal[30].

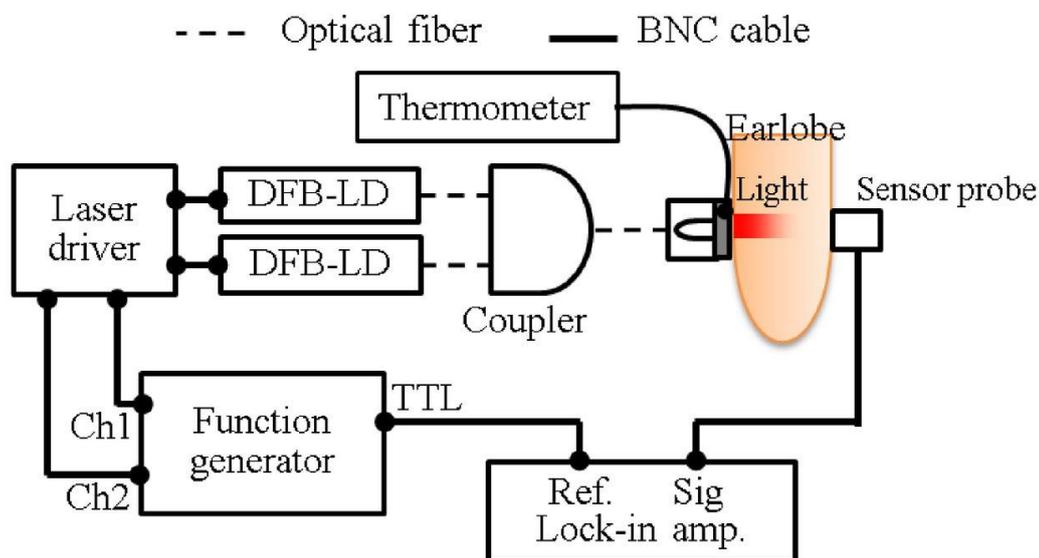


Figure 2.11. Principe de la spectroscopie photoacoustique.

2.3 Schéma bloc général.

Plusieurs techniques de mesure du taux de glucose ont été développées pour la mesure et le suivi de cette maladie. Parmi ces techniques on distingue des glucomètres qui obligent les patients à se piquer la peau, ce qui provoque de légère douleur et des dommages causés à la peau et aux capillaires, des capteurs invasifs nécessitent un contact avec le sang, Cela soulève des inquiétudes quant à Leur stabilité à long terme. En outre, la tête d'un capteur implanté doit être non toxique et non réactif dans le sang ou les tissus[31]. Pour cela on propose une méthode non invasive qui évite les risques d'infections causés par les techniques invasives. Cette méthode vise d'obtenir le taux du glucose par le traitement du signal PPG issu d'un capteur optique. Le signal sera traité par le circuit de mise en forme et en fin numérisé pour l'obtention de l'information sur le glucose(Fig.2.12).

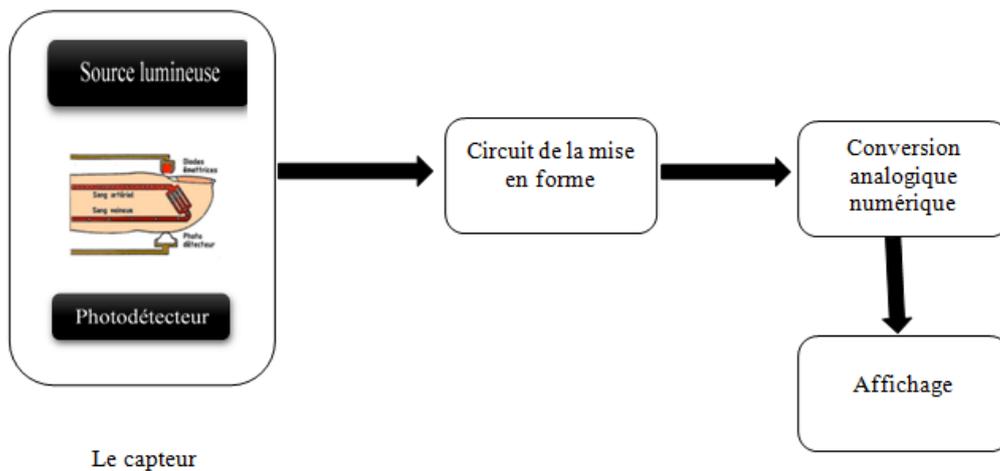


Figure 2.13. Schéma bloc du système à réaliser.

2.3.1 Le capteur

Le capteur est l'élément de base du circuit. C'est un dispositif sensible à un phénomène déterminé et transformant cette grandeur physique en signal électrique. La qualité de l'information est basée sur le choix judicieux du capteur ayant des performances raisonnables en termes d'étendue de mesure, de rapidité, de fidélité, de résolution, et de précision[32].

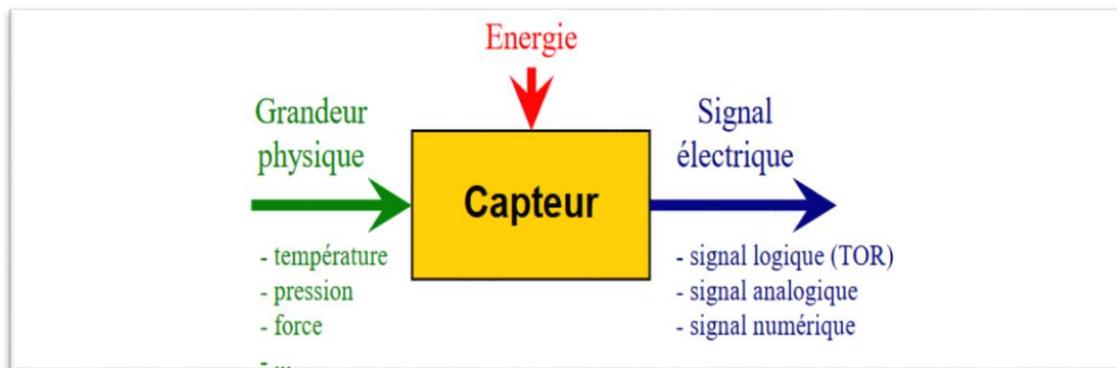


Figure 2. 1. Principe général d'un capteur.

Dans notre étude on s'intéresse au capteur optique car la technique de la photopléthysmographie (PPG) est une mesure optique qui observe les variations de volume sanguin dans un tissu. Les capteurs de la photopléthysmographie existent sous différents types de manière à s'adapter à toutes les situations. On y trouve les pinces à doigt, les pinces à oreilles et les Sondes autocollantes(Fig.2.14)[30].

Chapitre 2. Etude théorique

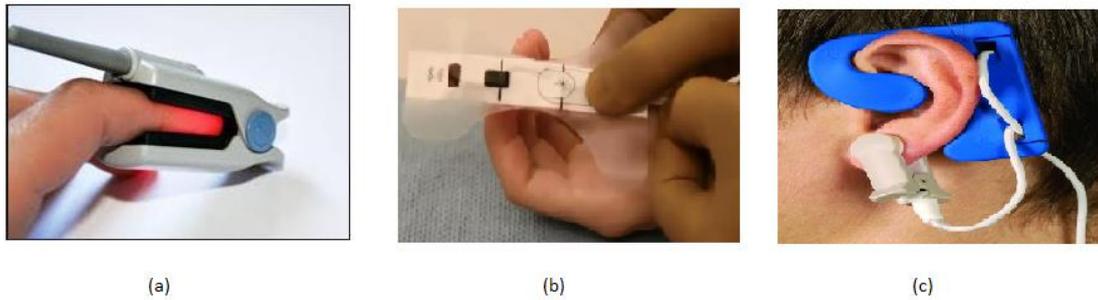


Figure 2.2. Les différentes formes du capteur du PPG, (a) pince semi- rigides (b) pince autocollante, (c) pince à l'oreille.

Le capteur du système réalisé dans ce PFE est un circuit d'émission réception de la lumière. L'émission est faite avec une LED rouge compte tenu de phénomène d'absorption de la lumière par le sang et ses composants, le glucose fait partie de ses composants. Un phototransistor, placé à l'opposé de la diode, mesure l'intensité de la lumière transmise à travers le lit capillaire. Les variations de l'intensité lumineuse transmises à la photo détectrice, dues aux variations de l'absorption de la lumière par le sang.

Dans notre étude on a utilisé le phototransistor « BPX43 » de type NPN ce choix est du grâce à la large bande de détection et aussi sa capacité de détecter la lumière rouge utilisé dans le circuit de l'émission(Fig. 15).



Figure 2.3. Le phototransistor bpx43.

Ce phototransistor a comme caractéristiques [33]:

- ❖ Plage spectrale de sensibilité : (typ) 450 ... 1100 nm.
- ❖ Emballage : Boîtier métallique (TO-18), hermétiquement fermé.
- ❖ Spécial : Connexion de base.
- ❖ Convient jusqu'à 125°C.
- ❖ Haute linéarité.
- ❖ Polarité NPN.

2.3.2 Le circuit de mise en forme

Le signal PPG est généralement de faible amplitude et noyé dans le bruit c'est pourquoi il est fondamental de réaliser ce circuit de mise en forme qui est constitué essentiellement d'un étage de filtrage et d'un étage d'amplification.

2.3.3 Etages du filtrage.

L'étage de filtrage de notre circuit est constitué intrinsèquement d'un filtre passe haut passif et d'un filtre passe bas actif qui forment par la suite un filtre passe bande qui sert à cerner la bande fréquentielle de notre signal PPG pour éliminer tout type de bruit qui peuvent perturber notre mesure comme le mouvement du patient, le bruit de raison électrique ou bien la lumière ambiante. De notre circuit dispose un filtre twin T afin d'éliminé les 50 Hz.

2.3.3.1 Filtre passe haut :

Le filtre passe haut est appliqué ensuite de la sortie du circuit de réception, il est utilisé pour annuler l'ondulation de la ligne de base et la composante continue qui est ajoutée par la lumière ambiante Le filtre est constitué d'un condensateur C en série avec une résistance R, les valeurs de ces deux composants sont fixées de telle manière à avoir une fréquence de coupure de 1.54 Hz :

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

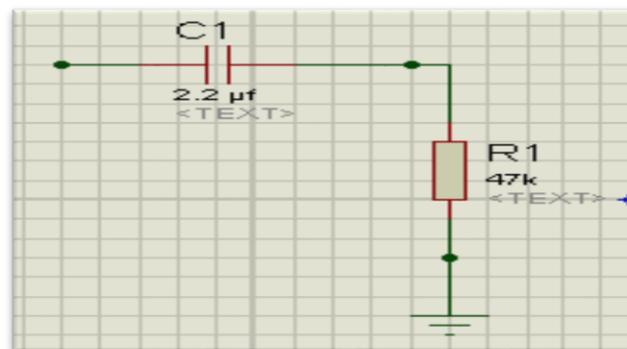


Figure 2.16. Filtre passe haut.

2.3.3.2 Filtre passe bas :

Il s'agit d'un filtre actif qui est utilisé dans le but d'éliminer le bruit issu du secteur d'alimentation avec une fréquence de coupure de 3.38 Hz

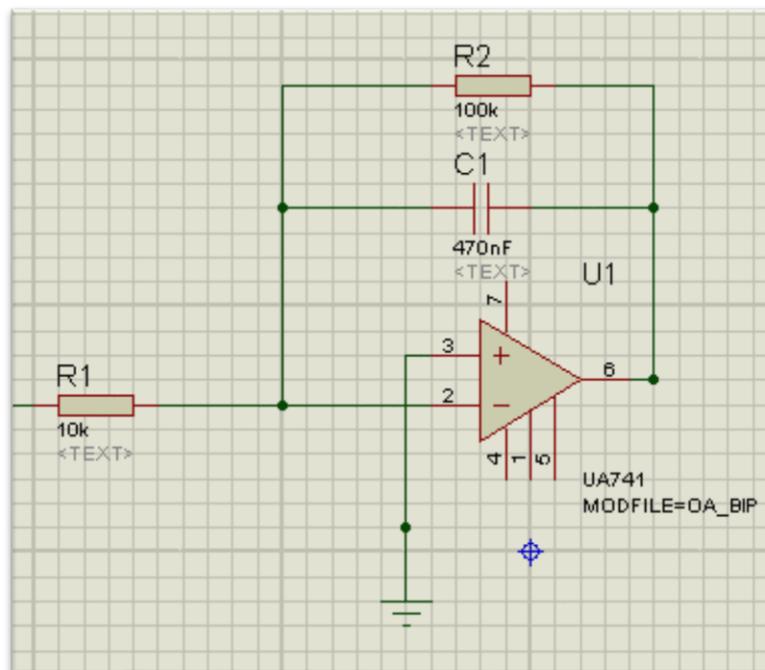


Figure 2.17. Filtre passe bas.

2.3.3.3 Etages d'amplification

Compte tenu que le signal récupéré par le phototransistor est de faible amplitude de l'ordre de quelques millivolts, une amplification est primordiale. Dans notre PFE, nous avons utilisé un amplificateur opérationnel de type ua741 avec un gain.

$$G = \frac{R2}{R1} + 1$$

2.3.4 La conversion analogique numérique

En électronique numérique, on travaille avec des bits et des octets. En analogique, on travaille avec des grandeurs physiques : tension, courant, résistance, fréquence, etc.

Pour pouvoir exploiter des mesures analogiques avec un microcontrôleur, il faut convertir la mesure analogique en une grandeur numérique. C'est justement le but des convertisseurs analogique / numérique[38]. Cette partie est dédiée à recueillir les données et les numériser pour avoir un signal exploitable par un système numérique (PC) et d'être traité. Lors de la conception de cette partie de numérisation du signal PPG, nous avons opté pour le choix la carte électronique multifonctions « Arduino Uno ». Ce choix fait suite à notre premier critère qui est la vulgarisation et la disponibilité de cette carte électronique[34].

Chapitre 2. Etude théorique

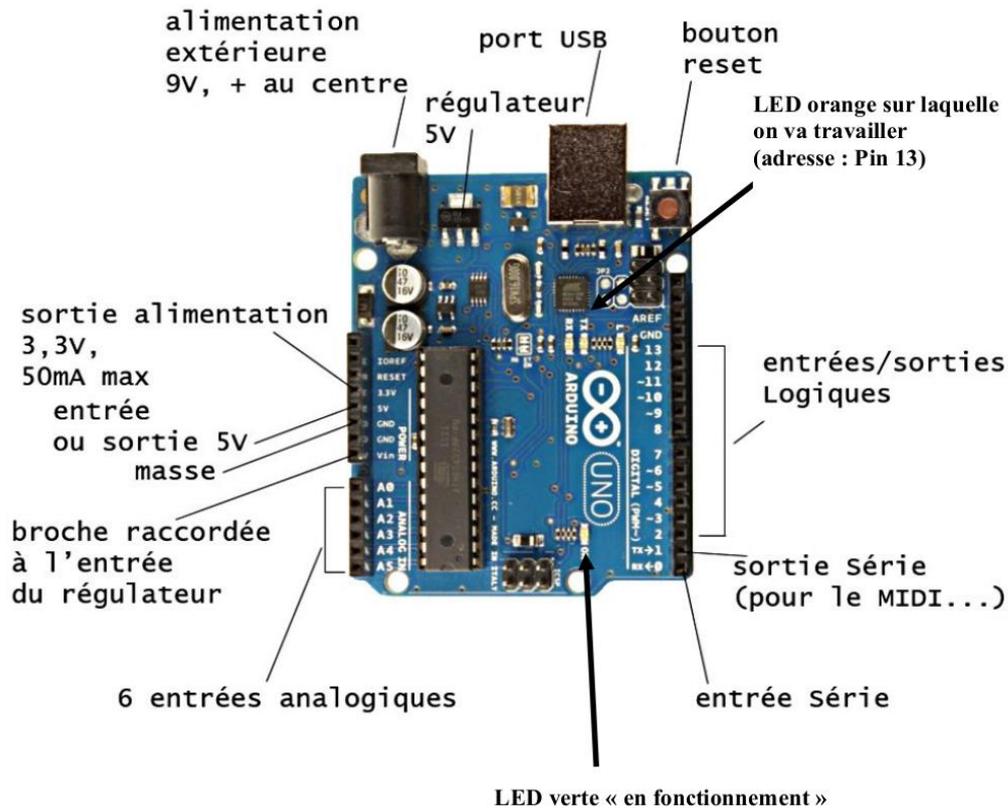


Figure 2.18. La carte arduino.

La carte Arduino Uno peut-être alimentée soit via la connexion USB ou à l'aide d'une alimentation externe. La source d'alimentation est sélectionnée automatiquement par la carte[35].

La carte Arduino repose sur un circuit intégré programmable appelé microcontrôleur, le type de ce circuit change d'une carte à une autre. Il est associé à des entrées et sorties qui permettent à l'utilisateur de brancher différents types d'éléments externes[36].

Cette carte comporte[37] :

- ❖ 14 broches numériques d'entrées/sorties (dont 6 peuvent être utilisées en sorties PWM5 (largeur d'impulsion modulée).
- ❖ 6 entrées analogiques de A0 ont A5 (qui peuvent également être utilisées en broches entrées/sorties numériques). - Un connecteur ICSP (programmation "in-circuit").
- ❖ Un quartz à 16 MHz. - Une connexion USB.
- ❖ Un connecteur d'alimentation jack.
- ❖ Un bouton reset.

La carte « Arduino Uno » dispose de toute une série de fonctionnalités pour communiquer avec un ordinateur, une autre carte Arduino, ou avec d'autres

Chapitre 2. Etude théorique

microcontrôleurs. L'ATMega328 dispose d'une UART (Universal Asynchronous Receiver Transmitter) pour communication série de niveau TTL (5V) et qui est disponible sur les broches 0 (RX) et 1 (TX). Un circuit intégré ATmega328 sur la carte assure la connexion entre cette communication série vers le port USB de l'ordinateur et apparaît comme un port COM virtuel pour les logiciels de l'ordinateur. Le code utilisé pour programmer l'ATmega328 utilise le driver standard USB COM, et aucun autre driver externe n'est nécessaire [30] Un environnement de programmation unique regroupe éditeur de code, compilation et débog sous environnement de langage C avec des simplifications pour les débutants ; il est compatible avec d'autres sources et des bibliothèques de code open source permettant d'étendre les fonctionnalités du microcontrôleur[22].

2.4 Conclusion

Plusieurs techniques de mesure du taux de glucose ont été développées pour la mesure et le suivi de cette maladie. On distingue la méthode invasive, peu invasive et non invasive. Parmi ces techniques on s'intéresse la méthode non invasive ; En choisissant ce type de mesure on s'affranchit des dommages causés à la peau et aux capillaires induits par la mesure directe du glucose, et la mesure peu invasive qui nécessite un capteur implanté peut-être toxique pour l'organisme.

Notre système inclue un circuit permet d'obtenir un taux du glucose à travers un signal PPG. Le prototype de notre méthode est basé principalement sur un capteur ; un circuit de mise en forme ; un étage d'amplification et on termine par la conversion analogique numérique et l'affichage.

Dans le chapitre suivant, nous donnons plus de détails sur la réalisation de ce circuit et nous présenterons les tests et les résultats pratiques obtenus.

Chapitre 3. Réalisation pratique et mesures

3.1 Introduction.

Ce chapitre est consacré à la réalisation pratique de notre système. La première partie est dédiée consiste à la réalisation du circuit de mise en forme du signal PPG La deuxième partie est consacrée à la conversion analogique numérique et le traitement numérique du signal pour éliminer le bruit indésirable et d'être prêts à utiliser dans la construction du modèle d'étalonnage. En dernier lieu, n traitement avancé des signaux acquis est fait dans le but d'estimer le taux du glucose.

Ces étapes seront détaillées dans ce troisième chapitre.

3.2 Réalisation du circuit de mise en forme.

3.2.1 Le capteur.

Le capteur est l'élément clé dans la chaîne de mesure. Il est destiné à modifier le support physique d'informations. Il converti une grandeur physique quelconque en grandeur électrique[38]. Dans notre cas la grandeur à détecter sont les signaux PPG acquis de deux sites différents : le doigt et lobe d'oreille.

Le capteur optique est constitué d'une LED rouge de longueur d'onde 780nm car c'est là où l'absorption de la lumière par l'hémoglobine dans le sang est la plus forte et d'un phototransistor BPX43 placé en face la LED (Fig.3.1).

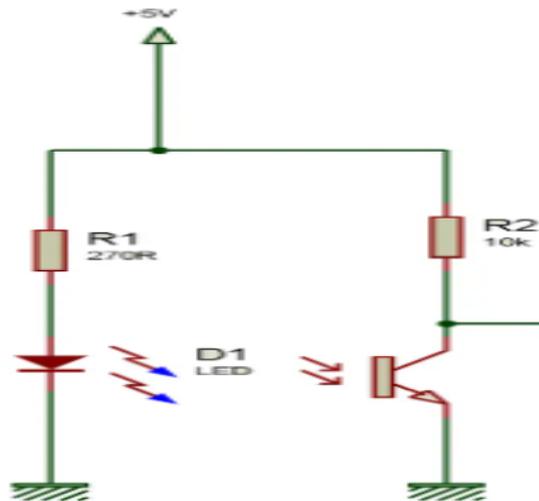


Figure 3.1. Le schéma électrique du capteur.

Une résistance de 270Ω est montée en série avec la LED pour la protéger et une résistance de 10 kΩ est t placée en série avec le phototransistor pour éviter sa saturation. La lumière qui traverse le doigt ou le lobe d'oreille sera détectée et convertie en courant qui reflète le signal PPG. La lumière sera détectée par le phototransistor et convertie en signal électrique. Pour que les mesures soient correctes

Chapitre 3. Réalisation pratique et mesures

et fiables, un bon contact est nécessaire entre la peau et capteur. La LED doit avoir une grande luminosité.

La figure 3.2. illustre les deux capteurs réalisés.



Figure 3.2. Les capteurs réalisés.

3.2.2 Circuits du filtrage

Le signal issu du capteur est perturbé par les bruits causés par les mouvements du patient, la lumière ambiante ou bien l'influence du réseau d'alimentation. Ces effets se traduisent par des parasites qui modifient l'allure, la forme et l'intensité de la partie pulsatile du signal PPG. Les artefacts doivent être éliminés pour éviter de fausses mesures. Pour ce faire, de simples filtres sont utilisés pour supprimer les tendances[39].

3.2.2.1 Filtre passe haut :

C'est un simple filtre passif composé d'une capacité en série avec une résistance comme le montre la Figure 2.16 du deuxième chapitre. Dans ce PFE, les valeurs de ces deux composants sont fixées de telle manière à avoir une fréquence de coupure égale à 1.54Hz. La fréquence de coupure est rigoureusement sélectionnée afin de ne pas déformer le signal et pour que la composante continue ne soit plus dominante.

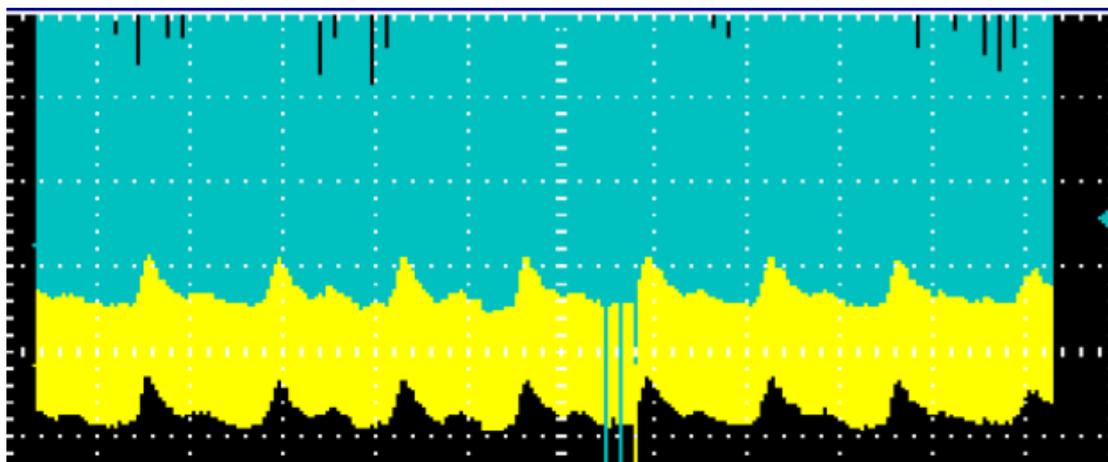
$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

On a choisi une résistance de 47 k Ω avec $f_c = 1.54$ Hz donc on extrait la valeur de condensateur :

$$C = \frac{1}{2\pi R f_c} = \frac{1}{2\pi * 47 * 10^3 * 1.54} = 2.2 \mu f$$

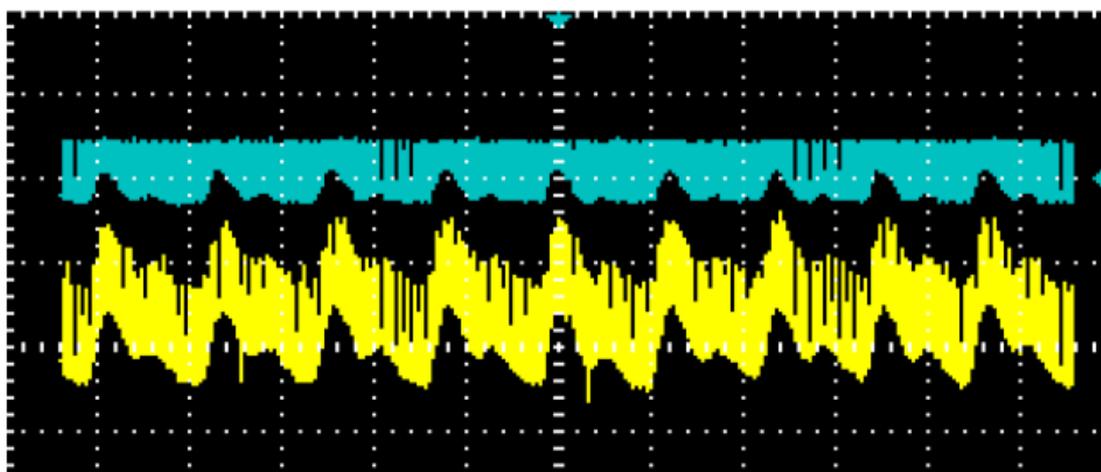
Chapitre 3. Réalisation pratique et mesures

La figure 3.3. montre les signaux PPG (doigt et lobe de l'oreille) à la sortie de ce filtre.



La figure 3.3. les signaux PPG (doigt et lobe de l'oreille) à la sortie de ce filtre.

3.2.2.2 *Filtre passe bas actif :*



La figure 3.4. les signaux PPG à la sortie d filtre passe bas actif.

Dans le cercle de réalisation, il est nécessaire d'utiliser un filtre passe bas actif afin d'amplifier les basses fréquences et éliminer les hautes fréquences, ce circuit est constitué d'une résistance de $R=100\text{ k}\Omega$, $R=10\text{ k}\Omega$, $C=470\text{ nF}$ comme était illustré sur la figure 2. 4 du chapitre précédent.

La fréquence de coupure de ce filtre est de 3.38 Hz avec un gain de 11.

La figure 3.4. montre les signaux PPG (doigt et lobe de l'oreille) à la sortie du filtre passe bas actif.

Chapitre 3. Réalisation pratique et mesures

Parmi les perturbations fréquentes qui gênent notre signal PPG : le signal périodique 50Hz provenant du couplage électromagnétique entre le circuit utilisé et les conducteurs du réseau d'alimentation [40] et pour éliminer cette perturbation on a appliqué un filtre réjecteur twin T, il contient quatre résistances et quatre condensateurs, le choix des résistances et des condensateurs est fait à partir du calcul de la fréquence de coupure qui est égale à 50 Hz.

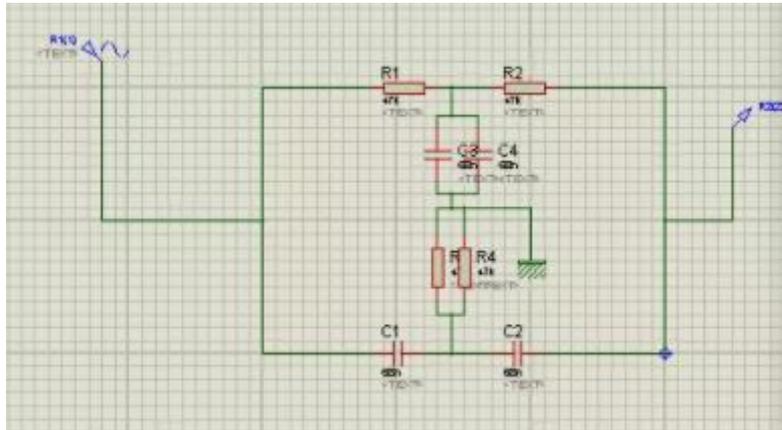


Figure .5. Circuit de filtrage twin T.

3.2.3 Etage d'amplification.

Le signal PPG est de très faible niveau, il est fondamental d'appliquer une amplification pour bien visualiser l'évolution d'amplitude d'onde PPG. Pour cette raison on a ajouté un amplificateur opérationnel $\mu A741$ avec un gain de 10 comme le montre la figure suivante :

Chapitre 3. Réalisation pratique et mesures

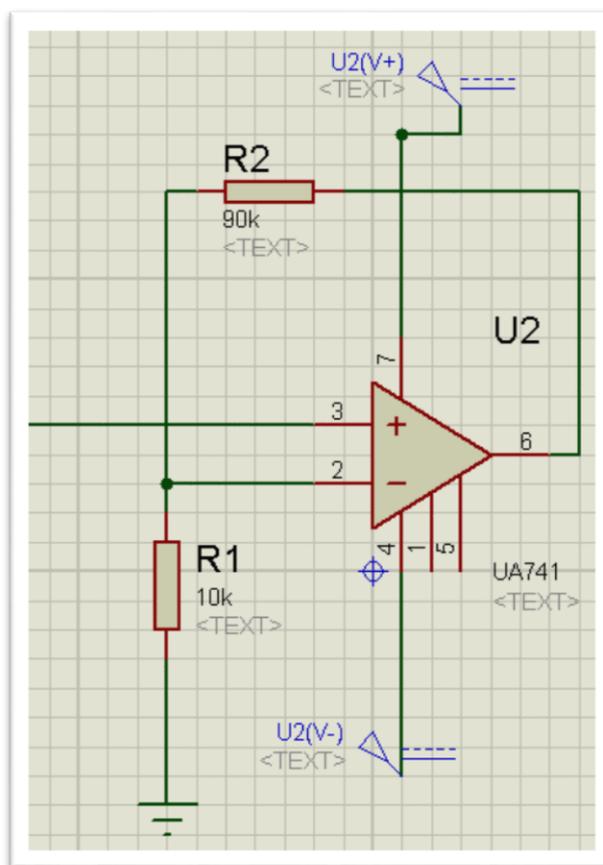


Figure 3.6. Circuit d'amplification

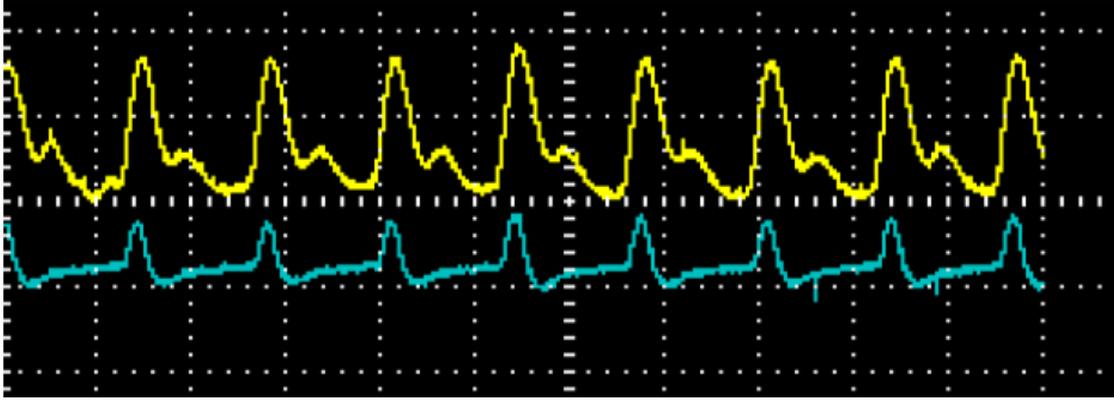
Le μ A741 est un amplificateur opérationnel à usage général, avec une capacité de tension de décalage nulle, c'est le circuit intégré le plus polyvalent de marché. Il a comme caractéristique[40] :

- ❖ Vitesse de balayage: $0,5 \text{ V} / \mu\text{s}$
- ❖ Gain de bande passante produit: 1 MHz
- ❖ Tension - Offset d'entrée: 1 mV
- ❖ Courant - Biais d'entrée: 10 mA
- ❖ Courant - Sortie / Canal
- ❖ Tension - alimentation simple, double (\pm): $10 \text{ V} \sim 44 \text{ V}, \pm 5 \text{ V} \sim 22 \text{ V}$
- ❖ Température de fonctionnement: $0^\circ \text{ C} \text{ à } 70^\circ \text{ C}$
- ❖ $8 \text{ DIP} (0,300 \text{ ", } 7,62 \text{ mm})$
- ❖ Poids : $0,47 \text{ g}$
- ❖ Protection contre les courts-circuits

- ❖ Pas de Latch-Up

À la sortie le signal PPG recueilli est lisible et interprétable comme le montre la figure 3.7.

Chapitre 3. Réalisation pratique et mesures



La figure 3.7. Les signaux PPG à la sortie de l'étage d'amplification.

On observe qu'il y a une amélioration considérable de la qualité de deux signaux.

3.2.4 Circuit d'offset :

Le signal PPG mis en forme est préparé par un circuit offset à être recueilli via la carte Arduino Uno et comme les entrées analogiques de la carte Arduino n'acceptent que les signaux unipolaires compris entre 0 et 5V donc il est fondamental d'ajouter une composante continue au signal PPG pour le centrer entre 0 et 5V[42].

Le circuit d'offset est réalisé à base d'un TL081. Le potentiomètre de 10 k Ω branché entre +5V et -5V permet d'ajuster la tension d'offset. L'AOP TL081 permet d'assurer une adaptation d'impédance entre le circuit de mise en forme et l'entrée analogique de la carte Arduino Uno.

La figure 3.8 illustre le typon du circuit de mise en forme du signal PPG alors que la figure 3.9 montre le circuit imprimé de ce dernier.

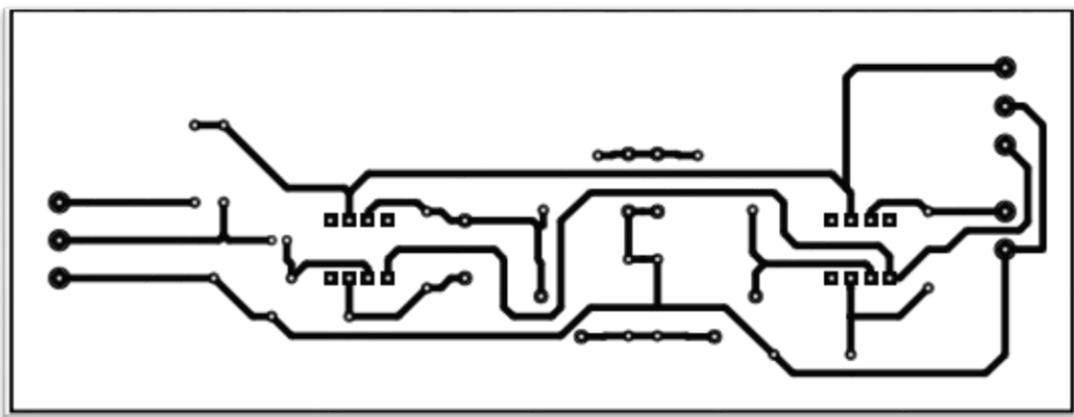


Figure 3.8 Le typon du circuit de mise en forme du signal PPG.

Chapitre 3. Réalisation pratique et mesures

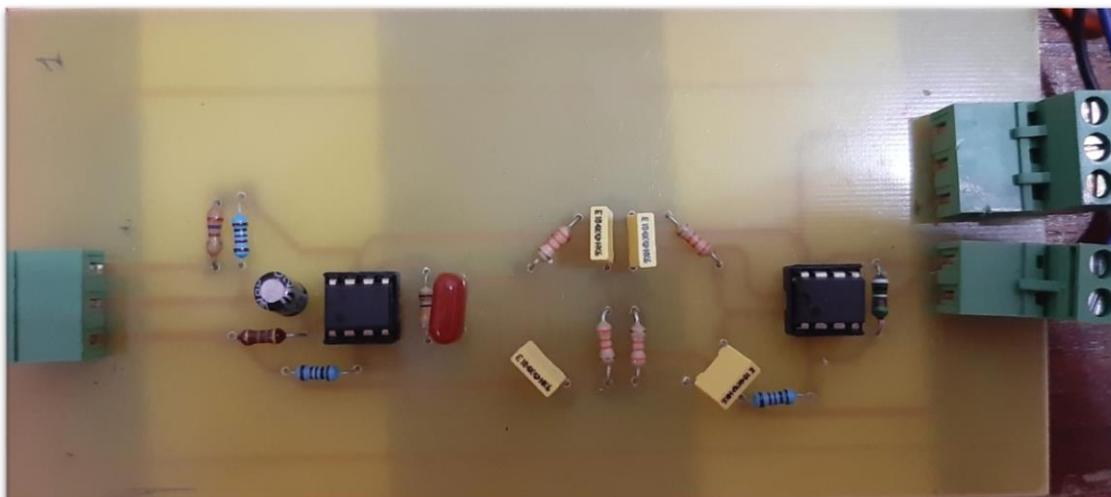


Figure 3.9. Le circuit de mise en forme du signal PPG.

la figure 3.10. montre le prototype que nous avons réalisé.

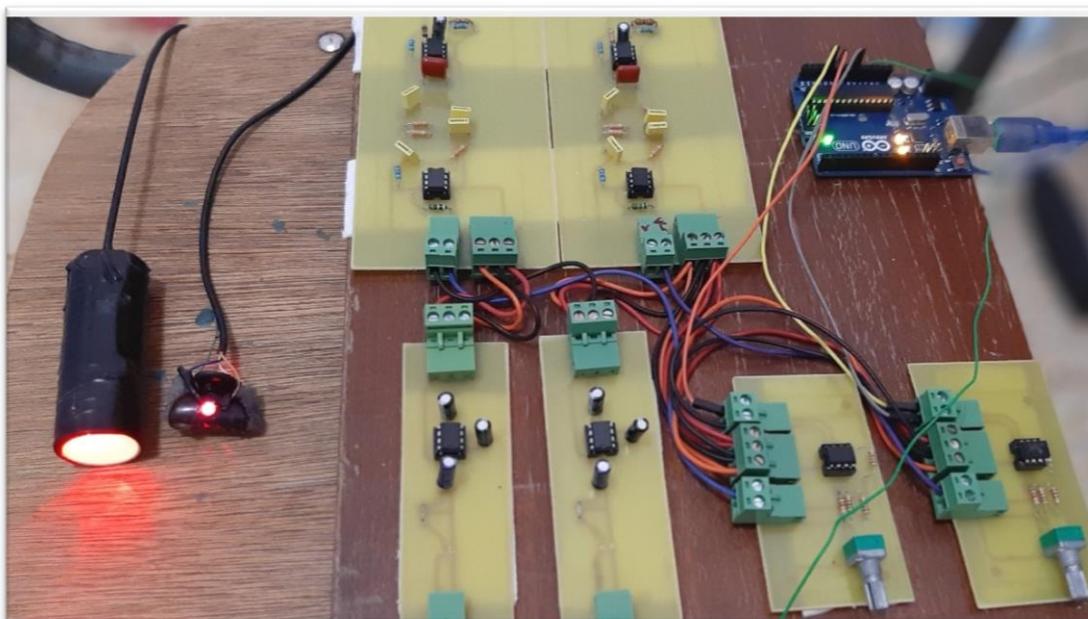


Figure 3.10. Le prototype du système réalisé.

3.2.5 Conversion analogique numérique :

Pour accueillir les données sur PC il faut d'abord passer par la convention analogique numérique de deux signaux PPG. Pour cette transmutation nous avons utilisé la carte de convention Arduino uno. Cet étage permet le passage du mode analogique au mode numérique l'aide d'une simple programmation sur compilateur IDE, le programme est dédié à lire, convertir et envoyer les données au pc pour l'affichage.

Chapitre 3. Réalisation pratique et mesures

Les deux signaux PPG à la sortie des cartes électroniques sont connecté aux broches d'entrés analogique A0 et A1 comme la suite A0 pour lire PPG1 et A1 pour lire PPG2. Le signal PPG1 est celui récupéré par le capteur de doigt et PPG2 issu du capteur de l'oreille et pour afficher le résultat du traitement on termine notre programme par la commande « serial.print. » pour imprimer les données sur le port série sous forme de texte lisible par l'utilisateur.

```
int ppg1;
int ppg2;
//float ecg1;
void setup() {
  // initialize serial communication at 9600 bits per second:
  Serial.begin(9600);
}

// the loop routine runs over and over again forever:
void loop() {
  // read the input on analog pin 0:
  ppg1=analogRead(A0);
  ppg2=analogRead(A1);
  //ecg1=map(ecg,0,1023,950,1050);
  // print out the value you read:
  //Serial.print("PPG1 ");
  Serial.print(ppg1);
  Serial.print("\t");
  //Serial.println("PPG2 ");
  Serial.println(ppg2);
  delayMicroseconds(50);      // delay in between reads for stability
}
```

Figure 3.11. Le code de la conversion analogique-numérique.

3.3 Estimation du taux du glucose.

3.3.1 Principe de la mesure

L'estimation du taux du glucose nécessite la mesure du temps de transit (PTT) de l'onde de pouls. Le PTT représente l'écart temporel entre les pics du signal PPG mesuré dans le premier site et les pics du signal PPG acquis du deuxième site.

Dans ce projet nous avons fait la mesure entre l'index et le lobe de l'oreille. Nous avons utilisé le circuit décrit précédemment pour faire l'acquisition de ces signaux. Le sujet doit être assis et au repos.

Chapitre 3. Réalisation pratique et mesures

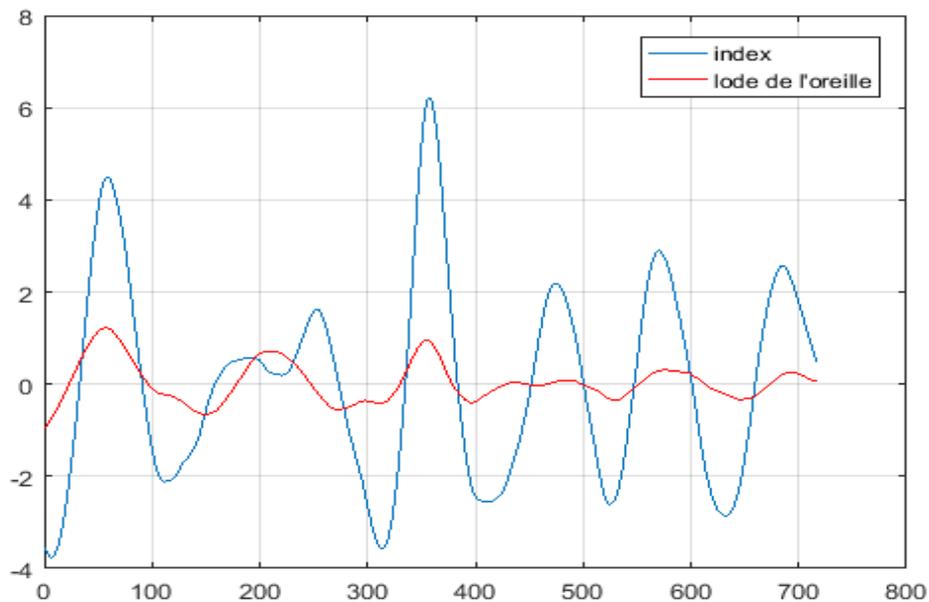


Figure 3.12. Les signaux PPG acquis.

Nous avons développé un pour détecter les pics de deux signaux PPGs. La méthode de détection est basée sur un seuillage d'amplitude. Seules les valeurs du signal PPG qui dépasse un seuil donné vont être prises en considération. La détection des pics est faite en détectant les points de déflexion locales du signal PPG. Un point de déflexion correspond à un changement de la pente. Ce changement satisfait la condition suivante :

$$PPG(i) > PPG(i - 1) \ \& \ PPG(i) > PPG(i + 1)$$

Un seuillage est ensuite fait pour détecter les pics.

La figure 3.13. montre l'évaluation de l'algorithme sur le patient numéro 20.

Chapitre 3. Réalisation pratique et mesures

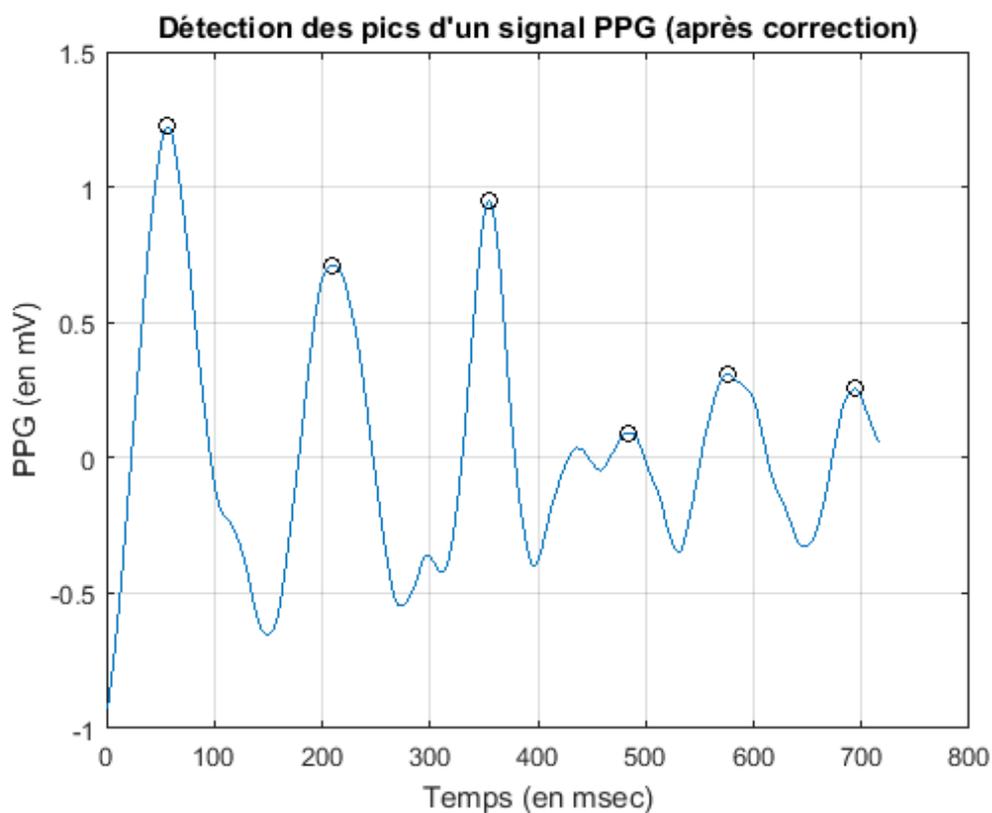


Figure 3.13. Évaluation de l'algorithme de la détection.

La figure 3.14 montre l'évaluation de l'algorithme sur les deux signaux PPG du patient N°20 Une fois les pics sont détectés, nous pouvons facilement calculer le PTT

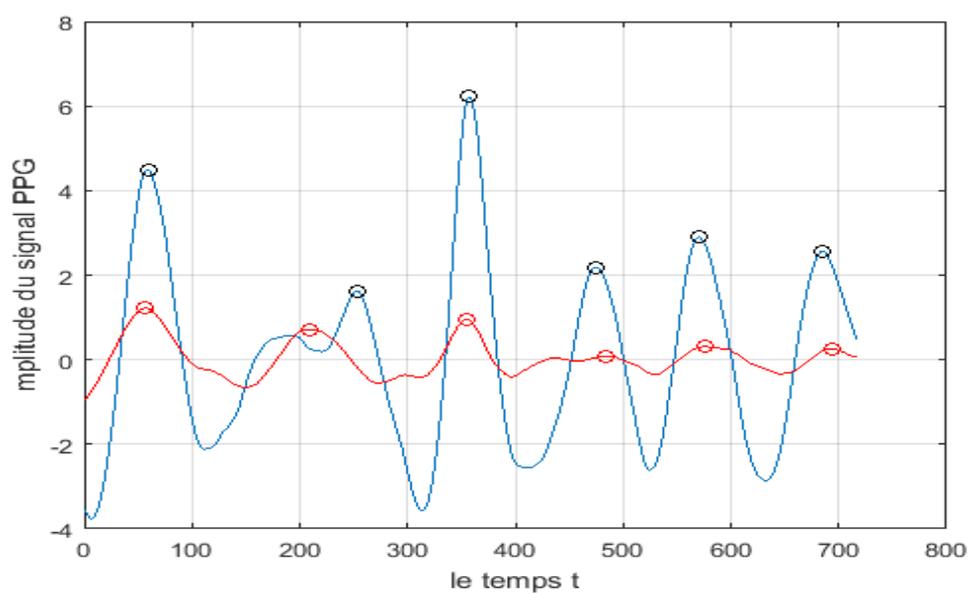


Figure 3.14. Détection des pics de deux signaux PPG.

Chapitre 3. Réalisation pratique et mesures

3.3.2 Mesures et estimation.

Pour estimer le taux du glucose τ , nous avons supposé que la variation du taux du glucose en fonction du temps du transit (PTT) est un polynôme de quatrième ordre.

$$\tau = p_4 PTT^4 + p_3 PTT^3 + p_2 PTT^2 + p_1 PTT^1 + p_0$$

pour estimer les coefficients de ce polynôme, nous avons mesuré le taux du glucose en utilisant un appareil commercialisé et calculer le temps de transit qui la correspondent avec l'algorithme décrit précédemment, pour 10 sujets différents.

Les résultats obtenus sont présentés sur le tableau 3.1.

Distance (cm)	Doigt (cm)	Patient	Age	Sexe	PTT	Glucose (mg /L)
75	4.5	1	22	M	0.09	87
75	4.5	2	20	F	0.03	121
83	5	3	21	F	0.02	97
76	4.5	4	20	F	0.12	79
80	5	5	20	M	0.02	94
82	5	6	21	M	0.03	120
84	5.3	7	19	M	0.023	101
84	4.5	8	20	M	0.098	88
84	4.5	9	22	F	0.042	101
78	4.5	10	25	F	0.046	103

Tableau 3.1. Meure Pour estimation des coefficients polynomiaux.

Nous avons utilisé la fonction "fit" du Matlab pour estimer les coefficients polynomiaux. Nous avons trouvé que :

$$\tau = -1.882 \cdot 10^7 \cdot PTT^4 + 5.167 \cdot 10^6 \cdot PTT^3 - 4.971 \cdot 10^5 PTT^2 + 1.83 \cdot 10^4 PTT^1 - 110.6$$

Pour valider cette expression, nous avons pris un autre groupe de sujets et nous avons mesuré le taux du glucose en utilisant l'expression précédente. Nous notons que le temps de transit est mesuré automatiquement en utilisant l'algorithme décrit auparavant. Les résultats obtenus sont comparés avec des mesures prises par l'appareil commercialisé.

D'après le tableau, on constate que l'estimation du taux du glucose par la méthode que nous avons proposée donne de bons résultats pour les six premiers sujets. Malheureusement, cette estimation devient mieux précise dans le cas es taux du glucose faibles. Des autres paramètres tels que la fréquence cardiaque le poids et l'âge doivent être inclure dans cette estimation pour avoir des résultats fiables.

Chapitre 3. Réalisation pratique et mesures

Patient	Age	Sexe	PTT	Glucose (mg /L) par PTT	Glucose (mg /L)par appareil
11	24	F	0.045	99.9416	101
12	48	M	0.04	108.5488	106
13	23	F	0.029	114.7458	112
14	23	F	0.03	115.2748	113
15	22	F	0.029	114.7458	116
16	23	F	0.02	94.8848	99
17	22	F	0.03	115.2748	110
18	24	M	0.06	70.0048	82
19	25	M	0.1	33.4000	83
20	32	M	0.088	42.7968	88

Tableau 3.2. Estimation du taux du glucose.

3.4 Conclusion.

Dans ce chapitre nous avons décrit le système que nous avons réalisé pour estimer d'une manière non invasive le taux du glucose.

Nous avons aussi développé un algorithme qui permet de mesurer le temps de transit entre deux signaux PPG acquis de deux sites différents dans le but estimé le taux du glucose. Les résultats montrent la possibilité d'utiliser une telle méthode. L'introduction des autres paramètres dans l'estimation est nécessaire pour avoir des résultats plu fiables.

Chapitre 3. Réalisation pratique et mesures

Conclusion générale.

Dans ce projet de fin d'étude, on s'est intéressé à une technique optoélectronique qui est la photopléthysmographie qui nous a permis de relever le signal Photopléthysmogramme (PPG) et de l'exploiter pour estimer le taux du glucose.

En vue d'atteindre notre objectif, nous avons réalisé un dispositif qui nous a permis de détecter les signaux PPGs tout en passant par une mise en forme dans le but d'améliorer leurs qualités en réduisant leurs bruits et en augmentant leurs amplitudes.

En effet ; les signaux recueillis ont été traités sur PC par l'intermédiaire d'une carte Arduino UNO via un câble USB. En outre, l'interface graphique qui a été développée dans un environnement Matlab nous a permis de visualiser les signaux PPGs et d'estimer le taux du glucose.

La validation des résultats obtenus est faite par des tests sur différents volontaires, de plus nous avons fait appel à des appareils de mesure externe dans le but de comparer nos résultats.

Durant notre conception, nous avons rencontré quelques contraintes pratiques telles que le capteur qui nécessite une disposition adéquate et la non-mobilité du sujet pendant le test ce qui n'a pas été évident ; et la non disponibilité de LEDs de très haute intensité et de forme adéquate.

Ce projet de fin d'étude nous a permis de bien familiariser avec les circuits électroniques et de faire face aux problèmes électriques rencontrés.

Enfin, nous souhaitons améliorer la qualité du capteur qui est la partie la plus essentielle et sensible dans notre conception.

Le signal Photopléthysmogramme reste toujours très important dans la recherche scientifique car il ouvre le champ sur différents thèmes tout dépend de son application.

Références

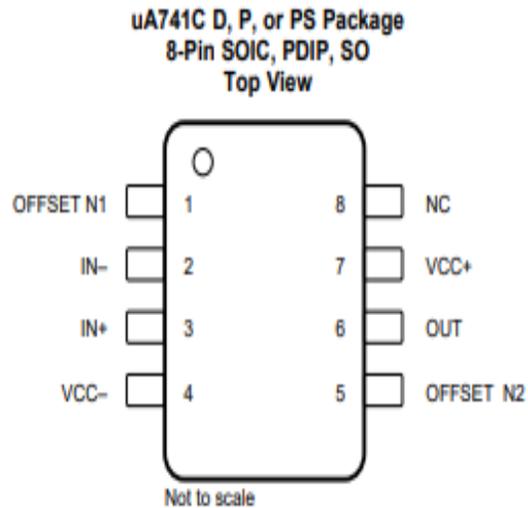
- [1] Centres of Excellence in Diabetes Care 2018-2019, « L'ATLAS DU DIABÈTE DE LA FID ». me Édition 2019, [En ligne]. Disponible sur: atlas@idf.org I www.diabetesatlas.org/fr/.
- [2] « organisation mondiale de la santé ». Consulté le: avr. 24, 2021. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.who.int/diabetes/infographic/fr/>.
- [3] « individual-social-and-economic ». Consulté le: avr. 24, 2021. [En ligne]. Disponible sur: <https://diabetesatlas.org/en/sections/individual-social-and-economic-impact.html>.
- [4] « dictionnaire-medical ». Consulté le: avr. 24, 2021. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.doctissimo.fr/sante/dictionnaire-medical/sang>.
- [5] « croix-rouge de Belgique ». Consulté le: avr. 24, 2021. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.donneurdesang.be/fr/en-savoir-plus-sur-le-sang/qu-est-ce-que-le-sang>.
- [6] « le sang et ses composants ». Consulté le: avr. 24, 2021. [En ligne]. Disponible sur: https://monchienetmoi.fr/lanemie-chez-le-chien-causes-symptomes-et-traitement/?hcb=1&fbclid=IwAR22djRI1PAVDM1E1dPKQEGoo2UUZyHAvsX6EtR5UPBAL39EVFObzbp_H30I.
- [7] « Le sang et ses composants ». Consulté le: avr. 24, 2021. [En ligne]. Disponible sur: <https://dondesang.efs.sante.fr/comprendre-quest-ce-que-le-sang/le-sang-et-ses-composants>.
- [8] « profedu.blood ». Consulté le: avr. 24, 2021. [En ligne]. Disponible sur: <https://profedu.blood.ca/fr/transfusion/publications/le-sang-concepts-de-base>.
- [9] « circulation-sanguine ». Consulté le: avr. 24, 2021. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.topsante.com/medecine/circulation-sanguine>.
- [10] « circulation du sang ». Consulté le: avr. 24, 2021. [En ligne]. Disponible sur: https://www.google.com/imgres?imgurl=https%3A%2F%2Fwww.docteurcllic.com%2Fgalerie-photos%2Fimage_3218_400.jpg&imgrefurl=https%3A%2F%2Fwww.docteurcllic.com%2Fencyclopedie%2Fcirculation-du-sang.aspx&tbnid=OpDu20Ngf9rp8M&vet=12ahUKEwjx0uKNx5XwAhUm0uAKHdhZA3MQMygAegUIARC2AQ..i&docid=_s-UigNLk_P7_M&w=509&h=400&q=la%20circulation%20sanguine.&ved=2ahUKEwjx0uKNx5XwAhUm0uAKHdhZA3MQMygAegUIARC2AQ.
- [11] « dondesang ». Consulté le: avr. 24, 2021. [En ligne]. Disponible sur: <https://dondesang.efs.sante.fr/>.
- [12] « Glucose : rôle, taux normal, dans quels aliments ? » Consulté le: avr. 24, 2021. [En ligne]. Disponible sur: <http://journaldesfemmes.fr/fiches-anatomie-et-examens/2685655-glucose-role-taux-normal-dans-quels-aliments-dans-le-sang-test-trop-bas-trop-eleve/>.
- [13] « قير و همجلا », « Présenté par :AL DHAHERI Mustafa Ayesh Ahmed », p. 124.
- [14] « glucose ». Consulté le: avr. 24, 2021. [En ligne]. Disponible sur: <https://images.app.goo.gl/ZN5ECvSP53iRf9zTA>.

- [15] « biochimej.univ ». Consulté le: avr. 24, 2021. [En ligne]. Disponible sur: <http://biochimej.univ-angers.fr/Page2/TexteTD/6ModuleS5BG2/ZsuiteTDS5BG2/3RoleInsulinGlucagon/1RoleInsulinGlucagon.htm>.
- [16] « futura-sciences ». Consulté le: avr. 24, 2021. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.futura-sciences.com/sante/definitions/medecine-glycemie-740>.
- [17] « diabete ». Consulté le: avr. 24, 2021. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.novonordisk.fr/patients-novo-nordisk/diabete/les-differents-types-de-diabete.html>.
- [18] « news-medical ». Consulté le: avr. 24, 2021. [En ligne]. Disponible sur: [https://www.news-medical.net/health/Photoplethysmography-\(PPG\).aspx](https://www.news-medical.net/health/Photoplethysmography-(PPG).aspx).
- [19] G. Langereis, « Photoplethysmography (PPG) system », p. 22.
- [20] « PPG-signal-with-AC-and-DC-components.ppm ». .
- [21] L. Tang, S. J. Chang, C.-J. Chen, et J.-T. Liu, « Non-Invasive Blood Glucose Monitoring Technology: A Review », *Sensors*, vol. 20, n° 23, p. 6925, déc. 2020, doi: 10.3390/s20236925.
- [13] « قير و همجلا », « Présenté par :AL DHAHERI Mustafa Ayesh Ahmed », p. 124.
- [22] Armelle MONTROSE, « Développement d'un immunocapteur impédimétrique pour la détection et la quantification d'une sous-population cellulaire : Application au diagnostic précoce des infections ». mars 22, 2013.
- [23] « des-ultrasons-pour-mesurer-la-glycemie ». Consulté le: juin 16, 2021. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.caducee.net/actualite-medicale/401/des-ultrasons-pour-mesurer-la-glycemie.html>
- [24] R. Poddar, J. T. Andrews, P. Shukla, et P. Sen, « Non-Invasive Glucose Monitoring Techniques: A review and current trends », p. 48.
- [25] Nurul Akmal Binti Abd Salam, Wira Hidayat bin Mohd Saad, Zahariah Binti Manap, Fauziyah bte Salehuddin, « The Evolution of Non-invasive Blood Glucose Monitoring System for Personal Application ». Faculty of Electronic and Computer Engineering (FKEKK), Universiti Teknikal Malaysia Melaka (UTeM), Malaysia. [En ligne]. Disponible sur: nurulakmal1991@yahoo.com
- [26] J. Chung, H. So, Choi, et T. K. S. Wong, « Recent advances in noninvasive glucose monitoring », *Med. Devices Evid. Res.*, p. 45, juin 2012, doi: 10.2147/MDER.S28134.
- [27] C. D. Malchoff, K. Shoukri, J. I. Landau, et J. M. Buchert, « A Novel Noninvasive Blood Glucose Monitor », *Diabetes Care*, vol. 25, n° 12, p. 2268-2275, déc. 2002, doi: 10.2337/diacare.25.12.2268.
- [28] K. V. Larin, M. S. Eleдрisi, M. Motamedi, et R. O. Esenaliev, « Noninvasive Blood Glucose Monitoring With Optical Coherence Tomography: A pilot study in human subjects », *Diabetes Care*, vol. 25, n° 12, p. 2263-2267, déc. 2002, doi: 10.2337/diacare.25.12.2263.
- [29] HADJ AHMED Ismail et LALAYMIA Zin-Eddine, « Exploration fonctionnelle respiratoire par photopléthysmographie infra-rouge ». mai 28, 2015. [En ligne]. Disponible sur: Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen Faculté de Technologie Département de Génie Biomédical Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

- [30] « technologie-senseur ». Consulté le: juin 16, 2021. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.futura-sciences.com/tech/definitions/technologie-senseur-8460/>
- [31] M. H. S. Zineddine, K. Mourad, et M. D. Abdelghani, « CARTE ELECTRONIQUE DE MISE EN FORME ET D'ACQUISITION DES SIGNAUX PHONOCARDIOGRAPHIQUES THORACIQUES », p. 69.
- [32] Published by OSRAM Opto Semiconductors GmbH et Leibnizstraße 4, D-93055 Regensburg, « Silicon NPN Phototransistor Version 1.3 ». janv. 04, 2016. [En ligne]. Disponible sur: www.osram-os.com
- [33] SEBAA Rabab, « ETUDE ET CONCEPTION D'UN GLUCOMETRE NON-INVASIF COMMUNIQUANT A UNE APPLICATION SUR SMART PHONE (Auto-surveillance du diabète) ». Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen Faculté de Technologie Département de Génie Biomédical, juin 27, 2018.
- [34] « pmwiki_reference_arduino ». Consulté le: juin 16, 2021. [En ligne]. Disponible sur: http://www.mon-club-elec.fr/pmwiki_reference_arduino/pmwiki.php?n=Main.MaterielUno
- [35] Nait Si Mohand Assma et Nait Si Mohand Assia, « Réalisation d'un dispositif dédié à la mesure des paramètres physiologiques à travers le signal PPG ». Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen Faculté de Technologie Département de Génie Biomédical, juin 30, 2019.
- [36] هيلع م. و. ة. هيلع, « Par la même occasion je prie sur son Prophète Mohamad », p. 85.
- [37] « s/la-conversion-analogique-numerique-avec-arduino-genuino ». Consulté le: juin 16, 2021. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.carnetdumaker.net/articles/la-conversion-analogique-numerique-avec-arduino-genuino/>
- [38] F. Bousefsaf, « Mesure sans contact de l'activité cardiaque par analyse du flux vidéo issu d'une caméra numérique: extraction de paramètres physiologiques et application à l'estimation du stress », p. 170.
- [39] SLOS094G –NOVEMBER 1970–REVISED JANUARY 2018, « μ A741 General-Purpose Operational Amplifiers ».
- [40] suporet de cuore, « perturbation ».
- [41] MAMMERI Kaoutar et DJENNADI Bakhta, « Étude et Réalisation d'un Système pour la détection de signal Électromyogramme ». Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen Faculté de Technologie Département de Génie Biomédical Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical, 2018 2017.

Annexe 1 : μ a741

5 Pin Configurations and Functions



NC- no internal connection

Pin Functions

PIN		I/O	DESCRIPTION
NAME	NO.		
IN+	3	I	Noninverting input
IN-	2	I	Inverting input
NC	8	—	No internal connection
OFFSET N1	1	I	External input offset voltage adjustment
OFFSET N2	5	I	External input offset voltage adjustment
OUT	6	O	Output
VCC+	7	—	Positive supply
VCC-	4	—	Negative supply

Annexe 2 : Programme Arduino :

```
// the setup routine runs once when you press reset:
//const A0=0;
int ppg1;
int ppg2;
//float ecg1;
void setup() {
  // initialize serial communication at 9600 bits per second:
  Serial.begin(9600);
}

// the loop routine runs over and over again forever:
void loop() {
  // read the input on analog pin 0:
  ppg1=analogRead(A0);
  ppg2=analogRead(A1);
  //ecg1=map(ecg,0,1023,950,1050);
  // print out the value you read:
  //Serial.print("PPG1 ");
  Serial.print(ppg1);
  Serial.print("\t");
  //Serial.println("PPG2 ");
  Serial.println(ppg2);
  delayMicroseconds(50);      // delay in between reads for stability
}
```

Annexe 3 : TL081

Features

- Wide common-mode (up to V_{CC}^+) and differential voltage range
- Low input bias and offset current
- Output short-circuit protection
- High input impedance JFET input stage
- Internal frequency compensation
- Latch-up free operation
- High slew rate: 16 V/ μ s (typ)

Description

The TL081, TL081A and TL081B are high-speed JFET input single operational amplifiers incorporating well matched, high-voltage JFET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient.

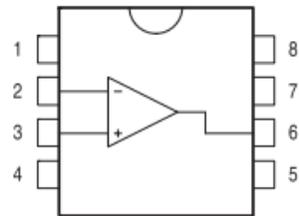


**N
DIP8**
(Plastic package)



**D
SO-8**
(Plastic micropackage)

Pin connections (top view)



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

