

**Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique**  
**Université Ferhat Abbas Sétif 1**  
**Institut d'Optique et Mécanique de Précision**  
**Département : Optique**  
**Domaine : Sciences et Technologies**  
**Filière : Optique et Mécanique de Précision**  
**Spécialité : Métrologie**

Mémoire de Master

**Exploitation d'une technique de polarimétrie pour  
la surveillance de la glycémie**

**Étudié par :** Dawoud BOUSSALEM

**Dirigé Par :** Pr. Belkacem BAKHOUCHE

Devant le jury :

(Président) : Ferria K

(Examineur) : Ourahmoun A

(Examineur) : Manamani N

Soutenu le : 20/12/2023

# *Dédicace*

Je dédie cet humble et modeste travail avec grand amour, sincérité et fierté :

À mes chers parents, source de tendresse, de noblesse et d'affection.

Puisse cette étape constituer pour vous un motif de satisfaction.

À mes sœurs, en témoignage de la fraternité, avec mes souhaits de bonheur, de santé et de succès.

Et à tous les membres de Ma famille.

À mes chers amis spécialement Souhaib, Moncef, Raouf, Amine, Hicham, Mounaim et Assil vous trouverez ici le témoignage d'une fidélité et d'une amitié infinie.

A tous mes amis, tous mes professeurs

Et à tout qui compulse ce modeste travail.

DAWOUD BOUSSALEM

# *Remerciements*

Je tiens à exprimer toute ma reconnaissance à mon encadreur de mémoire, le professeur Belkacem BAKHOUCHE. Je la remercie de m'avoir encadré, orienté, aidé et conseillé. Je tiens également à remercier le staff de l'incubateur universitaire Sétif 1.

J'adresse mes sincères remerciements à tous les professeurs, intervenants et toutes les personnes qui par leurs paroles, leurs écrits, leurs conseils et leurs critiques ont guidé mes réflexions et ont accepté de me rencontrer et de répondre à mes questions durant mes recherches.

Je remercie mes très chers parents, qui ont toujours été là pour moi. Je remercie mes sœurs, pour leurs encouragements.

Enfin, je remercie mes amis Mounaim, Moncef, Souhaib et Zakaria qui ont toujours été là pour moi. Leur soutien inconditionnel et leurs encouragements ont été d'une grande aide.

Je teints également à remercier tous les membres du jury : qui ont accepté de juger mon travail.

À tous ces intervenants, je présente mes remerciements, mon respect et ma gratitude.

# Sommaire

Résumé.....	1
Introduction générale.....	2
<b>Chapitre 1 : Notions de la polarisation de la lumière pour la métrologie</b>	
Introduction.....	5
I. Les fondamentaux de la polarisation .....	5
I.1. Les états de polarisation.....	6
I.1.1. La polarisation linéaire .....	6
I.1.2. La polarisation circulaire.....	7
I.1.3. La polarisation elliptique.....	7
I.2. Les formalismes de polarisation .....	8
I.2.1. Le formalisme Stokes-Mueller.....	9
I.3. Les phénomènes et les dispositifs de polarisation .....	10
I.3.1. Le dichroïsme et la biréfringence .....	10
I.3.2. La chiralité et l'activité optique.....	11
I.3.3. Le polariseur.....	11
I.3.3.1 La loi de Malus .....	12
I.3.4. Lame à retard .....	13
Conclusion .....	13
<b>Chapitre 2 : Glycémie, notions et techniques de surveillance</b>	
Introduction.....	15
II.1. Les diabètes.....	16
II.1.1. Le glucose.....	16
II.1.2. Le diabète .....	17
II.2. Les moniteurs de glycémie.....	17
II.2.1. Les méthodes conventionnelles pour la surveillance du glucose...	18
II.2.2. Les Techniques de laboratoire.....	18
II.2.3. Les techniques de contrôle à domicile.....	19
II.2.4. Autocontrôle de la glycémie SMBG.....	19
II.2.5. Surveillance continue du glucose (CGM) .....	20
II.2.6. Les technologies mini-invasives et non invasives.....	20
II.2.7. La fluorescence.....	21
II.2.8. La polarimétrie optique (OP).....	22
II.2.9. La tomographie par cohérence optique (OCT).....	22
II.2.10. La spectroscopie proche de l'infrarouge.....	23

II.2.11. Spectroscopie Raman.....	23
II.3. Démarche qualité pour le glucomètre.....	24
II.3.1. La performance analytique.....	24
II.3.2. Les critères de performance analytique des normes ISO 15197...	24
II.3.3. Le certificat de conformité.....	25
Conclusion .....	25

### **Chapitre 3 : Partie expérimentale**

III.1 Introduction.....	27
III.2 Présentation générale de la méthode proposée.....	27
III.3 Pouvoir rotatoire.....	27
III.4 Méthodes de mesure de la glycémie.....	29
III.4 Description de la méthode proposée pour la mesure de glycémie...	29
III.4.1 Simulation du montage proposé sous LabVIEW.....	30
III.4.2 Matrice de Mueller d'un milieu optique.....	30
III.4.2.1 La biréfringence.....	31
III.4.2.2 La diatténuation.....	31
III.4.2.3 La dépolarisation .....	31
III.4.2.4 Le pouvoir rotatoire.....	31
III.4.3 Matrice de Mueller d'un milieu chiral en mode de réflexion.....	32
III.4.3.1 Matrice d'un déphaseur diatténuateur.....	32
III.5 Principe de mesure du pouvoir rotatoire.....	33
III.6 Mesure et résultats .....	35
III.7 Dispositif expérimental (Prototype).....	36
III.8 Description des éléments du montage.....	37
III.9 L'étalonnage et la calibration de l'appareil de mesure.....	38
III.9.1 Étalonnage des composants du dispositif .....	38
III.10 Principe de mesure de la concentration du glucose dans le sang...	38
III.10.1 Sélection des échantillons.....	39
III.10.2 Étalonnage initial.....	39
III.10.3 Analyse des données.....	40
III.11 Analyse et interprétation des résultats.....	41
III.11.1 Équation d'étalonnage.....	42

### **Partie entreprise**

I.1. L'idée de projet (solution proposée) .....	43
I.2. Les valeurs proposées .....	43
I.3. Équipe de travail .....	44
I.4. Objectifs du projet.....	44

I.5. Roadmap stratégique.....	44
II. Aspects innovants.....	45
II.1. Nature des innovations.....	45
II.2. Domain innovation .....	45
III. Analyse stratégique du marché .....	46
III.1. Le segment du marché.....	46
III.2. Mesure de l'intensité de la concurrence.....	46
III.3. La stratégie marketing.....	47
IV. Plan de production et d'organisation .....	49
IV.1. Le Processus de production .....	49
IV.2. L'Approvisionnement .....	49
IV.3. La main d'œuvre.....	49
IV.4. Les Principaux partenaires .....	50
V. Étude financier.....	50
VI. Prototype final.....	51
V. BMC .....	52
Conclusion .....	52
Conclusion et perspectives.....	52
<b>Conclusion générale</b>	
Conclusion générale.....	54
Bibliographie.....	55

## ملخص:

بشكل عام، يعاني مرضى السكري من الألم والإصابة عند قياس مستويات الجلوكوز في الدم، والتي يمكن أن تؤدي إلى الالتهابات والتقرحات، والتي تزعج المرضى بسبب عدد المرات التي يقيسون فيها كل يوم، كما أن التئام جروح السكري يستغرق وقتاً طويلاً ويتطلب رعاية شديدة، بالإضافة إلى استهلاك وتكلفة المعدات الجراحية. في هذا الاختراع، تم اختراع جهاز غير جراحي يستعمل طريقة الاستقطابية المرتبطة به لقياس تركيز الجلوكوز في الدم في تشخيص وإدارة مرض السكري. باستخدام مقياس الاستقطاب مولر كأداة رياضية، تطور هذه الطريقة نموذجاً نظرياً وتجريبياً يستخدم لتحديد التدوير الضوئي الذي له علاقة مباشرة بتركيز الجلوكوز في دم الإنسان.

## Résumé :

De façon générale, les patients diabétiques souffrent de douleurs et de blessures lors de la mesure de la glycémie, qui peuvent provoquer des infections et des ulcères, et cela dérange les patients en raison des nombreuses fois de mesure par jour, et aussi la cicatrisation des blessures diabétiques prend beaucoup de temps et nécessite des soins extrêmes, ainsi que la consommation et coût du matériel chirurgical. Dans cette invention, Un appareil non invasif utilise une méthode polarimétrique associée pour mesurer la concentration de glucose dans le sang dans le cadre du diagnostic et de la gestion du diabète a été inventée. En utilisant dans cette méthode le polarimètre de stokes Mueller comme un outil mathématique en développant un modelé théorique et expérimental utilisé pour déterminer le pouvoir rotatoire qui a une relation directe avec la concentration du glucose dans le sang de l'être humain.

## Abstract:

In general, diabetic patients suffer pain and injury when measuring their blood glucose levels, which can lead to infections and ulcers, and which bother patients because of the numerous times they measure every day, and also the healing of diabetic wounds takes a long time and requires extreme care, as well as the consumption and cost of surgical equipment. In this invention, a non-invasive device uses polarimetric method for measuring blood glucose concentration in the diagnosis and management of diabetes has been invented. Using the Mueller stokes polarimeter as a mathematical tool, this method develops a theoretical and experimental model used to determine the optical rotation which has a direct relationship with the concentration of glucose in human blood.

# *Introduction générale*

L'exploitation des techniques polarimétriques présente aujourd'hui des enjeux théoriques intéressants et un fort potentiel d'application. Il se situe au carrefour de plusieurs disciplines : la physique, l'optique théorique, l'optique expérimentale, systèmes de contrôle dans l'industrie, biochimie, la biologie, la médecine [1].

Différentes techniques ont été mise au point pour mesures les caractéristiques polarimétriques, parmi eux en cite l'ellipsométrie, le polarimètre de Stokes, le polarimètre de Mueller, qui ont été développées pour traiter différentes applications dans plusieurs domaines. Ces techniques polarimétriques consistent à observer à travers une succession d'éléments polarisants, les transformations de l'état de polarisation de l'onde optique engendrées par le milieu.

L'activité optique ou le pouvoir est la capacité de milieu de dévier la lumière polarisée, elle se manifeste à l'interaction entre la structure chirale avec un rayonnement électromagnétique [2]. Lorsqu'un rayon de lumière linéairement polarisé traverse un matériau ou une substance chimique dite optiquement actif, elle maintient sa polarisation, mais son plan de polarisation subit une rotation d'angle  $\theta$  autour de la direction de propagation.

Le glucose est une molécule chirale, ce qui signifie que lorsque la lumière polarisée traverse une solution contenant du glucose, ces molécules peuvent interagir avec la lumière et dévier son plan de polarisation. Cette déviation est proportionnelle à la longueur du milieu, la concentration de glucose et la longueur d'onde utilisée.

La concentration de glucose dans le sang d'un être humain est un paramètre important pour le diagnostic et la gestion du diabète et du contrôle de la glycémie en fonction d'une situation médicale spécifique. À l'heure actuelle, il n'existe pas de traitement curatif du diabète et les patients peuvent gérer efficacement leur maladie en surveillant leur taux de glucose. Une concentration normale de glucose doit se situer entre 70 et 140 mg/dl (ou 3,9 - 7,8 mmol/l) pour les non-diabétiques. La concentration de glucose est considérée comme élevée si elle est supérieure à 140 mg/dl après au moins 8 heures sans manger ni boire, ou supérieure à 180 mg/dl après 2 heures sans manger.



Dans ce contexte, les patients diabétiques souffrent de douleurs et de blessures lors de la mesure de la glycémie, qui peuvent provoquer des infections et des ulcères, et cela dérange les patients en raison des nombreuses fois de mesure par jour, et aussi la cicatrisation des blessures diabétiques prend beaucoup de temps et nécessite des soins extrêmes, ainsi que la consommation et coût du matériel chirurgical (Les bandelettes de glycémie).

Pour trouver une solution, dans cette investigation, nous avons proposé une nouvelle méthode non invasive utilisée pour la mesure de la concentration de glucose dans le sang dans le cadre du diagnostic et de la gestion du diabète. En utilisant dans cette méthode le polarimètre de stokes Mueller comme un outil mathématique en développant un modèle théorique et expérimental utilisé pour déterminer le pouvoir rotatoire et par conséquent la détecter la présence de glucose dans le sang de l'être humain.

Ce manuscrit se décompose alors comme suit :

Le premier chapitre traite le concept de polarisation de la lumière ainsi que les différents formalismes fréquemment utilisés pour décrire la polarisation d'une onde électromagnétique.

Le deuxième chapitre consiste à une représentation générale des différentes méthodes utilisées pour la mesure de la concentration de glucose dans le sang.

Dans le troisième chapitre, nous présentons le modèle mathématique proposé ainsi que la conception Optomécanique de l'instrument utilisé pour mesurer la pouvoir rotatoire, le diagnostic, la gestion du diabète et du contrôle de la glycémie et l'étude économique.

On termine notre travail par une conclusion générale qui résume notre travail et nos résultats.

*Chapitre 1 : Notions de la polarisation  
de la lumière*

## Introduction

Toute interaction lumière-matière se traduit par des informations qu'en exploitant, on arrive à connaître les propriétés de cette matière qu'elles soient structurales ou physiques, et la polarisation de la lumière fait partie des paramètres qui changent en interagissant avec la matière, elle découle de la théorie ondulatoire de la lumière. Il en découle de nombreuses applications comme les verres polarisés qui servent à filtrer la lumière, ainsi que la caractérisation des matériaux et la métrologie biologique, cette dernière représente notre cible d'étude dans ce travail.

Ce chapitre présente les principales notions qui permettent d'appréhender le phénomène de polarisation de la lumière, explique le formalisme Stokes-Mueller qui représente la base du calcul mathématique de la partie optique de ce projet, et on termine par les phénomènes de polarisation et ses composants qui seront les composants constructifs du système optique de notre appareil proposé.

## I. Les fondamentaux de la polarisation

La polarisation, est une conséquence de la nature des ondes électromagnétiques (EM) de la lumière, dans laquelle les oscillations transversales des vecteurs de champ électrique  $E$  et magnétique  $B$  tracent des courbes stationnaires. Si ces vecteurs suivent plutôt des chemins aléatoires dans leur évolution temporelle, On obtient une lumière non polarisée. La forme de la fonction tracée par les vecteurs définit l'état de polarisation du faisceau en question. Tout état de polarisation peut être décrit en décomposant le champ  $E$  en deux composantes d'onde plane orthogonales dans lesquelles une différence de phase relative  $\delta$  apparaît entre deux ondes En considérant que l'onde lumineuse se propage selon la direction  $z$ , l'une des composantes de l'onde plane, peut être exprimée comme suit :

$$E_x = A_x \cos(\omega t - kz + \varphi_x) \quad (I.1)$$

$$E_y = A_y \cos(\omega t - kz + \varphi_y) \quad (I.2)$$

Où  $E$  est le champ électrique transverse.

$E_x$  et  $E_y$  sont les champs électriques transverse selon  $x$  et  $y$ ,  $\omega$  c'est la pulsation,  $k$  est la norme du vecteur d'onde et  $A_x$  et  $A_y$  sont les amplitudes réelles positives,  $\varphi_x$ ,  $\varphi_y$  sont des phases définies [9].

1.1. Les états de polarisation

Lorsque le vecteur de champ électrique  $E$  d'une onde électromagnétique est confiné dans un plan, la lumière qui en résulte est dite polarisée linéairement, et lorsque l'évolution temporelle du vecteur  $E$  trace des cercles normaux à la direction de propagation de l'onde, on obtient une polarisation circulaire. La polarisation linéaire et la polarisation circulaire sont des cas particuliers de la polarisation elliptique, plus générale, dans laquelle  $E$  suit une ellipse lorsque l'onde se propage.

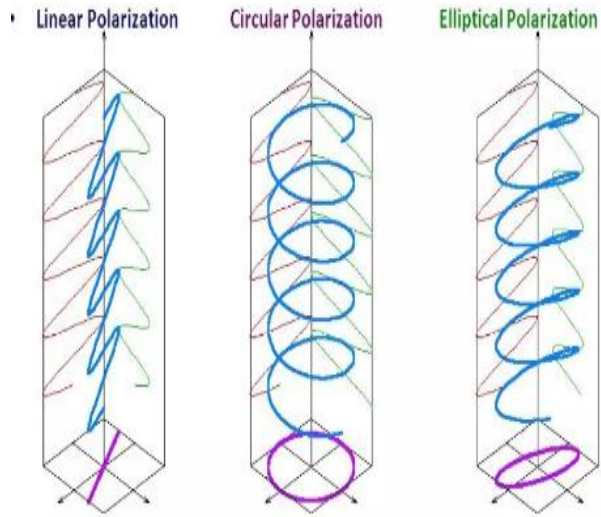


Figure.1.1. Représentation de différents états de polarisation [3]

1.1.1. La polarisation linéaire

Un faisceau de lumière est dit linéairement polarisé si le vecteur champ électrique vibre dans une direction constante (dans le plan  $xy$ ). Ce phénomène se produit lorsque les deux composantes de l'oscillation sont en phase ( $\delta = \delta_y - \delta_x = 0$ ) Figure ou déphasé ( $\delta = \delta_y - \delta_x = \pi$ ) dans ce cas, le vecteur de champ électrique vibre sinusoidalement selon une direction constante dans le plan  $xy$  défini par le rapport des deux composantes,

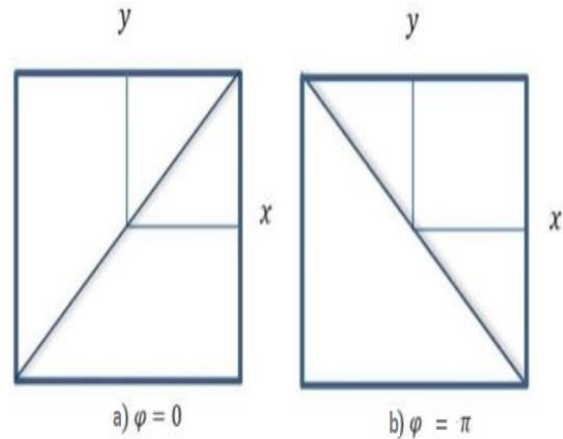
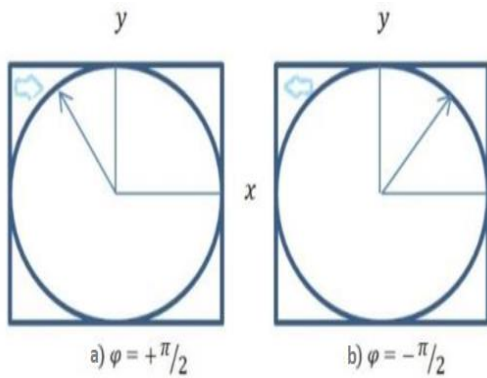


Figure 2.2. Représentation de la polarisation linéaire a) droite, et b) gauche [4]

$$\frac{E_y}{E_x} = \frac{A_y}{A_x} \text{ or } -\frac{A_y}{A_x} \tag{1.3}$$

1.1.2. La polarisation circulaire



L'autre cas particulier important est celui de l'état de polarisation circulaire. On dit qu'un faisceau de lumière est polarisé circulairement si le vecteur du champ électrique subit une rotation uniforme dans le plan xy. Cela se produit lorsque :

$$A_x = A_y \tag{I.4}$$

Le faisceau de lumière est polarisé  
**Figure I.3.** Représentation de la polarisation circulaire a) droite, et b) gauche [4]

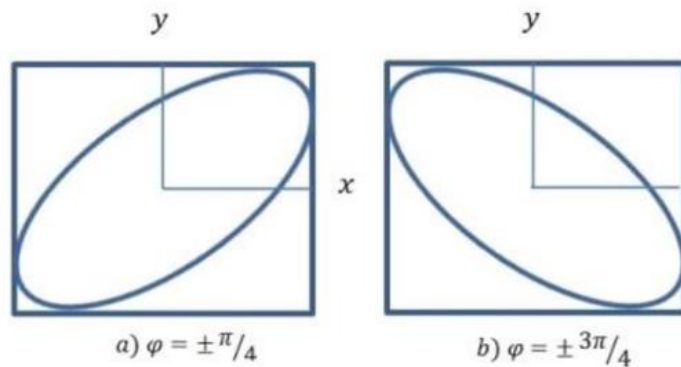
$$\delta = \delta_y - \delta_x = \pm \frac{\pi}{2} \tag{I.5}$$

circulairement à droite lorsque  $\delta = \pi/2$ , ce

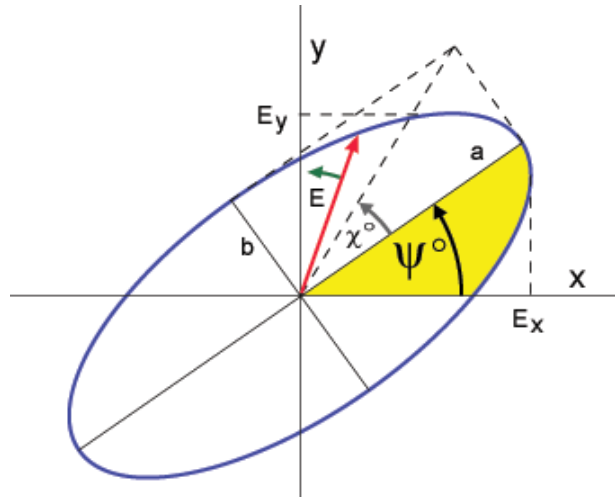
qui correspond à une rotation dans le sens des aiguilles d'une montre du vecteur champ électrique dans le plan xy; Et polarisé circulairement à gauche lorsque  $\delta = -\pi/2$ , ce qui correspond à une rotation dans le sens inverse des aiguilles d'une montre du vecteur de champ électrique dans le plan xy [9].

1.1.3. La polarisation elliptique

Un faisceau de lumière est dit polarisé elliptiquement si la courbe tracée par le point final du vecteur champ électrique est une ellipse (dans le plan xy). C'est le cas le plus général d'une lumière polarisée. Les états de polarisation linéaire et circulaire sont des cas particuliers d'états de polarisation elliptique.



**Figure I.4.** Représentation de la polarisation elliptique a) droite, et b) gauche [4]



**Figure I.5.** L'ellipse de polarisation, avec son angle d'orientation  $\psi$  et son ellipticité  $\chi$  lesquels sont des fonctions du demi-grand axe,  $a$ , et du demi-grand axe  $b$  [7].

Cette ellipse (Figure I.5) est entièrement définie en connaissant soit :

- $E_{0x}, E_{0y}, \varphi$ .
- Soit l'ensemble des paramètres géométriques de l'ellipse : l'ellipticité  $\chi$ , l'azimut  $\psi$  (ou orientation) et l'angle diagonal défini à partir  $a$  et  $b$ .

## I.2. Les formalismes de polarisation

Il existe deux formalismes mathématiques couramment utilisés pour décrire la polarisation : le calcul de Jones, un modèle basé sur le champ qui suppose une addition cohérente de la phase et de l'amplitude des ondes électromagnétiques, et le calcul de Stokes-Mueller, un modèle basé sur l'intensité qui utilise à la place une addition incohérente d'intensités. Malgré son intérêt théorique, le formalisme de Jones est limité en ce sens qu'il ne peut décrire que des états de polarisation purs, et il est donc mal adapté aux applications dans lesquelles il est nécessaire de prendre en compte la polarisation partielle. En général, les tissus biologiques ont tendance à être dépolarisants, et le calcul de Jones est donc rarement utilisé en polarimétrie tissulaire. Heureusement, le formalisme de Stokes-Mueller est capable de décrire entièrement la lumière polarisée et son interaction avec des matériaux arbitraires, et c'est donc le système mathématique favori en polarimétrie biomédicale [9].

### I.2.1. Le formalisme Stokes-Mueller

Dans ce formalisme orienté expérimentalement, les états de polarisation sont décrits par quatre grandeurs mesurables, connus sous le nom de paramètres de Stokes (introduits par G. G. Stokes en 1852). Les quatre paramètres, notés I, Q, U et V, sont définis par rapport à six mesures d'intensité différentes, chacun correspondant à l'intensité d'un faisceau en question après son passage à travers différents polariseurs idéaux:  $I_H$  est l'intensité à travers un polariseur linéaire horizontal,  $I_V$  à travers un polariseur linéaire vertical,  $I_P$  et  $I_M$  par polariseurs linéaires à  $45^\circ$  et  $135^\circ$  (ou  $-45^\circ$ ) respectivement, et enfin  $I_R$  et  $I_L$  à travers les polariseurs circulaires droit et gauche respectivement. Les paramètres de Stokes sont souvent combinés en un vecteur à quatre dimensions, appelé vecteur de Stokes, dans lequel les paramètres peuvent être écrits comme :

$$S = \begin{bmatrix} I \\ Q \\ U \\ V \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} I_H + I_V \\ I_H - I_V \\ I_P - I_M \\ I_R - I_L \end{bmatrix} \quad (I.6)$$

Vecteur de Stokes	$I_H$	$I_V$	$I_P$	$I_M$	$I_R$	$I_L$	Elliptique
$\begin{bmatrix} I \\ Q \\ U \\ V \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 1 \\ 1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 1 \\ -1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 1 \\ 0 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ -1 \\ 0 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \\ -1 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 1 \\ \cos(2\varepsilon) \cos(2\alpha) \\ \cos(2\varepsilon) \sin(2\alpha) \\ \sin(2\varepsilon) \end{bmatrix}$

Ainsi, I représente l'intensité totale de la lumière, Q et U représentent le degré et l'orientation de la polarisation linéaire, et V représente le degré et la direction de la polarisation circulaire. Les paramètres de Stokes sont liés par :

$$I^2 \geq Q^2 + U^2 + V^2 \quad (I.7)$$

Lorsque la lumière décrite par le vecteur de Stokes  $S_{in}$  interagit avec un matériau, son état de polarisation est généralement modifié, et la lumière résultante peut être décrite par le vecteur de Stokes  $S_{out}$ . La fonction de transfert entre les états d'entrée et de sortie peut être écrite sous la forme d'une équation linéaire :

$$S_{out} = MS_{in} \quad (I.8)$$

$$\begin{bmatrix} I_{out} \\ Q_{out} \\ U_{out} \\ V_{out} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} & M_{13} & M_{14} \\ M_{21} & M_{22} & M_{23} & M_{24} \\ M_{31} & M_{32} & M_{33} & M_{34} \\ M_{41} & M_{42} & M_{43} & M_{44} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} I_{in} \\ Q_{in} \\ U_{in} \\ V_{in} \end{bmatrix} \quad (I.9)$$

Les effets d'un matériau sur la lumière polarisée sont entièrement décrits par la matrice de Mueller correspondante. Les 16 éléments de la matrice (15 si l'on exclut la variation de l'intensité absolue) servent donc d'empreinte digitale de polarisation de l'échantillon, à partir de laquelle il est possible de déduire des informations sur sa nature physique [9]

### I.3. Les phénomènes et les dispositifs de polarisation

#### I.3.1. Le dichroïsme et la biréfringence

De nombreux éléments de polarisation sont fabriqués à partir de matériaux dont les propriétés optiques sont décrites par des indices de réfraction et des coefficients d'absorption qui dépendent de l'état de polarisation. Il existe beaucoup des exemples de tels matériaux polarisants, y compris la plupart des cristaux, tels que la calcite et le quartz, des matériaux orientés tels que des polariseurs en feuille et des matériaux nanostructures tels que des réseaux de diffraction, des hologrammes et des polariseurs à grille métallique.

Lorsque le coefficient d'absorption d'un matériau dépend de l'état de polarisation, le matériau est dichroïque et présente un dichroïsme. Le dichroïsme a été découvert pour la première fois par Biot en 1815 dans la tourmaline semi-précieuse démontre le dichroïsme en quatre morceaux de tourmaline éclairés par le bas avec une lumière polarisée à 0° et 90°. Dans le spectre visible, la lumière en mode ordinaire est beaucoup plus absorbée qu'en mode extraordinaire. Un polariseur en feuille commun est un autre exemple de polariseur dichroïque.

Lorsque l'indice de réfraction d'un matériau dépend de l'état de polarisation, le matériau est biréfringent et la biréfringence  $\delta$  est la différence entre les deux indices de réfraction principaux,

$$\Delta n = n_1 - n_2 \quad (I.10)$$

Une utilisation majeure des matériaux biréfringents est la construction de ralentisseurs, la biréfringence est une propriété d'un matériau qui induit un retard associé à la propagation [8].

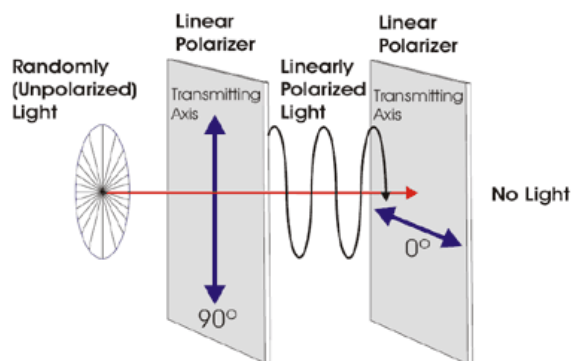


### 1.3.2. La chiralité et l'activité optique

Parmi les observations les plus intéressantes liées à l'activité optique, il y a celles qui concernent la biologie. Lorsque des molécules organiques sont synthétisées en laboratoire, un nombre égal d'isomères D et L sont produits, avec effet que le composé est optiquement inactif. On pourrait alors s'attendre à ce que s'ils existent du tout, les substances organiques naturelles contiennent des quantités égales de stéréoisomères optiques D et L. Le sucre naturel (saccharose,  $C_{12}H_{22}O_{11}$ ), quel que soit son lieu de culture, qu'ils soient extraits de la canne à sucre ou de la betterave sucrière, est toujours D-rotatoire. De plus, le sucre simple dextrose ou d-glucose ( $C_6H_{12}O_6$ ), qui, comme son nom l'indique, est d-rotatoire, est le glucide le plus important dans le métabolisme humain. De toute évidence, les êtres vivants peuvent en quelque sorte distinguer les isomères optiques [10].

### 1.3.3. Le polariseur

Un dispositif optique dont l'entrée est la lumière naturelle et dont la sortie est une forme de lumière polarisée est un polariseur. Par exemple, rappelons qu'une représentation possible de la lumière non polarisée est la superposition de deux états  $p$  orthogonaux, incohérents et d'amplitude égale. Un instrument qui sépare ces deux composantes, en éliminant l'une et en transmettant l'autre, est appelé polariseur linéaire. En fonction de la forme de la sortie, nous pourrions également avoir des polariseurs circulaires ou elliptiques.



**Figure I.6.** Deux polariseurs linéaires croisé (extinction) [7].

Les polariseurs sont disponibles dans de nombreuses configurations différentes, mais ils sont tous basés sur l'un des quatre mécanismes physiques fondamentaux suivants : le dichroïsme, ou absorption sélective, la réflexion, la diffusion et la biréfringence, ou double réfraction. Il existe cependant une propriété sous-jacente qu'ils partagent tous : il doit y avoir une certaine forme d'asymétrie associée au processus. Ceci est certainement compréhensible, car le polariseur doit en quelque sorte sélectionner un état de polarisation particulier et rejeter tous les autres [8].

1.3.3.1 La loi de Malus

Par définition, si la lumière naturelle est incidente sur un polariseur linéaire idéal, comme sur la figure 11, seulement la lumière dans un état  $p$  sera transmise. Cet état  $p$  aura une orientation parallèle à une direction spécifique appelée axe de transmission du polariseur. Seulement la composante du champ optique parallèle à l'axe de transmission passera à travers le dispositif sans être affectée. Si le polariseur de la figure X est tourné autour de l'axe z, la lecture du détecteur restera la même, en raison de la symétrie complète de la lumière non polarisée. N'oubliez pas qu'il s'agit d'ondes, mais qu'en raison de la très haute fréquence de la lumière, notre détecteur ne mesurera que l'irradiance incidente. L'irradiation étant proportionnelle au carré de l'amplitude du champ électrique (équation I.11).

On suppose que nous introduisons un deuxième polariseur linéaire idéal identique, dont l'axe de transmission est vertical (Fig. I.7). Si l'amplitude du champ électrique transmis par le premier polariseur est  $E_{01}$ , seulement sa composante,  $E_{01} \cos u$ , parallèle à l'axe de transmission de l'analyseur sera transmise au détecteur (en supposant qu'il n'y a pas d'absorption). Selon équation (I.11) [8].

$$I(\theta) = I(0)\cos^2(\theta) \tag{I.11}$$

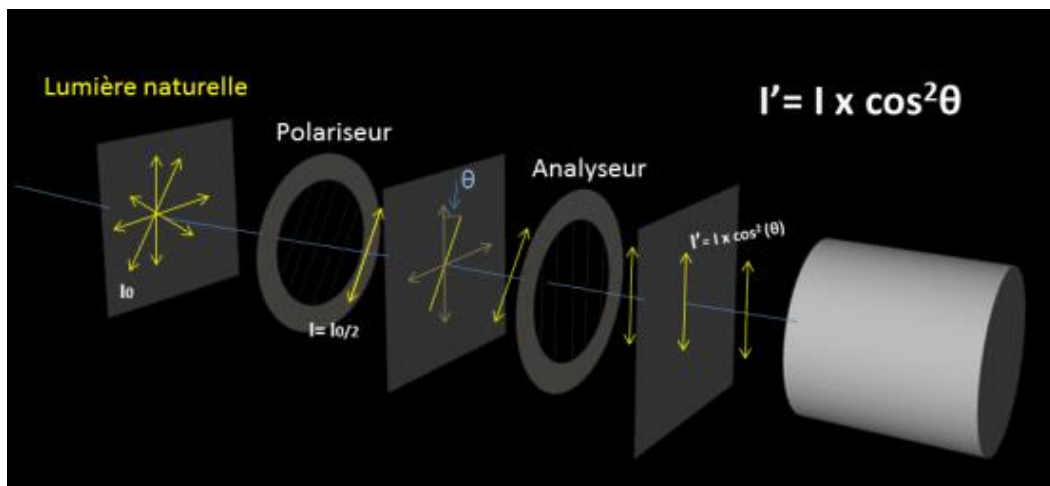


Figure I.7. Explication de la loi de Malus [8]

Le polariseur reçoit une lumière naturelle, dont l'irradiance est  $I_0$ . L'axe de transmission du polariseur forme un angle  $\theta$  avec l'analyseur, on montre que l'intensité reçue par le détecteur en sortie est  $I'=I \times \cos^2\theta$ . Cette loi est connue sous le nom de loi de Malus. Cette formule ne s'applique qu'entre deux polariseurs. La lumière reçue par le premier polariseur est non polarisée, son intensité peut être calculée par une intégrale dont le résultat est

$I_0/2$ . Prenons un exemple où la lumière incidente serait en intensité telle que  $I_0=20 \text{ W/m}^2$ . Après le polariseur, l'intensité est  $10 \text{ W/m}^2$ . A la sortie de l'analyseur, l'intensité est  $10 \cos^2(30^\circ) = 7,5 \text{ W/m}^2$  [8]

#### 1.3.4. *Lame à retard*

Un élément optique dont les propriétés de polarisation sont proches de celles d'un retardateur idéal. Une lame à retard présente une certaine perte de transmission et, en général, une légère d'atténuation. La transmission des deux polarisations propres doit être égale. Par exemple, les ralentisseurs biréfringents, tels que les plaques d'onde, divisent la lumière incidente en deux modes :

- L'axe rapide est la polarisation propre associée à la plus petite OPL et l'état de polarisation qui émerge en premier. Pour un retardateur biréfringent, c'est le mode associé à l'indice de réfraction inférieur. L'axe rapide peut être linéaire, elliptique ou circulaire. Pour un ralentisseur linéaire, l'axe est une ligne à un angle particulier, tel que  $0^\circ$  et  $180^\circ$ . Pour un retardateur elliptique ou circulaire, il s'agit de la polarisation elliptique correspondante.
- L'axe lent est la polarisation propre associée à l'OPL le plus grand et, pour un retardateur biréfringent, le mode associé à l'indice de réfraction le plus élevé [8].

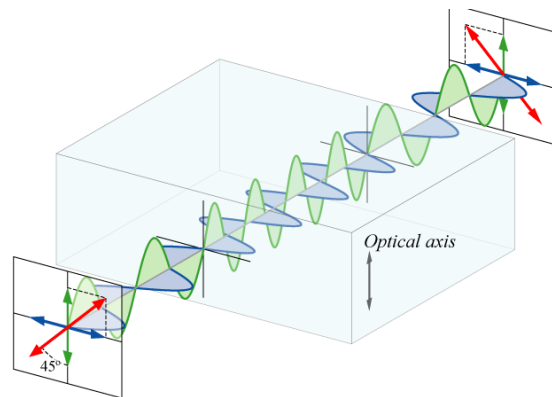


Figure I .8. Illustration d'un principe de fonctionnement d'une lame demi-onde. [8]

## Conclusion

Dans ce chapitre qui viens de finir, nous avons expliqué les notions et les phénomènes de polarisation qui sont liées directement à notre appareil projet, il convient de rappeler que les éléments de polarisation mentionnés antérieurement, seront les éléments constructifs du système optique qui sera réalisé pour la raison de mesurer la concentration de glycémie par voix optique, ce qui nous mène au prochain chapitre : métrologie de glycémie.

***Chapitre 2 : Glycémie, notions et  
techniques de surveillance***

## Introduction

Les scientifiques et les médecins ont documenté la condition maintenant connue sous le nom de diabète pendant des milliers d'années. Des origines de sa découverte aux percées spectaculaires de son traitement, de nombreux esprits brillants ont joué un rôle dans l'histoire fascinante du diabète.

Au fil des siècles, de nombreuses cultures différentes ont découvert que les personnes atteintes de diabète expulsaient de l'urine sucrée. Les anciens Égyptiens ont découvert que les fourmis étaient attirées par l'urine des personnes atteintes de diabète. Les termes coréens, japonais et chinois pour le diabète se traduisent tous par une version de « maladie de l'urine sucrée ».

En Inde, on l'appelait « Madhumeha », « madhu » signifiant « miel ». Le mot complet se traduit approximativement par « urine douce ».

Partout dans le monde, plusieurs cultures remarquaient que les patients diabétiques avaient une urine plus douce que tout le monde. [3,4]

Le diabète est une maladie liée à l'hormone *insuline*, cette dernière est nécessaire pour que nos cellules puissent utiliser le glucose. Sans insuline, le glucose flotte dans notre circulation sanguine, n'étant pas utilisé comme source d'énergie comme prévu. Au lieu de cela, il reste dans la circulation sanguine, causant des dommages à des choses importantes comme les organes, les capillaires et, enfin, tout.

Le corps humain est pourtant intelligent. Il fera de son mieux pour équilibrer la glycémie même sans insuline.

Ainsi, il expulse l'excès de glucose de toutes les manières possibles.

Le glucose est évacué par l'urine et la sueur. Le corps veut en retirer encore plus alors vous avez soif. Buvez plus d'eau et éliminez plus de glucose. Plus de glucose signifie que l'urine est sensiblement sucrée [4].

En termes de statistiques, L'Atlas du diabète de la Fédération Internationale de Diabètes FID (2021) rapporte qu'environ 537 millions d'adultes (20-79 ans) vivent avec le diabète, et que le nombre total de personnes vivant avec le diabète devrait atteindre 643 millions d'ici 2030 et 783 millions d'ici 2045, de plus que 3 adultes sur 4 atteints de diabète vivent dans des pays à revenu faible ou intermédiaire [5].

Avec des tels faits scientifiques et des chiffres statistiques effrayants, la conscience et la surveillance de ce tueur silencieux sont fortement recommandées, ce qui fait l'intérêt de ce chapitre.

## II.1. Les diabètes

### II.1.1. Le glucose

Le glucose, un monosaccharide, est le glucide central de la physiologie humaine. Il existe deux isomères optiques du glucose, le D-glucose et le L-glucose (Fig.II.1), et tous deux sont optiquement actifs avec une chiralité opposée. Cependant, seul le D-glucose est impliqué dans le métabolisme humain. L'image inversée de la molécule, le L-glucose, est présente dans les aliments mais ne peut pas être utilisée par les cellules des mammifères. Dans la suite du texte, le terme "glucose" désigne son isoforme biologiquement active (isoforme D). The central place of glucose in human metabolism is caused by its plural functions. La place centrale qu'occupe le glucose dans le métabolisme humain est due à ses multiples fonctions. Le glucose est la forme de transport des hydrates de carbone et un carburant important pour alimenter l'énergie métabolique dans toutes les cellules humaines. Le glucose participe à un grand nombre de réactions biochimiques modulant le profil métabolique à la fois dans des conditions physiologiques normales et dans des conditions pathologiques. Le rôle du glucose est essentiel dans la production de protéines et dans le métabolisme des lipides. Le rôle du glucose est essentiel dans la production de protéines et dans le métabolisme des lipides. La glycémie est un paramètre dont la valeur précautive est élevée dans des troubles tels que le diabète sucré, les maladies coronariennes et l'hypertension artérielle [19].

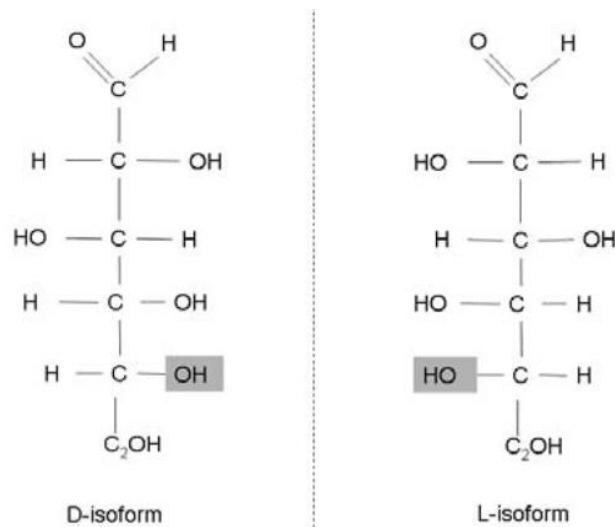


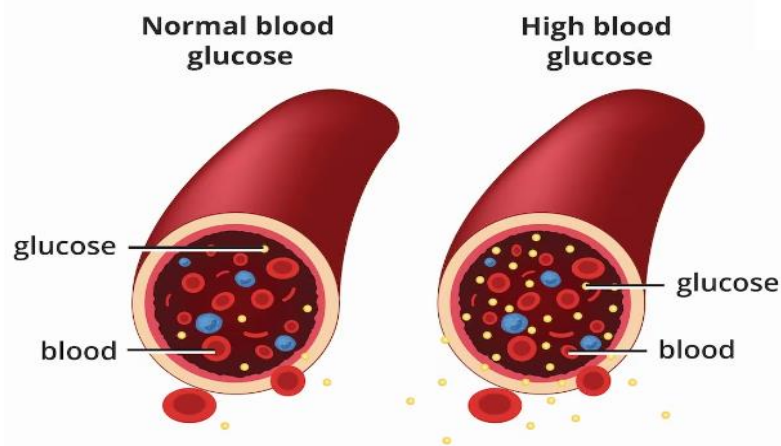
Figure II.1. D et L isoformes de glucose [19].

### II.1.2. Le diabète

Le diabète est l'un des quatre principaux types de maladies non transmissibles (maladies cardiovasculaires, diabète, cancer et maladies respiratoires chroniques). Il s'agit d'une maladie chronique qui survient lorsque l'organisme ne produit pas suffisamment d'insuline ou ne peut pas utiliser efficacement l'insuline qu'il produit. L'insuline est une hormone qui régule le taux de sucre dans le sang (glucose) formé à partir des aliments consommés par une personne. Le diabète se traduit donc par une augmentation du taux de sucre dans le sang qui, s'il n'est pas contrôlé, entraîne à terme de graves dommages à de nombreux systèmes de l'organisme.

Il existe deux formes principales de diabètes :

- Le diabète de type 1 se caractérise par une production insuffisante d'insuline et nécessite une administration quotidienne d'insuline.
- Le diabète de type 2 résulte de l'incapacité de l'organisme à utiliser efficacement l'insuline. 90% des personnes atteintes de diabète ont un diabète de type 2 [18].



**Figure II.2.** Concentration de glucose dans le corps gauche pour une personne normale et droite pour une personne diabétique [14]

## II.2. Les moniteurs de glycémie

Pour la plupart des diabétiques, il n'est pas très agréable de contrôler régulièrement leur glycémie. Les dispositifs conventionnels de surveillance du glucose utilisent la méthode électrochimique, qui nécessite le prélèvement d'une petite quantité de sang dans le corps, soit par une piqûre au doigt, soit par l'implantation d'une fine lancette sous-cutanée. La différence entre les deux méthodes est que la première ne fournit qu'un instantané du niveau de glucose à un moment précis et ne nécessite pas d'assistance professionnelle, c'est pourquoi on l'appelle dispositif d'autosurveillance de la glycémie (SMBG). Le second

fournit une surveillance continue, c'est pourquoi il est appelé dispositif de surveillance continue de la glycémie (CGM).

Cependant, ces deux méthodes provoquent non seulement une gêne et une douleur après une utilisation répétée, mais présentent également des risques d'infection et de lésions tissulaires, ce qui entraîne une mauvaise observance des patients pour les mesures quotidiennes qui leur sont assignées. Par conséquent, depuis la fin du siècle dernier, des efforts continus ont été déployés pour développer des dispositifs non invasifs (NI), c'est-à-dire ne nécessitant pas de saignée, et minimalement invasifs (MI), visant à réduire certains des problèmes liés aux méthodes invasives traditionnelles [17].

### *II.2.1. Les méthodes conventionnelles pour la surveillance du glucose*

La concentration de glucose peut être déterminée à partir d'échantillons de sang total, de plasma ou de sérum, bien que les deux derniers soient préférés car les mesures effectuées à partir de sang total sont généralement inférieures de 15 % en raison de la teneur en eau supplémentaire des cellules sanguines. Les méthodes standard nécessitent donc une certaine quantité de sang, ce qui signifie qu'elles sont invasives.

Au départ, la mesure du glucose ne pouvait être effectuée qu'en laboratoire en tirant parti des propriétés de réduction et de condensation du glucose, mais les problèmes liés à la non-spécificité, à la toxicité et aux réactions croisées avec d'autres agents ont rapidement écarté ces méthodes de la pratique clinique. Les techniques actuelles reposent donc sur les méthodes enzymatiques et l'hexokinase. Les deux présentent des degrés élevés de précision, de spécificité et un minimum de réactions croisées, mais bien que les laboratoires les utilisent tous les deux, la surveillance sur le lieu de soins et à domicile préfère la méthode enzymatique en raison de sa simplicité et de son coût relativement abordable [17].

### *II.2.2. Les Techniques de laboratoire*

L'ampèremètre enzymatique et l'hexokinase sont les méthodes préférées pour mesurer les concentrations de glucose sanguin dans les laboratoires. Tous possèdent un haut niveau de spécificité, de sensibilité et peuvent détecter une large gamme de concentrations de glucose, y compris dans des scénarios hypoglycémiques et hyperglycémiques. De telles caractéristiques signifient qu'elles peuvent être utilisées comme norme de référence pour mesurer les performances d'instruments moins précis, c'est-à-dire SMBG, CGM et futurs dispositifs non invasifs et mini-invasifs.



### II.2.3. Les techniques de contrôle à domicile

Il existe deux types d'appareils destinés à l'usage personnel et à l'auto-évaluation : la surveillance non continue (NCGM) et la surveillance continue du glucose (CGM). Comme leur nom l'indique, les dispositifs NCGM (communément appelés dispositifs d'autosurveillance glycémique SMBG) sont utilisés pour contrôler les niveaux de glucose uniquement à des moments précis de la journée, à une fréquence qui dépend du type de diabète, du régime alimentaire, de la posologie des médicaments et de l'état clinique de la personne. D'autre part, les appareils CGM peuvent contrôler automatiquement les niveaux de glucose toutes les quelques minutes, ce qui permet de surveiller les changements rapides et les tendances qui échappent aux tests d'autosurveillance glycémique. Néanmoins, la précision et la fiabilité des deux systèmes conviennent aux situations de soins sur place et d'auto-évaluation.

### II.2.4. Autocontrôle de la glycémie SMBG

Les appareils d'autosurveillance glycémique sont des glucomètres typiques qui nécessitent une piqûre du doigt avec une lancette pour accéder au sang capillaire. La méthode de mesure du glucose est alors fondamentalement la même technique électrochimique décrite précédemment. La principale différence, cependant, est que la réaction complète et la détection ont lieu dans une bandelette de test de glucose connectée à un lecteur. Après avoir déposé une goutte de l'échantillon de sang sur la bandelette, le glucose s'oxyde en présence d'une enzyme et produit un certain courant proportionnel au taux de glucose. Les électrons sont ensuite acheminés vers le lecteur contenant un convertisseur courant-tension qui fournit une tension proportionnelle au taux de glucose [17].

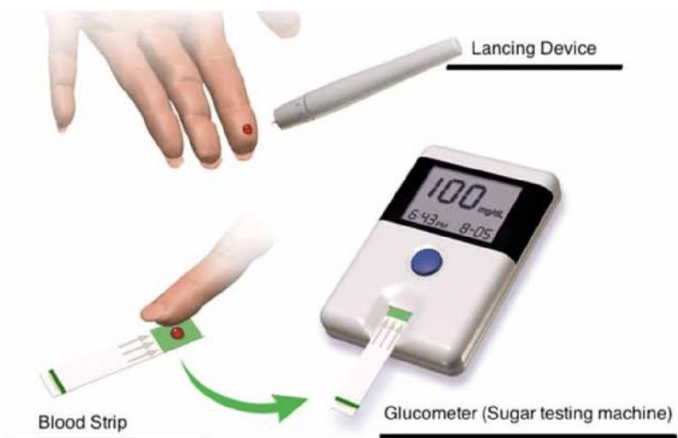


Figure II.3. SMBG moniteur de glucose [15]

La bandelette contient l'enzyme et un agencement de trois électrodes : l'électrode de travail, qui détecte le courant réel de la réaction ; l'électrode de référence, qui maintient une tension toujours constante par rapport à l'électrode de travail pour faciliter la réaction chimique ; et la contre-électrode, qui fournit le courant à l'électrode de travail. Cependant,

les nouveaux modèles ne nécessitent que les électrodes de travail et de référence. En outre, selon le modèle, certains dispositifs utilisent la glucose oxydase GOx comme enzyme, tandis que d'autres utilisent la glucose déshydrogénase (GDH) attachée à un coenzyme, la pyrroloquinoline-quinone PQQ ou la flavine adénine dinucléotide FDA, bien que les problèmes d'imprécision et de spécificité de la GDH-PQQ, dus à l'interférence avec d'autres sucres, soient bien connus, comme l'ont rapporté plusieurs études [17].

### II.2.5. Surveillance continue du glucose (CGM)



Figure II.4. Photo d'un appareil CGM [16]

Les appareils CGM se composent de trois éléments essentiels : un récepteur sans fil, un émetteur et un capteur. Le récepteur est doté d'un écran qui affiche la mesure du glucose. L'émetteur est fixé au capteur et transmet les mesures au récepteur par le biais d'ondes radiofréquences. Le capteur est un minuscule dispositif de détection inséré dans le tissu sous-

cutané, s'étendant juste assez loin pour accéder au liquide interstitiel (ISF). Ensuite, par la technique électrochimique, le capteur utilise le GOx pour oxyder le glucose présent dans le liquide interstitiel, tout comme le fait une bandelette de test dans les appareils d'autosurveillance glycémique. Le peroxyde qui en résulte réagit avec le platine pour produire un courant électrique qui se déplace le long d'un fil fin jusqu'à l'émetteur, situé à l'extérieur de la peau. Une fois que le récepteur reçoit les données de l'émetteur, il traite l'information et calcule le niveau de glucose [17].

### II.2.6. Les technologies mini-invasives et non invasives

Les technologies de détection du glucose sans le caractère invasif, la douleur, l'inconfort et les risques associés aux méthodes standard ont fait l'objet de recherches intensives. Ainsi, nous pouvons les classer en deux grands groupes : mini-invasif (MI) et non invasif (NI). Les technologies MI sont celles qui doivent extraire une certaine forme de fluide du corps (ex. larmes et liquide interstitiel) pour mesurer la concentration en glucose par une réaction enzymatique. Les technologies NI reposent uniquement sur une certaine forme de rayonnement sans qu'il soit nécessaire d'accéder à un fluide quelconque.

De même, les technologies de détection du glucose peuvent être classées en quatre sous-groupes, méthodes optiques, thermiques, électriques et nanotechnologiques. Les optiques, au sens large, comprennent toutes les techniques développées pour travailler dans les bandes infrarouge et optique du spectre, car elles tirent parti des propriétés de réflexion, d'absorption et de diffusion de la lumière lors de son passage dans des milieux biologiques. Les méthodes thermiques surveillent le glucose en détectant les indices physiologiques liés à la propriété de génération de chaleur métabolique de la molécule de glucose, en tant que telles, elles fonctionnent dans la bande infrarouge lointain. Les méthodes électriques tirent parti des propriétés diélectriques du glucose à basses fréquences en utilisant de petites quantités de rayonnement électromagnétique, de courant et d'ultrasons. Enfin, il y a le nouveau domaine de la nanotechnologie. À l'heure actuelle, seulement deux techniques ont commencé à explorer ces nouveaux domaines de manière approfondie (SPR et fluorescence), en combinaison avec des techniques optiques. Cependant, plusieurs autres techniques potentielles peuvent être développées, telles que les nanotubes de carbone et la plasmonique, mais elles en sont encore à un stade de développement très précoce, la plupart des progrès étant réalisés sur le plan théorique. En tant que tels, les auteurs ne les considéreront pas dans la présente revue. Néanmoins, il est important de noter que quel que soit le type de technologie, elles visent toutes à minimiser l'influence de la variabilité physiologique et des diverses conditions environnementales [17].

### *II.2.7. La fluorescence*

La technologie de fluorescence est basée sur le principe de l'émission de lumière fluorescente à une longueur d'onde spécifique après l'absorption d'un rayonnement d'un niveau d'énergie différent, provoquant une différence de longueur d'onde connue sous le nom de décalage de Stoke. La technologie utilise des molécules spécialisées appelées fluorophores qui émettent une lumière fluorescente de caractéristiques spécifiques proportionnelles à la concentration de l'analyte examiné.

Dans le cas du glucose, alors que certains des fluorophores peuvent être liés directement à la molécule de glucose, les problèmes associés à une faible sélectivité, irréversibilité, interférence et déplétion de l'analyte, rendent nécessaire l'utilisation de molécules intermédiaires appelées récepteurs car elles se lient plus efficacement au glucose et peuvent subir des changements réversibles dans leurs propriétés locales, conduisant à une fluorescence altérée.

La surveillance de la lumière fluorescente peut être mesurée soit par détection d'intensité, soit par détection du temps de décroissance. Cependant, ce dernier est préféré car la durée de vie de fluorescence est spécifique à chaque analyte, permettant la différenciation entre les substances, même si elles émettent toutes de la lumière exactement à la même longueur d'onde [17].

#### *II.2.8. La polarimétrie optique (OP)*

La polarimétrie optique tire parti du concept de "molécules chirales", c'est-à-dire de molécules capables de faire pivoter le plan de la lumière polarisée. Le glucose est une molécule chirale et peut donc faire pivoter le plan de polarisation d'un faisceau lumineux d'un angle " $\alpha$ ", dans le sens des aiguilles d'une montre. L'ampleur de la rotation est proportionnelle à la concentration de l'analyte, à la longueur du trajet optique, à la température et à la longueur d'onde du faisceau laser, qui se situe généralement entre la région supérieure du proche infrarouge et la région inférieure de la bande optique (~780-400 nm).

Malheureusement, la rotation optique minimale associée à un niveau physiologique de glucose et le degré élevé de diffusion de la lumière dans la peau et les tissus rendent impossible l'utilisation de la polarimétrie optique dans la peau. Cependant, il est possible de l'utiliser sur l'humeur aqueuse dans la chambre antérieure de l'œil en raison de ses excellentes propriétés optiques. La méthode consiste à polariser la lumière émise par une source lumineuse avant qu'elle n'atteigne l'œil. La lumière réfléchie est ensuite analysée pour déterminer son angle de rotation  $\alpha$  et son intensité. Cette technique a le potentiel de détecter de petites quantités de glucose à condition que des problèmes tels que la sensibilité à la température et au mouvement, entre autres, puissent être résolus de manière positive [17].

#### *II.2.9. La tomographie par cohérence optique (OCT)*

L'OCT est une technologie d'imagerie basée sur les principes de l'interférométrie à faible cohérence avec un rayonnement cohérent, capable de détecter les changements de caractéristiques optiques des bio-tissus à des résolutions micrométriques. Bien qu'il ait été initialement développé pour l'imagerie tomographique de l'œil, il peut aujourd'hui mesurer la concentration de glucose à travers la peau avec une précision et une spécificité acceptable.

La technologie consiste à irradier la peau avec une lumière cohérente, d'une longueur d'onde comprise entre 800 et 1300 nm. Le rayonnement rétrodiffusé généré est ensuite

combiné à une référence pour produire un signal interférométrique qui est détecté par un photodétecteur. Par conséquent, si une augmentation du glucose se produit, cela augmentera l'indice de réfraction et diminuera le coefficient de diffusion, créant une réduction d'inadéquation de l'indice de réfraction entre le milieu et la référence, proportionnelle à la concentration de glucose [17].

### *II.2.10. La spectroscopie proche de l'infrarouge*

La technologie de spectroscopie proche de l'infrarouge (NIRS) repose sur l'absorption et la diffusion des longueurs d'onde dans la gamme de 780 nm à 2500 nm en raison des vibrations moléculaires et de la rotation des liaisons à l'intérieur de la molécule. Il utilise trois modes de mesure de base : la transmittance, la réflectance (y compris la réflectance diffuse) et l'interactome. Cependant, ils reposent tous sur la même technologie de base, un spectromètre dispersif.

En mode de transmission, une source lumineuse irradie une lumière polychromatique sur l'échantillon, et un réseau de diffraction de l'autre côté divise le rayonnement transmis en ses longueurs d'onde constitutives avant d'être détecté et analysé respectivement par un détecteur et un ordinateur. En mode de réflectance, le réseau de diffraction et le détecteur sont du même côté de la source pour détecter la réflexion spéculaire, c'est-à-dire la réflexion à un angle défini, de l'échantillon. De même, le mode interactome détecte également la lumière réfléchi par l'échantillon, mais il utilise une barrière lumineuse entre l'incident et les faisceaux réfléchis pour séparer le champ de vision du détecteur de la zone éclairée. Tous les modes conviennent à la mesure de l'absorption / transmittance et de la diffusion dans l'échantillon, et la préférence pour l'un d'eux est basée uniquement sur le type de support. Par exemple, le mode de transmittance est préféré pour analyser des fluides et des échantillons très minces ou transparents, tandis que la réflectance et l'interactome sont préférés avec des solides denses ou des échantillons épais [17].

### *II.2.11. Spectroscopie Raman*

La diffusion Raman détermine le degré de diffusion de la lumière monochromatique en fonction de l'effet Raman. Lorsque la lumière à longueur d'onde unique atteint une cible, elle produit une lumière dispersée se déplaçant dans toutes les directions. La majorité de ce rayonnement, appelé diffusion élastique ou Rayleigh, a la même longueur d'onde que la lumière incidente, tandis que le reste est juste une petite quantité de rayonnement diffusé avec une longueur d'onde différente, appelée "diffusion inélastique" ou "diffusion Raman". Une telle différence de longueur d'onde est le décalage Raman, et elle représente

la différence entre les états vibratoires initiaux et finaux de la molécule étudiée. En tant que telle, la spectroscopie Raman dépend des états de rotation et de vibration au sein des molécules, et elle peut être utilisée pour détecter des bandes d'absorption spécifiques et quantifier les molécules correspondantes, ce qui signifie que les emplacements des pics dans le spectre Raman montrent les modes vibrationnels de chaque groupe fonctionnel au sein de la molécule. Par conséquent, indiquant que le décalage Raman (exprimé en nombres d'onde,  $\text{cm}^{-1}$ ) sera le même quelle que soit la longueur d'onde de la lumière incidente. Dans le cas du glucose, les modes de vibration les plus représentatifs sont ceux liés à la bande d'étirement C—H, autour de  $2900 \text{ cm}^{-1}$ , et les bandes d'étirement C—O et C—C entre  $800$  et  $1300 \text{ cm}^{-1}$  [17].

### II.3. Démarche qualité pour le glucomètre

#### II.3.1. La performance analytique

Comparer les résultats de la glycémie capillaire obtenus par le système d'autocontrôle avec les résultats de la glycémie obtenus par une méthode de référence, mais ne comparer pas les résultats de la glycémie capillaire obtenus par différents systèmes d'autocontrôle de la glycémie, s'ils ne portent pas la marque de conformité.

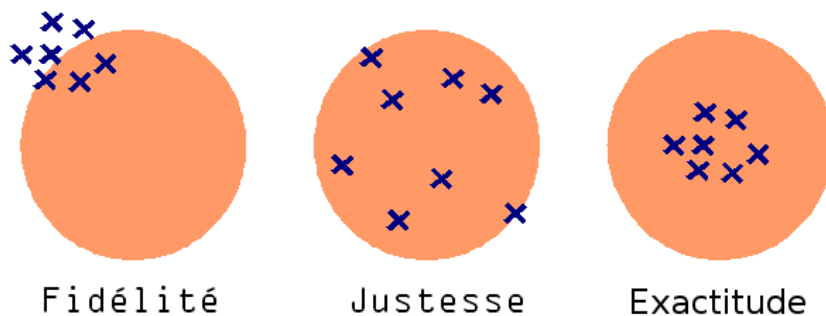


Figure II.5. Explication de la fidélité, la justesse, et l'exactitude. [20].

La figure II.5 représente une illustration de la fidélité, la justesse, et l'exactitude. Le résultat de gauche est fidèle mais peu juste, le résultat au centre est juste mais peu fidèle, le résultat de droite est à la fois fidèle et juste : son écart d'exactitude est plus faible [20].

*II.3.2. Les critères de performance analytique des normes ISO 15197*

ISO 15197 : 2013/2015 la norme des exigences relatives aux systèmes de test de diagnostic in vitro pour les systèmes de surveillance de la glycémie pour l'autotest dans la gestion du diabète sucré.

Elle s'adresse aux fabricants de ces systèmes / Clients / utilisateurs ainsi qu'aux organismes chargés d'évaluer les performances de ces systèmes (autorités réglementaires et organismes d'évaluation de la conformité) [22].

La norme	Les critères de performance analytique
ISO 15197:2013	$> 95\% \mp 0.15 \text{ g/L}$ Valeurs de référence $< 1\text{g/L}$
	$> 95\% \mp 20\%$ valeurs de référence $\geq 1\text{g/L}$
	$> 99\%$ Mesures dans les zones A ou B de la grille d'erreur de Parkes

*II.3.3. Le certificat de conformité*

Si le produit répond aux exigences de la norme que la délivrance d'un certificat de conformité, ce certificat délivré par un tiers, relatif à des produits, des procédés, des systèmes ou des personnes, cet acte de certification est effectué par un organisme par exemple en Algérie y a-t-il l'IANOR.

**Conclusion**

La théorie de mesure de glycémie était bien détaillée dans ce chapitre, en donnant les différentes techniques de mesure conventionnelles et moderne qui ont largement contribué à l'évolution et l'amélioration de la vie sanitaire des gens diabétiques.

Dans le 3ème chapitre, nous discuteront une des techniques mentionnées précédemment, qui est la technique polarimétrique et qui représente le principe clé de notre projet de fin d'études.

## *Chapitre 3 : Partie expérimentale*



### III.1 Introduction

Dans le domaine de la biochimie et de la médecine, la mesure précise de la concentration de glucose dans le sang revêt une importance capitale. Le glucose, une molécule chirale, possède des propriétés optiques particulières, notamment son pouvoir rotatoire. Le pouvoir rotatoire se réfère à la capacité d'une substance chimique chirale à dévier le plan de polarisation de la lumière lorsqu'elle la traverse.

Dans ce travail, nous explorerons les principes fondamentaux du pouvoir rotatoire et son application spécifique à la mesure de la concentration de glucose dans le sang. Nous commencerons par une brève explication de la chiralité et de la relation entre la structure moléculaire chirale du glucose et son pouvoir rotatoire. Ensuite, nous présentons brièvement le modèle mathématique proposé en se basant dans cette technique sur le formalisme de Stokes-Mueller comme un outil mathématique, nous présenterons finalement la méthode expérimentale utilisée pour mesurer le pouvoir rotatoire du glucose dans sang ainsi que les résultats trouvés comparés avec d'autres méthodes et principalement avec la méthode de glucomètre.

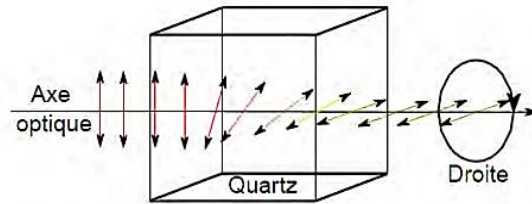
### III.2 Présentation générale de la méthode proposée

La technique proposée a été inspirée d'une méthode ellipsométrique, appelée ellipsométrie à annulation en se basant dans cette dernière sur un montage composé d'une lame biréfringente ( $\frac{\lambda}{4}$ ), deux polariseurs et l'échantillon, en mesurant plusieurs intensités en fonction des rotations des polariseurs et la lame biréfringente afin de déterminer et compenser le retard de phase et l'angle azimutal. Ces paramètres sont reliés avec les paramètres optiques que l'on cherche à déterminer.

Notre méthode se différencie à cette méthode par l'utilisation de la lame spécifique comme moyen de compensation, en variant un angle d'incidence, Le travail a été débuté par une simulation réalisée avec le logiciel LabVIEW dont le but est de comprendre la méthode de compensation ainsi que la détermination théorique du pouvoir rotatoire qui est de sa part lié à la *concentration de glucose dans le sang*.

### III.3 Pouvoir rotatoire

Certains milieux réagissent différemment à une polarisation circulaire si elle est droite ou gauche, ils parlent parfois de biréfringence circulaire [23]. L'explication physique est que ces milieux ont une structure chirale, et les deux polarisations ont des effets différents sur la distribution de charge ; celle-ci étant plus facilement mise en mouvement par l'un ou par l'autre des états de polarisation (Figure III.1) [25-27].



**Figure III.1** : Expérience de F. Arago (1811) sur un quartz dextrogyre

Une lumière polarisée linéairement traverse une substance chirale peut tourner le plan de la lumière linéaire qui ressort déviée d'un angle  $\alpha$ , appelé pouvoir rotatoire, ce dernier est mesuré généralement à l'aide d'un polarimètre (figure III.2), l'angle est positif si la rotation se fait dans le sens horaire vers l'observateur et la substance est dite dextrogyre, à l'inverse l'angle est négatif si la rotation se fait dans le sens antihoraire et la substance est dite lévogyre [24,28].

Le pouvoir rotatoire dépend de plusieurs facteurs tels que la température  $T$ , la longueur d'onde  $\lambda$  utilisée, la concentration  $C$  et le solvant utilisé [28,30].

Pour comparer, le pouvoir rotatoire des molécules chirales permet de mesurer sa concentration grâce à la loi de Biot en 1815 [29] :

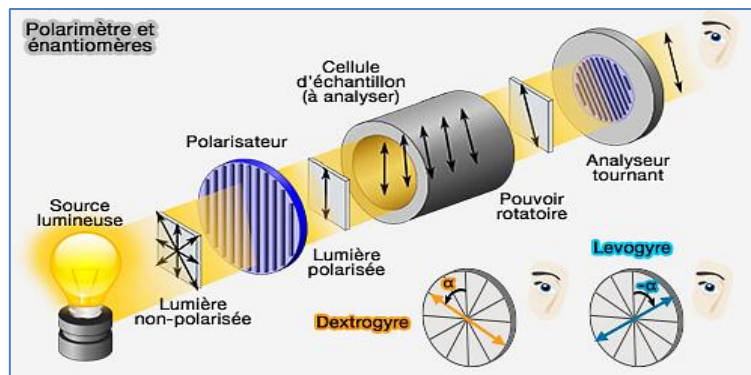
$$[\alpha] = [\alpha]_{\lambda}^T \cdot C \cdot L \quad (\text{III.1})$$

Où ;  $\alpha$  est le pouvoir rotatoire de la solution en degrés,

$[\alpha]_{\lambda}^T$  Le pouvoir rotatoire spécifique qui dépend peu lui-même de la température, de la longueur d'onde utilisée en  $^{\circ} \cdot \text{g}^{-1} \cdot \text{dm}^{-1} \cdot \text{cm}^3$

$L$  : la longueur ou l'épaisseur en décimètres

$C$  : la concentration en  $\text{g}/\text{cm}^3$



**Figure III.2** : Principe de fonctionnement d'un Polarimètre avec les énantiomères [30].

### III.3.1 Méthodes de mesure de la glycémie

Il existe plusieurs méthodes largement utilisées pour mesurer la concentration de glucose dans le sang dans les contextes médicaux pour surveiller la glycémie, diagnostiquer et gérer le diabète, ainsi que pour d'autres applications de recherche et cliniques. Les méthodes les plus répandues sont :

- **Glucomètre portable.**
- **Spectrophotométrie enzymatique.**
- **Systèmes de surveillance continue de la glycémie (CGM).**

### III.4 Description de la méthode proposée pour la mesure de la glycémie

Une nouvelle méthode a été proposée dans ce travail basé sur la rotation du plan de polarisation de la lumière traversant une solution contenant du glucose. Dans ce cas les énantiomères du glucose peuvent interagir avec la lumière et dévier son plan de polarisation. Ce phénomène est appelé pouvoir rotatoire. Le pouvoir rotatoire du glucose dépend de la concentration de glucose dans la solution, de la longueur d'onde de la lumière utilisée Selon la formule III.1 et des conditions expérimentales.

Dans notre travail nous avons exploité cette formule pour développer une technique utilisée pour la mesure de la concentration du glucose, le principe est le suivant :

Une lumière incidente arrive sur un polariseur orienté d'un angle  $\theta$  sera réfléchi par un milieu optiquement actif qui représente le milieu à analyser (bouts du doigts humain dans notre travail). En général, la lumière réfléchi sera polarisée elliptiquement.

En changeant l'angle d'incidence du faisceau incident jusqu'à l'obtention d'un angle d'incidence est dit l'angle principal d'incidence.

Le faisceau réfléchi passe ensuite à travers une lame biréfringente ( $\frac{\lambda}{4}$ ), à la sortie de cette lame, la lumière est polarisée linéairement avec un angle azimutal inconnu. Le faisceau passera ensuite par un analyseur qu'on va le tourner jusqu'à l'obtention d'une intensité nulle. L'angle pour lequel ce phénomène se produit est dit l'angle azimutal principal qui représente le pouvoir rotatoire  $\alpha$ .

En mesurant l'angle principal d'incidence et l'angle azimutal principal, on peut extraire les informations permettant de discriminer les propriétés optiques de nos échantillons. La figure suivante représente le principe de mesure.

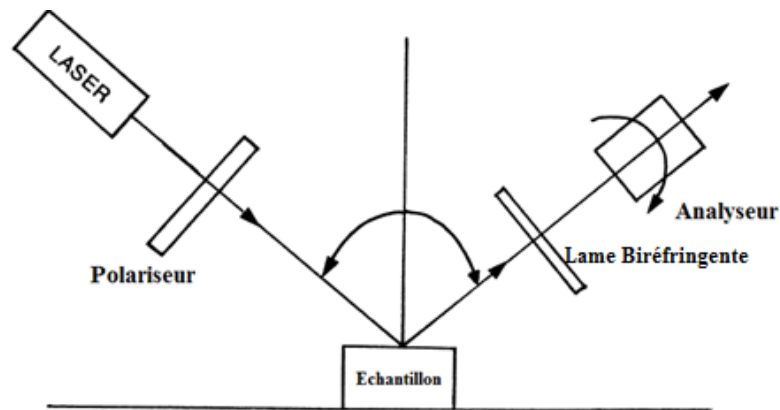


Figure III. 3 : schéma explicatif du dispositif

### III.4.1 Simulation du montage proposé sous LabVIEW

À partir du programme réalisé sous LabVIEW représenté par sa face-avant dans la figure suivante, nous voulons montrer premièrement le changement de l'angle azimutal  $\alpha$  et le déphasage du champ réfléchi en fonction de l'angle d'incidence, en seconde lieu, en montrant la possibilité d'exploiter une lame biréfringente pour compenser ce déphasage afin d'atteindre une polarisation linéaire à la sortie de la lame.

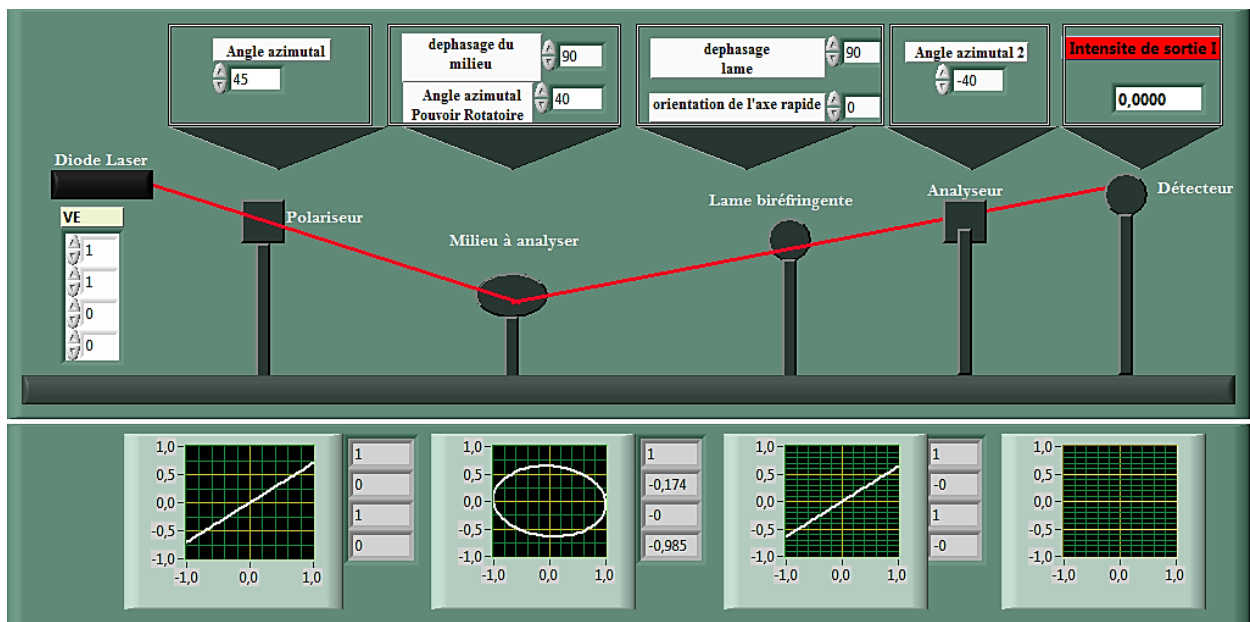


Figure III. 4 : Face-avant du programme réalisé ; représente le dispositif expérimental

### III.4.2 Matrice de Mueller d'un milieu optique

Une matrice de Mueller est une matrice de diffusion d'un milieu donné. Par analogie avec l'électronique, une matrice de Mueller représente la matrice de transfert d'un élément optique entre un vecteur de Stokes d'entrée et un autre de sortie. La mesurant la matrice de Mueller d'un milieu optique, permet de remonter aux toutes propriétés physiques de ce dernier, tes que le

dichroïsme (la diatténuation), la biréfringence (le déphasage), l'activité optique (la rotation du plan de polarisation) et la dépolarisation (variation aléatoire d'amplitude et de phase) [31].

La concentration du glucose dans le sang peut influencer les propriétés optiques telles que la biréfringence, la diatténuation, la dépolarisation et le pouvoir rotatoire. Voici comment ces propriétés peuvent être affectées :

#### *III.4.2.1 La biréfringence*

La biréfringence d'un matériau dépend généralement de sa structure moléculaire et de son arrangement cristallin. Dans le cas du glucose dans le sang, la biréfringence peut être influencée par des facteurs tels que la concentration, la température et la présence d'autres substances. Cependant, la biréfringence du glucose dans le sang n'est généralement pas considérée comme significative, car les concentrations de glucose présentes dans le sang sont relativement faibles. Dans notre méthode cette biréfringence doit être compenser en utilisant une lame biréfringente

#### *III.4.2.2 La diatténuation*

La diatténuation se réfère à la différence d'atténuation entre les composantes de polarisation orthogonales de la lumière lorsqu'elle traverse un matériau. Dans le cas du glucose dans le sang, les effets de la diatténuation peuvent être négligeables.

#### *III.4.2.3 La dépolarisation*

La dépolarisation de la lumière dans le glucose du sang humain est généralement faible. Cependant, d'autres composants présents dans le sang humain, tels que les cellules sanguines ou les particules en suspension, peuvent contribuer à la dépolarisation de la lumière lorsqu'elle traverse le sang. Cela est principalement dû à la diffusion multiple des photons par les différentes particules présentes dans le sang. Dans ce projet nous avons choisi de travailler avec un émetteur de 650nm

#### *III.4.2.4 Le pouvoir rotatoire*

Le glucose est un exemple de substance chirale qui présente un pouvoir rotatoire qui est dépend de sa concentration et de la longueur d'onde de la lumière utilisée pour mesurer la rotation. Le pouvoir rotatoire du glucose est généralement mesuré en utilisant une polarimétrie spécifique appelée polarimétrie de rotation spécifique. Les variations de concentration de glucose dans le sang peuvent entraîner des variations proportionnelles dans le pouvoir rotatoire mesuré.

Il convient de noter que la biréfringence, la diatténuation, la dépolarisation et le pouvoir rotatoire peuvent être simultanément présents dans notre milieu chiral. Ces propriétés optiques sont étudiées pour caractériser et analyser les molécules chirales, tels que la concentration du glucose dans le sang de l'être humain.

### III.4.3 Matrice de Mueller d'un milieu chiral en mode de réflexion

Sans l'effet de la dépolarisation notre milieu on mode de réflexion peut influencer l'amplitude, la phase et l'orientation de l'axe de polarisation des ondes incidentes, en interprétant ce comportement du point de vue polarisation, on peut dire que ce matériau se comporte comme un diatténuateur retardateur où même temps.

#### III.4.3.1 Matrice d'un déphaseur diatténuateur

La forme la plus générale du diatténuateur est représentée par des états propres elliptiques, les valeurs propres portées par ces vibrations sont réelles et sont notées  $P_1$  et  $P_2$ . Ces deux valeurs propres permettent de définir les transmittances minimum  $T_{min}$  et maximum  $T_{max}$  en énergie suivant les axes propres :

$$\begin{cases} T_{max} = P_1^2 \\ T_{min} = P_2^2 \end{cases} \quad (III.2)$$

Avec  $P_1, P_2$  sont les valeurs propres.

Un diatténuateur qui absorbe l'intensité est représenté par la matrice de Mueller qui suit [31] :

$$[M_D] = \begin{bmatrix} q_1 & q_2 C_{2v} & q_2 S_{2v} C_\varphi & q_2 S_{2v} S_\varphi \\ q_2 C_{2v} & q_1 C_{2v}^2 + q_3 S_{2v}^2 & C_{2v} S_{2v} (q_1 - q_3) & C_{2v} S_{2v} C_\varphi (q_1 - q_3) \\ q_2 S_{2v} C_\varphi & C_{2v} S_{2v} C_\varphi (q_1 - q_3) & C_\varphi^2 (q_1 S_{2v}^2 + q_3 C_{2v}^2) + q_3 S_\varphi^2 & C_\varphi S_\varphi S_{2v}^2 (q_1 - q_3) \\ q_2 S_{2v} S_\varphi & C_{2v} S_{2v} S_\varphi (q_1 - q_3) & C_\varphi S_\varphi S_{2v}^2 (q_1 - q_3) & S_\varphi^2 (q_1 S_{2v}^2 + q_3 C_{2v}^2) + q_3 C_\varphi^2 \end{bmatrix} \quad (III.3)$$

Avec :  $q_1 = \frac{1}{2}(P_1^2 + P_2^2)$  ;  $q_2 = \frac{1}{2}(P_1^2 - P_2^2)$  ;  $q_3 = P_1 P_2$  ;  $C_\varphi = \cos(\varphi)$  ;  $S_\varphi = \sin(\varphi)$  ;  $C_{2v} = \cos(2v)$  ;  $S_{2v} = \sin(2v)$

Tandis qu'un retardateur qui influence la phase est donne par la matrice de Mueller suivante [31] :

$$[M_R] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & d^2 - e^2 - f^2 + g^2 & 2(de + fg) & 2(df - eg) \\ 0 & 2(de - fg) & -d^2 + e^2 - f^2 + g^2 & 2(e f + dg) \\ 0 & 2(df + eg) & 2(e f - dg) & -d^2 - e^2 + f^2 + g^2 \end{bmatrix} \quad (III.4)$$

$$\text{avec } \begin{cases} d = \cos(2v) \sin\left(\frac{\delta}{2}\right) = \cos(2\varepsilon) \cos(2\alpha) \sin\left(\frac{\delta}{2}\right) \\ e = \cos(2v) \sin\left(\frac{\delta}{2}\right) \cos(\varphi) = \cos(2\varepsilon) \sin(2\alpha) \sin\left(\frac{\delta}{2}\right) \\ f = \sin(2v) \sin\left(\frac{\delta}{2}\right) \sin(\varphi) = \sin(2\varepsilon) \sin\left(\frac{\delta}{2}\right) \\ g = \cos\left(\frac{\delta}{2}\right) \end{cases}$$

Avec des orientations selon les axes, la matrice de Mueller d'un milieu chiral est la multiplication des deux matrices de Mueller donc est donnée par le produit des matrices de Mueller suivants :

$$M_{Milieu} = M_{pp}(P_1, P_2) \cdot M_R(\delta, 0) \quad (III.5)$$

### III.5 Principe de mesure du pouvoir rotatoire

Une lumière de longueur d'onde  $\lambda = 650$  nm, représentée par un vecteur de Stokes  $\vec{S}_i$ , passe à travers un polariseur orienté d'un angle  $\alpha_1$ , donc son état de polarisation est linéaire, ensuite quand la lumière est réfléchi sur notre échantillon logiquement son état de polarisation est devenue elliptique avec un déphasage  $\Delta$  et un angle azimutal  $\alpha$  inconnus.

Notre échantillon est un milieu qui va influencer le retard de phase, l'amplitude de l'onde et l'orientation du plan de polarisation pour cela on doit le représenter par une matrice de Mueller qui regroupe les deux effets la diatténuation et la retardance, donc cette matrice est donnée par l'équation (III.5) :

Ensuite, la lumière passe à travers une lame biréfringente dans ces axes avec un retard de phase  $\delta = \frac{\lambda}{2}$ . Après la traversée de cette lame l'état de polarisation de la lumière incidente reste elliptique avec un déphasage de  $\varphi$ , la lame biréfringente caractérisée par un déphasage  $\delta$  et un angle azimutal de  $\theta$  par rapport à l'axe rapide, peut être représentée par la matrice de Mueller suivante :

$$[M_l] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & C^2 + S^2 \cos \delta & CS(1 - \cos \delta) & S \sin \delta \\ 0 & CS(1 - \cos \delta) & C^2 + S^2 \cos \delta & -C \sin \delta \\ 0 & -S \sin \delta & C \sin \delta & \cos \delta \end{bmatrix} \quad (III.6)$$

$$C = 2 \cos(2\theta), S = 2 \sin(2\theta)$$

Le polariseur et l'analyseur utilisés dans l'expérience sont représentés par :

$$[M_{Polariseur}] = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & \cos(2\alpha_1) & \sin(2\alpha_1) & 0 \\ \cos(2\alpha_1) & \cos^2(2\alpha_1) & \sin(2\alpha_1) \cos(2\alpha_1) & 0 \\ \sin(2\alpha_1) & \sin(2\alpha_1) \cos(2\alpha_1) & \sin^2(2\alpha_1) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (III.7)$$

$$[M_{Analyseur}] = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & \cos(2\beta) & \sin(2\beta) & 0 \\ \cos(2\beta) & \cos^2(2\beta) & \sin(2\beta) \cos(2\beta) & 0 \\ \sin(2\beta) & \sin(2\beta) \cos(2\beta) & \sin^2(2\beta) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (III.8)$$

Avec  $\alpha_1$  et  $\beta$  sont les angles azimutaux.

Le vecteur de Stokes de sortie  $\vec{s}'$  du faisceau lumineux ; traversant les éléments constituant le montage est donné par :

$$\vec{s}' = [A(\beta)][l(\theta)][M_{milieu}][P(\alpha_1)]\vec{s} \quad (\text{III.9})$$

$[P(\alpha_1)]$ ,  $[A(\beta)]$ ,  $[l(\theta)]$ ,  $[M_{milieu}]$  ; sont les matrices de Mueller respectives des polariseur, analyseur, lame biréfringente et l'échantillon. Les expressions de ces matrices, sont référenciées par rapport à la verticale.

En développant l'expression de l'intensité détectée (III.9), on trouve que l'expression de l'intensité est en fonction de six inconnus ;  $\alpha_1$ .  $\beta$ .  $\delta$ .  $\Delta$ .  $\alpha$ .  $\varphi$ .

Pour la simplifiée, en s'appuyant sur le modèle de simulation présenté auparavant figure III.4, Et Avec positions adéquate du polariseur, nous varions l'angle d'incidence  $\theta_i$  et l'angle de rotation d'analyseur  $\beta$  jusqu'à l'extinction de la lumière sortante. Dans ce cas, un état de polarisation de la lumière sortante est linéaire. En développant l'expression précédente pour une intensité nulle :

$$1 - \cos(2\beta)\cos(2\alpha) - \sin(2\beta)\sin(2\alpha) = 0 \quad (\text{III.10})$$

On peut déterminer facilement les l'angle azimutal  $\alpha$  et l'angle principal d'incidence en fonction de rotation de l'analyseur. Ces paramètres sont reliés aux différentes propriétés que l'on cherche à déterminer.

$$1 - \cos(2\beta - 2\alpha) = 0 \quad (\text{III.11})$$

La seule solution acceptable vérifiée cette équation est donnée par :

$$\beta = \alpha \quad (\text{III.12})$$

C.à.d. que la valeur de l'angle azimutal de l'analyseur  $\beta$  est égale à l'azimut du milieu ou le pouvoir rotatoire  $\alpha$ .



### III.6 Mesure et résultats

L'étude de la mesure de la concentration de glucose dans le sang en lien avec sa nature moléculaire chirale et son pouvoir rotatoire offre un aperçu approfondi des principes fondamentaux et des défis pratiques associés à cette approche analytique et cela contribue à la compréhension de la gestion de la glycémie et de l'évaluation de l'état métabolique dans le contexte du diabète et d'autres conditions médicales liées au glucose.

Tout d'abord, nous présentons les défis et les limites associés à cette approche, notamment en raison de la complexité du sang en tant que matrice biologique

Le pouvoir rotatoire d'une substance optiquement active fait référence à la mesure de l'angle de rotation de la lumière polarisée lorsqu'elle passe à travers une solution de cette substance. Cet angle de rotation est mesuré en degrés et dépend de la concentration de la substance dans la solution, de la longueur d'onde de la lumière utilisée, de la longueur du trajet optique et d'autres facteurs environnementaux il est donné par la loi de Biot :

$$[\alpha] = [\alpha]_{\lambda}^T \cdot C \cdot L \quad (\text{III.13})$$

- Le glucose, en tant que molécule chirale, possède un pouvoir rotatoire spécifique.  $[\alpha]_{\lambda}^T$  défini à une température T et à une longueur d'onde déterminée (souvent à 20°C et pour la raie D du sodium) exprimée en ( $^{\circ} \cdot \text{dm}^{-1} \cdot \text{g}^{-1} \cdot \text{cm}^3$ ). Ce pouvoir rotatoire spécifique est une propriété intrinsèque d'une substance pure. Dans des conditions normales, pour la plupart des individus, le pouvoir rotatoire spécifique du glucose dans le sang humain peut être considéré comme relativement constant. Cependant, il peut varier légèrement d'un individu à l'autre en raison de facteurs génétiques et individuels.
- La longueur de la peau du doigt (L) n'a pas de relation directe avec la concentration de glucose dans le sang, que ce soit avec une méthode polarimétrique ou d'autres méthodes de mesure. Cette longueur de la peau donc peut varier légèrement d'un individu à l'autre en raison de facteurs tels que la composition génétique, la concentration en hémoglobine, et d'autres facteurs mais n'a généralement pas d'influence significative sur la mesure de la concentration de glucose dans le sang, sa valeur peut être considéré comme relativement constant.

Finalement la valeur du pouvoir rotatoire peut être exprimé par la relation suivante :

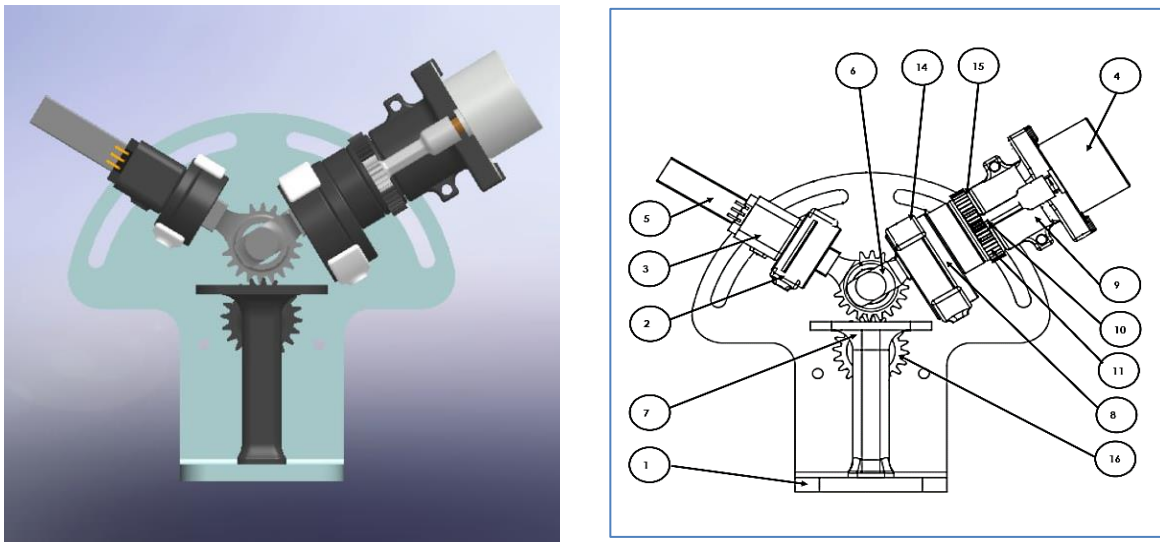
$$\alpha = K \cdot C \quad (\text{III.14})$$

Avec :  $K$  ; un constant représente le terme  $[\alpha]_{\lambda}^T.L$  et  $C$  : la concentration du glucose dans sang

### II.7 Dispositif expérimental (Prototype)

Expérimentalement nous voulons présenter notre dispositif conçu est réalisé pour la mesure expérimentale la concentration de glucose dans le sang d'un être humain à partir du doigt, également connu sous le nom de lecteur de glycémie en utilisant une nouvelle méthode basée sur la mesure du pouvoir rotatoire à l'aide d'un appareil dont le montage de prototype est représenté dans la figure III.5.

Pour assurer la bonne conception et une réalisation simplifiée de notre prototype, en mettant l'accent sur l'utilisation du logiciel « SolidWorks », qui est un puissant outil de conception mécanique largement utilisé dans l'industrie et la recherche. Il permet de simuler et d'optimiser les systèmes mécaniques, ce qui en fait un choix idéal pour notre étude. Avec ce logiciel on fait la conception de tous les éléments constituent le prototype, la figure III.5 représente cette conception.



**Figure III.5:** Vue 3D et dessin technique du prototype

Avec les éléments :

1 : représente la diode Laser

2 : Polariseur

4 : Détecteur

8 : lame quart-onde

11 : Analyseur

Les autres éléments sont des éléments mécaniques serve aux fixations et de simplifiée la mobilité des éléments du montage.

### III.8 Description des éléments du montage

Le dispositif expérimental dont les dimensions sont représentés sur le schéma de figure III.6, est en fait un moyen méthodologique qui a été développé pour imaginer une nouvelle méthode d'investigation des mesures de la concentration de glucose dans le sang du doigt chez des êtres humains de différentes origines ethniques et de différents sexes en utilisant un glucomètre comme méthode de référence ; en se basant dans cette méthode sur le changement d'état de polarisation lors de la réflexion sur la surface de l'échantillon, ce changement dépend essentiellement de l'angle d'incidence.

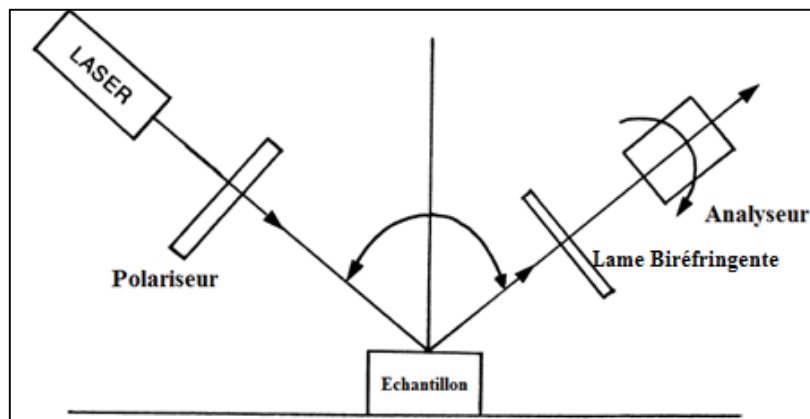


Figure III. 6 : schéma explicatif du dispositif

Le montage proposé dans cette expérience est représenté par la figure (III.6), composé de deux supports mobiles (émetteur récepteur) avec un angle variable entre eux dont les éléments sont comme suit :

- ❖ Une source de lumière constituée d'un faisceau laser de longueur d'onde  $\lambda = 650\text{nm}$  et de puissance  $5\text{ mW}$ .
- ❖ Une lame quarte d'onde achromatique en Mica de diamètre  $D=30$ , type 1,  $L/4$ , référence 02WRM00508113694
- ❖ Deux polariseurs de diamètre  $D = 15\text{ mm}$ .
- ❖ Un support, sur lequel les échantillons sont fixés,
- ❖ Un photodétecteur (Circuit LDR, résistance  $10\text{k}\Omega$ ).
- ❖ Une carte Arduino UNO
- ❖ Pour assurer leur rotation, l'analyseur et les deux bras sont menus des moteurs pas à pas type : 28BYJ-48.

Le tableau suivant représente les différents composants utilisés dans le prototype







Source laser	Carte Arduino Uno	Polariseurs	Lame quart d'onde	Photodétecteur	Moteurs Pas à Pas
					

Tableau III. 1 : Composants du montage expérimental (prototype)

### III.9 L'étalonnage et la calibration de l'appareil de mesure

L'étalonnage et la calibration d'un appareil de mesure sont des processus essentiels pour assurer la précision et la fiabilité des résultats de mesure. Pour l'étalonnage et le calibrage de notre appareil de mesure de la concentration de glucose dans le sang du doigt chez des êtres humains de différentes origines ethniques et de différents sexes en utilisant un glucomètre comme méthode de référence. Dans ce qui suit nous présentons les différentes étapes utilisées pour la mesure et la calibration.

#### III.9.1 Étalonnage des composants du dispositif

Afin d'obtenir de bons résultats expérimentaux, les mesures doivent se faire dans une obscurité totale sauf la lumière de la source, et les deux branches constituent le montage doivent être stable et bien ajustée. Pour cela il est indispensable au début d'assurer l'alignement du faisceau laser par rapport au plan contenant les deux bras de dispositif. Au début, on pose le polariseur  $P$  avec le vertical, pour ajuster le deuxième polariseur il suffit de le croiser avec le premier et le tourner jusqu'à l'extinction. On introduit ensuite au montage la lame quart d'onde d'où on aura plus d'extinction. Pour mettre l'un des axes cristallographiques (lent, rapide) de la lame quart onde dans le plan parallèle de  $P$ , on réalise une seconde fois l'extinction en faisant tourner la lame quart onde entre les deux polariseurs croisés.

### III.10 Principe de mesure de la glycémie

Après avoir assuré l'étalonnage de tous les composants du montage, on met notre doigt sur un porte-échantillon placé sur un support comme la figure (III.5) montre.

Pour remonter à toutes les propriétés optiques que l'on cherche à déterminer à savoir le pouvoir rotatoire  $\alpha$  et par conséquent la concentration  $C$  du glucose dans le sang en doit varier l'angle d'incidence et l'angle de l'analyseur jusqu'à l'obtention d'extinction.

L'angle d'incidence pour lequel l'extinction se produit est l'angle principal d'incidence  $\bar{\theta}_i$  et d'après l'équation (III.14) l'angle azimutal de l'analyseur  $\beta$  est égal à l'angle azimutal principal  $\alpha$  qui représente la valeur du pouvoir rotatoire. Voici comment la mesure peut être réalisée :

### III.10.1 Sélection des échantillons

Assurons-nous que notre échantillon d'êtres humains comprend une gamme représentative de participants. Incluez un nombre significatif d'échantillons provenant d'hommes et de femmes, ainsi que de différentes origines ethniques (blanc, noir, etc.) ils devraient couvrir un large éventail d'âges, d'origines ethniques et de conditions médicales (par exemple, présence ou absence de diabète). Ceci est essentiel pour garantir que nos résultats reflètent précisément la variabilité observée dans la population cible.

### III.10.2 Étalonnage initial

- *Préparation des solutions étalons de glucose* : En préparant des solutions de glucose à différentes concentrations pour des personnes de différentes origines ethniques et de différents sexes connus de manière précise et reproductible.
- *Utilisation d'un glucomètre de référence* : En utilisant un glucomètre répond aux exigences de la normes ISO 15197 :2015 comme méthode de référence pour mesurer les concentrations de glucose dans les solutions étalons. En Enregistrant les lectures du glucomètre.
- *Mesure des étalons* : En utilisant également notre méthode de mesure pour déterminer les concentrations de glucose de mêmes personnes. En Prenant notes des mesures obtenues.

Les résultats du tableau suivant représentent un exemple de la mesure de concentration du glucose en fonction du temps pour un homme blanc.

$C_1$  : représente la concentration du glucose en utilisant la méthode de référence de glucomètre

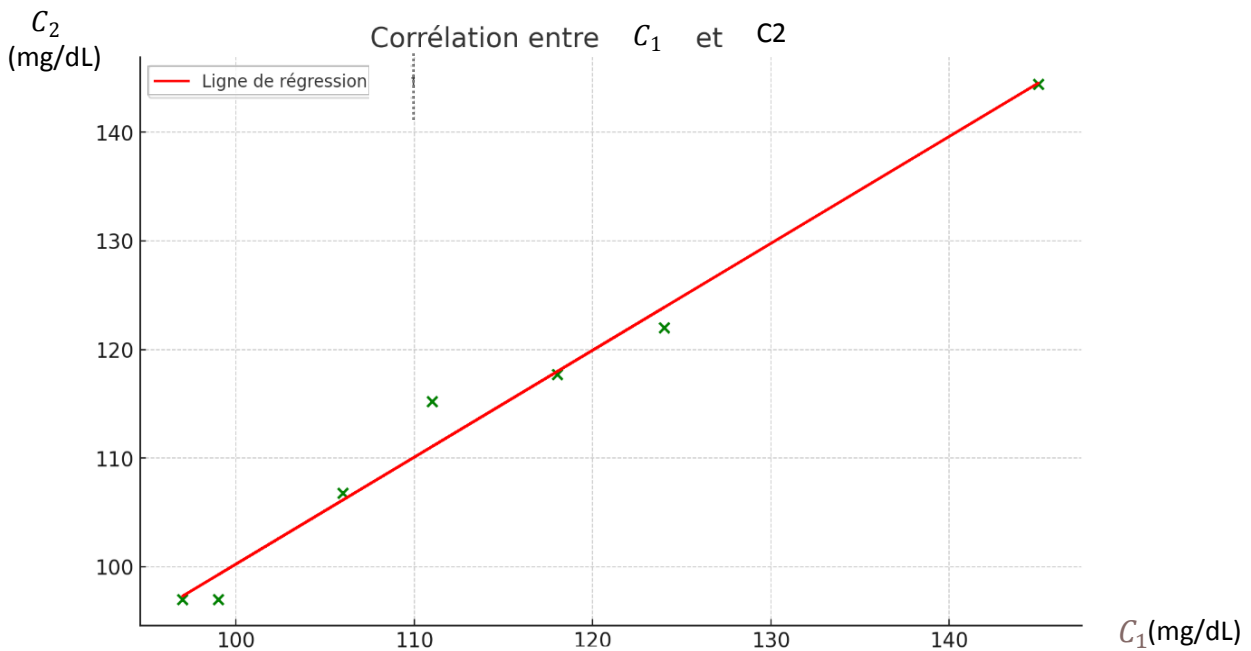
$C_2$  : représente la concentration du glucose en utilisant le dispositif développé

Numéro d'expérience	1	2	3	4	5	6	7
$C_1$ (mg/dL)	106	99	124	97	145	118	111
$C_2$ (mg/dL)	106.76	96.98	122.02	96.98	144.44	117.72	115.19

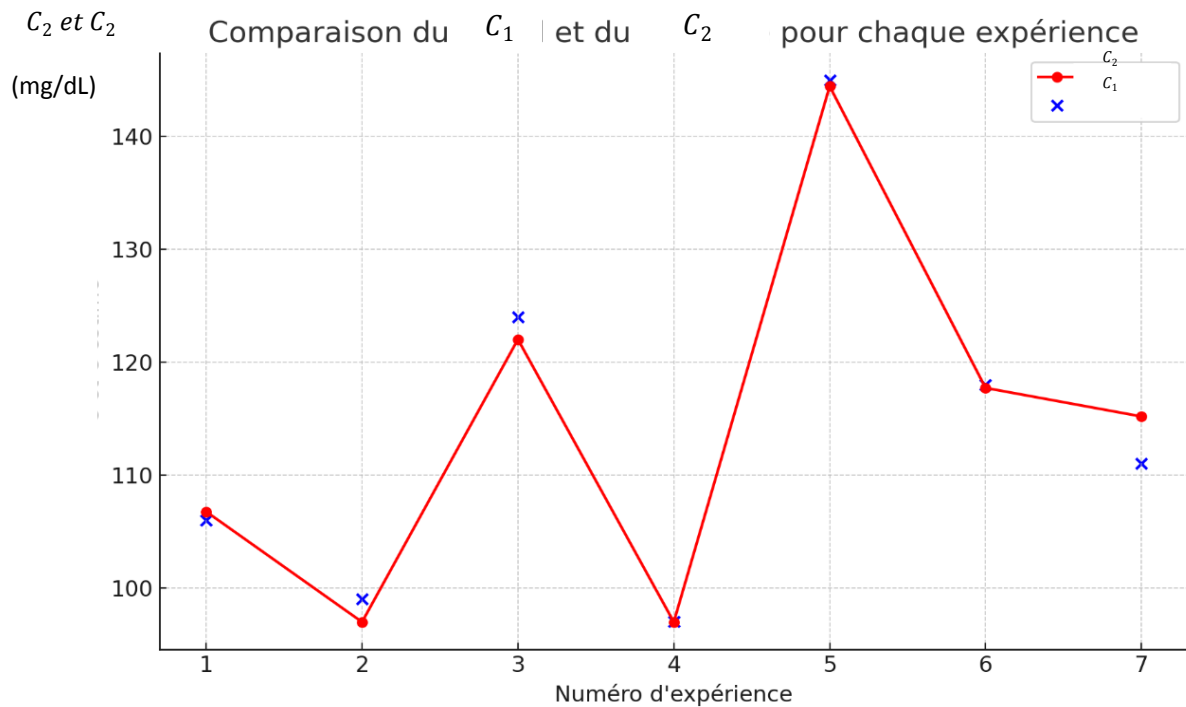
**Tableau III.2** : Valeurs de concentration du glucose en absence de diabète pour des Hommes Blancs.

III.10.3 Analyse des données

La comparaison des mesures obtenues par notre nouvelle méthode pour chaque solution étalon avec les lectures du glucomètre de référence selon la norme ISO 15197 :2015 nécessitent d'établir une relation des courbes d'étalonnage spécifiques à chaque personne. En traçant une courbe qui montre la relation entre les mesures de notre méthode et les lectures du glucomètre. Les résultats expérimentaux obtenus pour notre exemple, ont été représentés dans les figures III.7 et III.8.



**Figure III.7 :** Courbes d'étalonnages spécifiques en fonction du temps en absence de diabète pour des hommes blanc (corrélacion entre  $C_1$  et  $C_2$ ).



**Figure III.8:** Courbes d'étalonnages spécifiques en fonction du temps en présence de diabète pour des hommes blanc (comparaison du  $C_1$  et  $C_2$  pour chaque expérience).

### III.11 Analyse et interprétation des résultats

Afin de pouvoir évaluer les performances et la fiabilité de la méthode d'un côté et de comparer de manière qualitative nos résultats, déterminés avec ce modèle mathématique et les résultats trouvés avec d'autres méthodes, nous avons exploité les résultats et tracer les courbes des figures III.7, et III.8 qui représentent les courbes de la variation de la concentration du glucose en fonction du temps, en utilisant la méthode de référence de glucomètre et le dispositif développé.

La lecture de ces courbes montre que les deux courbes ont une relation linéaire. Cela signifie que lorsque l'une des courbes augmente ou diminue, l'autre augmente ou diminue de manière constante, Donc, ces deux courbes linéaires sont proportionnelles, ce qui signifie que pour chaque unité d'augmentation dans l'une des courbes, l'autre augmente d'un certain multiple constant de cette unité, Ce facteur multiplicatif nous donne une mesure de la relation proportionnalité entre les deux variables par une équation d'étalonnage qui doit être déterminée.

### III.11.1 Équation d'étalonnage

À l'aide de l'analyse des données, en établissant une équation mathématique qui relie les mesures de notre méthode aux lectures du glucomètre. Cette équation nous permettra de convertir les mesures de notre méthode en valeurs comparables aux lectures du glucomètre.

Avec le logiciel origine cette équation déterminée facilement elle est donnée par la relation suivante

$$C = K \cdot \alpha + K_0 \quad (\text{III.15})$$

Cette relation va permet l'étalonnage de dispositif de mesure pour chaque patient séparément.

La grande connexion entre  $C_1$  et  $C_2$  peut être résumée comme suit :

Corrélation forte : Le premier graphique montre une forte corrélation entre les valeurs réelles et estimées de la concentration de glucose. La proximité des points de données à la ligne de régression et la pente de la ligne proche de 1 indiquent que l'estimation est généralement précise et que l'augmentation ou la diminution de  $C_2$  suit de près celle de la valeur  $C_1$ .

Modèle de prédiction fiable : La forte corrélation suggère que l'équation utilisée pour estimer la concentration est fiable pour prédire la concentration réelle de glucose dans le sang à partir des données de ( $\alpha$ ). Cela indique que les constantes ( $k$  et  $K_0$ ) ainsi que le variable ( $\alpha$ ) sont bien calibrées pour le modèle utilisé dans ces expériences.

Variabilité dans les estimations : Le deuxième graphique révèle cependant des variances entre les valeurs réelles et estimées pour certaines expériences. Bien que la tendance générale soit bonne, il y a des points où l'estimation s'écarte de la réalité, ce qui pourrait indiquer des erreurs expérimentales, des anomalies dans les mesures ou des limites de l'équation mathématique utilisée.

Potentiel d'optimisation : Les écarts notés pour certaines expériences pourraient indiquer des opportunités d'affiner le modèle. Cela pourrait inclure l'examen des conditions expérimentales sous lesquelles les écarts sont plus importants, l'ajustement des constantes ( $K$  et  $K_0$ ), ou l'introduction de nouvelles variables ou ajustements dans l'équation pour améliorer la précision des estimations.

En résumé, l'équation établit une connexion étroite et fiable entre  $C_1$  et  $C_2$ , avec des écarts qui offrent des pistes pour une éventuelle amélioration du modèle de prédiction.



## Partie entreprise

Tous les projets porteurs d'idées novatrices ont une forte probabilité de succès sur le marché, mais cette probabilité est contrôlée par une bonne étude de marché du projet, en connaissant les points forts à exploiter et les points faibles à améliorer. Cette partie présente notre projet d'un côté économique et administrative.

### *1.1. L'idée de projet (solution proposée)*

Le domaine d'activité est l'industrie de dispositifs médicaux non invasifs. Notre appareil est une dispositif médical pour mesurer la concentration de glucose dans le sang à l'aide d'une lumière polarisée, Il permet d'obtenir des résultats rapides et sans causer ni blessure ni douleur au patient, car il utilise des faisceaux laser qui ne sont pas nocifs pour la peau, il est facile à utiliser et peut être utilisé plusieurs fois par jour contrairement aux autres appareils qui sont invasives et douloureuses a utilisation unique, Ainsi que notre dispositif est économique et proportionnel au nombre de fois que le médecin conseille de le surveiller au cours d'une journée, Ces données indiquent qu'il faut produire des glucomètres que n'est pas invasif.

Le problème à l'origine de l'idée de projet est que les patients diabétiques **souffrent de douleurs et de blessures** lors de la mesure de la glycémie, qui peuvent provoquer des infections et des ulcères, et cela dérange les patients en raison des nombreuses fois qui dépassent cinq fois par jour de mesure, et aussi la cicatrisation des blessures diabétiques prend beaucoup de temps et nécessite des soins extrêmes, ainsi que la **consommation et coût du matériel chirurgical** (Les bandelettes de glycémie). La solution proposée par ce projet propose pour répondre aux besoins et aux attentes des clients est de surveiller la concentration de glucose dans le sang partout, à tout moment et autant de fois qu'il le souhaite, il donne des résultats rapides et il évite les problèmes de mesure chirurgicale qui causent des douleurs et peuvent provoquer des inflammations et des ulcères. Cela se fait par la construction d'une unité de production basée sur les dernières technologies du domaine, et en s'appuyant sur des matières premières (des appareils optiques et des composants électrique).

### *1.2. Les valeurs proposées*

Le caractère innovant : Le premier produit de ce type en Algérie et dans le monde (il existe des produits similaires dans le monde mais ils n'utilisent pas la même technologie). Notre projet promet de fabriquer des appareils permettant de mesurer la concentration de glucose dans le sang sans douleur ou blessure (Réduction des risques) à l'aide de la lumière polarisée, facile à utiliser avec la possibilité de mesurer plusieurs fois par jour.

### 1.3. Équipe de travail

L'équipe du projet est composée des membres suivants :

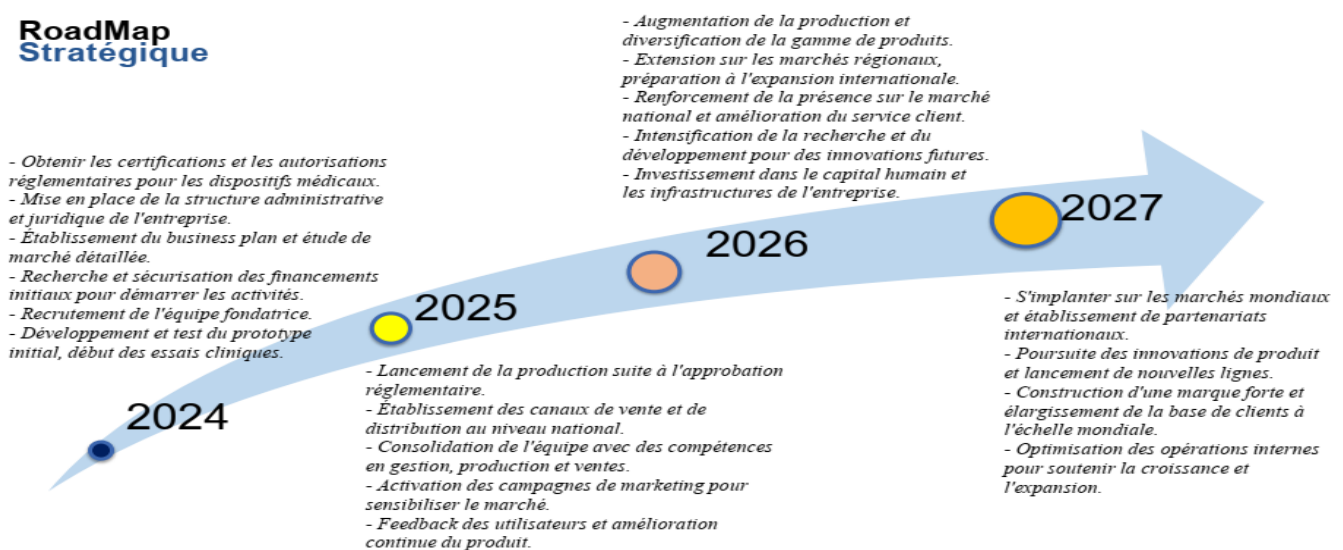
- Étudiant 01 : Boussalem Dawoud a suivi des formations dans le domaine management des système intégrés sellons les normes ISO 9001, ISO 14001, ISO 45001 et audit selon la norme 19011, Marketing digital, Entrepreneuriat, leadership, Calibrage des instruments de mesure...
- Le rôle de l'étudiant Boussalem est de diriger et guérie le projet, les études de marché, le marketing, l'amélioration continue du prototype soit des cotés électronique, mécanique et optique
- Pour l'amélioration et l'avancement de projet on prendre l'aide par les freelances pour les autres fonctions.

### 1.4. Objectifs du projet

- Notre objectif est de devenir le premier producteur des glucomètres en Algérie au cours des cinq premières années.
- Et d'atteindre une part de marché estimée à 5 pour cent de la production totale en Algérie des glucomètres à court terme, ensuit 10 pour cent à moyen terme et 40 pour cent à long terme.

### 1.5. Roadmap Stratégique

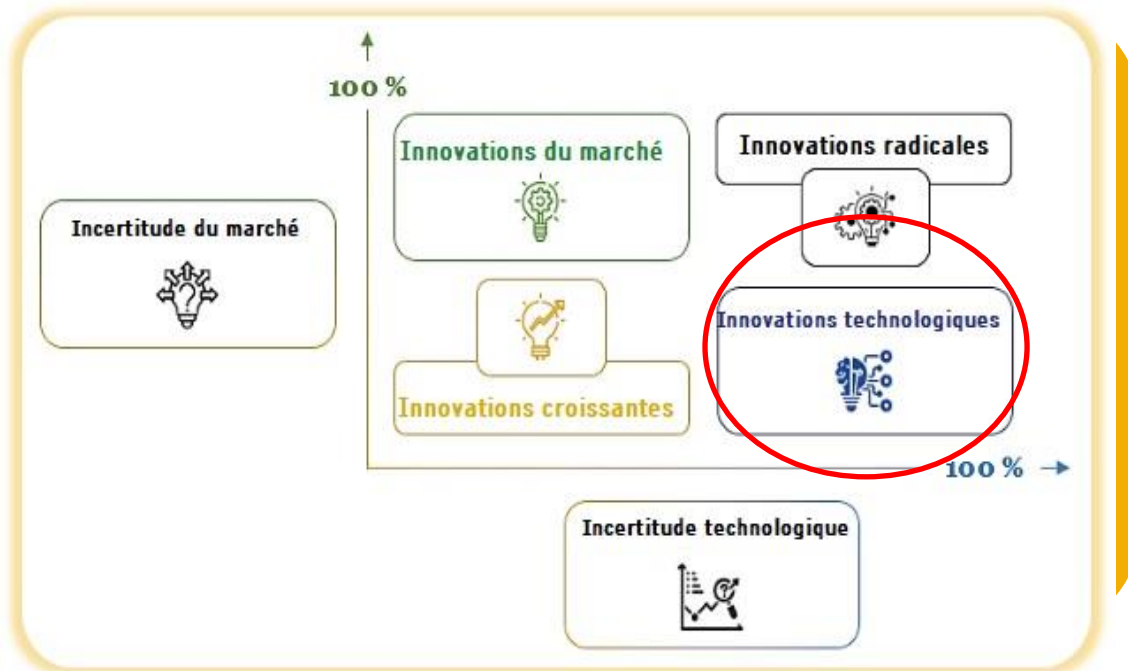
#### RoadMap Stratégique



## II. Aspects innovants :

### II.1. Nature des innovations :

La nature des innovations adoptées dans le projet doit être précisée selon les propositions données dans le schéma suivant



### II.2. Domain innovation

**Le premier produit de ce type en Algérie et dans le monde** (il existe des produits similaires dans le monde mais ils n'utilisent pas la même technologie). Mon projet promet de fabriquer des appareils permettant de mesurer la concentration de glucose dans le sang sans douleur ou blessure à l'aide de la lumière polarisée, facile à utiliser avec la possibilité de mesurer plusieurs fois par jour.

Le problème à l'origine de l'idée de projet est que les patients diabétiques **souffrent de douleurs et de blessures** lors de la mesure de la glycémie, qui peuvent provoquer des infections et des ulcères, et cela dérange les patients en raison des nombreuses fois qui dépassent cinq fois par jour de mesure, et aussi la cicatrisation des blessures diabétiques prend beaucoup de temps et nécessite des soins extrêmes, ainsi que la **consommation et coût du matériel chirurgical** (Les bandelettes de glycémie).

Les qualités de mon produit qui le distinguent de la concurrence sont les suivantes: **Facile à utiliser** et **de taille compacte, ne provoque pas de douleur ni de blessures** et permet aux patients de **mesurer plusieurs fois** par jour contrairement aux autres appareils de mesure chirurgicaux, il utilise une lumière polarisée qui **n'est pas nocive** pour la peau et qui est **précise** par rapport aux autres techniques optiques et acoustiques car elle utilisait une lumière polarisée qui **a une corrélation directe avec la concentration de glucose**.

Il y a un marché pour mon produit car le nombre de diabétiques en Algérie dépasse les 2,8 millions et il n'existe sur le marché que des appareils de mesure chirurgicaux que ce soit des appareils portables ou des tests de laboratoire, tous deux sont très chers, donc mon produit est le premier en Algérie et dans la région en termes de type.

### **III. Analyse stratégique du marché**

#### *III.1. Le segment du marché*

Marché potentiel : C'est toute personne qui souhaite tester leur glycémie.

Marché cible : Nous cherchons à fournir des glucomètres non invasifs aux diabétiques.

Ce segment a été choisi en raison de leur prédisposition à opter pour la consommation de ce type de glucomètre.

On a la possibilité de conclure des contrats d'achat avec certains clients importants comme les grossistes des produits pharmaceutiques.

#### *III.2. Mesure de l'intensité de la concurrence*

Les concurrents les plus importants sur le marché algérien, produisent, pour la plupart, des glucomètres invasifs, et ils sont classés selon leur part de marché comme suit : DiagnoCheck - Vital Check– Bionime - On call Check....

Parmi leurs atouts, citons leur ancienneté sur le marché algérien et la force de leur marque.

Parmi leurs faiblesses, on peut citer les risques des glucomètres invasifs, ainsi qu'ils fabriqués par des licences étrangères.

### III.3. La stratégie marketing

- **Stratégie de visibilité** : Pour introduire notre dispositif innovant sur le marché, nous déploierons une campagne dynamique sur les réseaux sociaux, en exploitant notre présence existante et notre site web dédié. Nous mettrons l'accent sur les salons nationaux et les symposiums médicaux pour présenter notre produit directement aux professionnels de la santé et aux parties prenantes clés. En outre, nous collaborerons avec des médecins influents sur les réseaux sociaux pour bénéficier de leur portée et de leur crédibilité, afin d'augmenter la reconnaissance et la confiance dans notre technologie non invasive de mesure de la glycémie.

- **Stratégie de distribution** : Le produit sera distribué via des pharmacies et des distributeurs de matériel médical en gros en Algérie, avec un focus initial sur les villes clés telles que Jijel, Sétif et Alger. Nous explorerons également des partenariats avec des institutions de soins de santé pour faciliter l'accès direct à notre cible principale : les patients diabétiques.

- **Stratégie de prix (de vente)** : Notre stratégie de tarification sera compétitive tout en reflétant la valeur ajoutée de notre technologie innovante. Nous proposerons des prix adaptés aux différentes catégories de notre marché cible, en veillant à ce que notre produit soit accessible tout en maintenant une marge bénéficiaire saine. Ainsi, nous offrirons un prix unitaire de 22 000 DA pour les commandes de plus de 100 appareils. En comparaison avec le prix de commercialisation en pharmacie, qui s'élève à 25 000 dinars algériens.



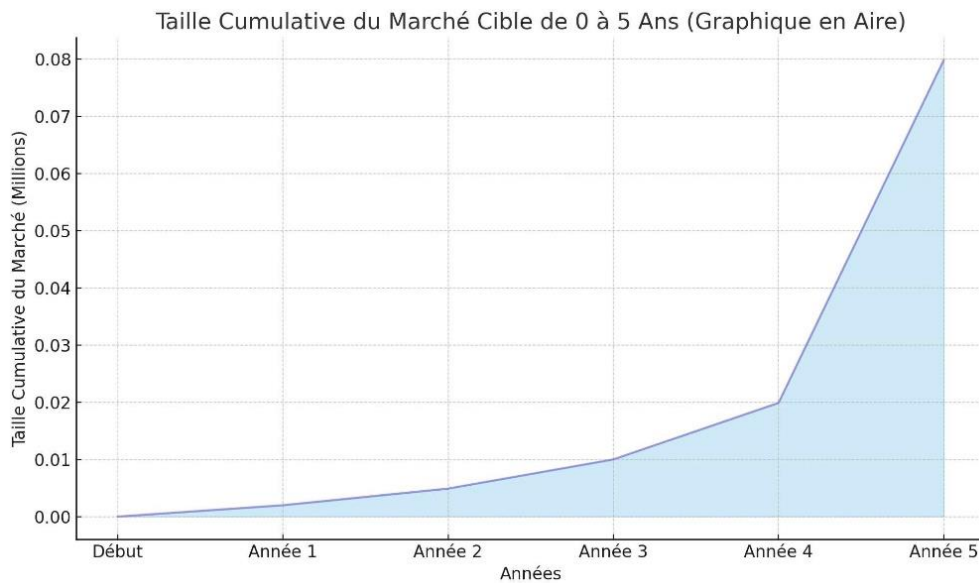
La figure représente la comparaison des prix pour les trois produits ; tels que :

Produit A c'est notre produit ;

Produit B traditionnelle ;

Produit C CMG ;

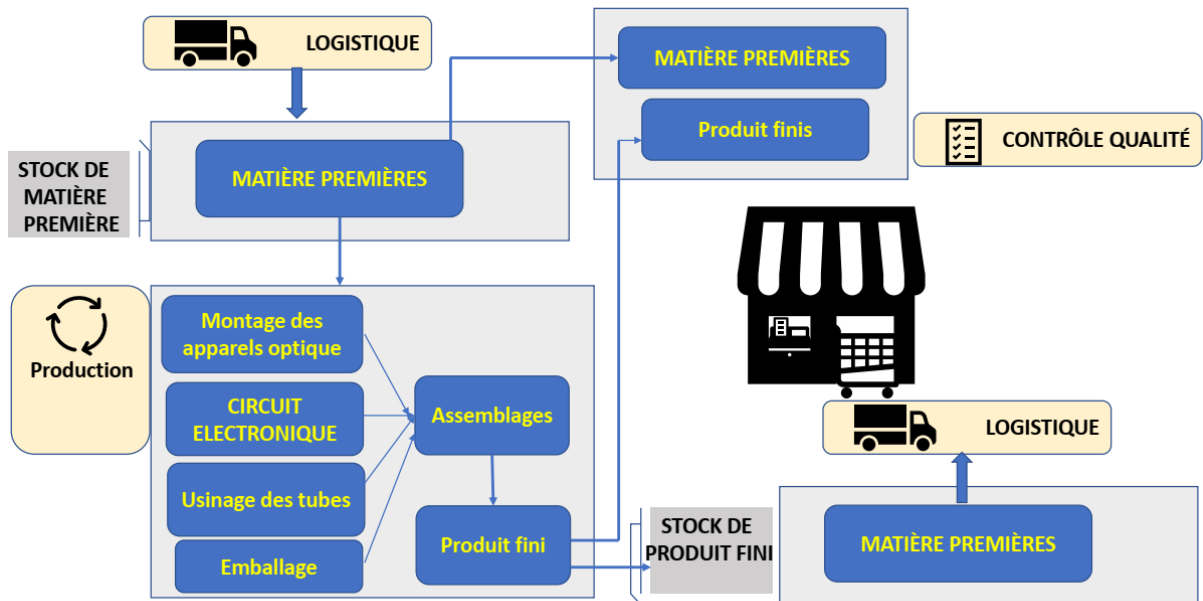
Cette comparaison montre que dans un mois et une semaine notre produit va être moins chère que le produit CMG, et la même chose pour le produit B après 8 mois et 2 semaines.



Le nombre de diabétiques en Algérie connaît une croissance rapide, passant de 1,8 million en 2017 à une projection de 2,8 millions en 2023, et pourrait atteindre 5 millions en 2030. Nous ciblons 10% de ce marché en croissance et prévoyons de capturer 2% des parts de marché local au cours des quatre premières années. Le marché national est particulièrement attractif car il est actuellement dépourvu de dispositifs de mesure de glycémie non invasifs, présentant ainsi une occasion unique pour notre offre.

## IV. Plan de production et d'organisation

### IV.1. Le Processus de production



### IV.2. L'Approvisionnement

Grace à notre visé de n'est pas faire la production au départ de projet et on va juste faire l'assemblage des pièces et les composants électriques, sauf que on va faire les schémas électriques pour les cartes PCB, Alors on a besoin des diodes laser, des films polariseurs, des LDR, des moteurs et des cartes Bluetooth. Donc nos fournisseurs de ces pièces sont les fournisseurs des équipements optiques et électronique et ils sont largement présents en Algérie. A propose les fournisseurs des supports et de la forme extérieure (en plastique) on va faire des commandes directes pour un usine de plastique, on va commander aussi les PCB avec leur composants électriques et pour l'emballage aussi par le carton il excite des usines fabrique les cartons par commande.

On va chercher bien sur des fournisseurs dont le temps de paiement jusqu'à le vent du lot.

### IV.3. La main d'œuvre

Notre projet crée environ 10 emplois directs et près de 6 emplois indirects. Et il nécessite des spécialisations précises sauf pour les ingénieurs et techniciens (ingénieurs et technicien).

2 ingénieurs, 1 manager, 1 technicien, 5 ouvriers, 1 secrétaire, 1 agent.

IV.4. Les Principaux partenaires

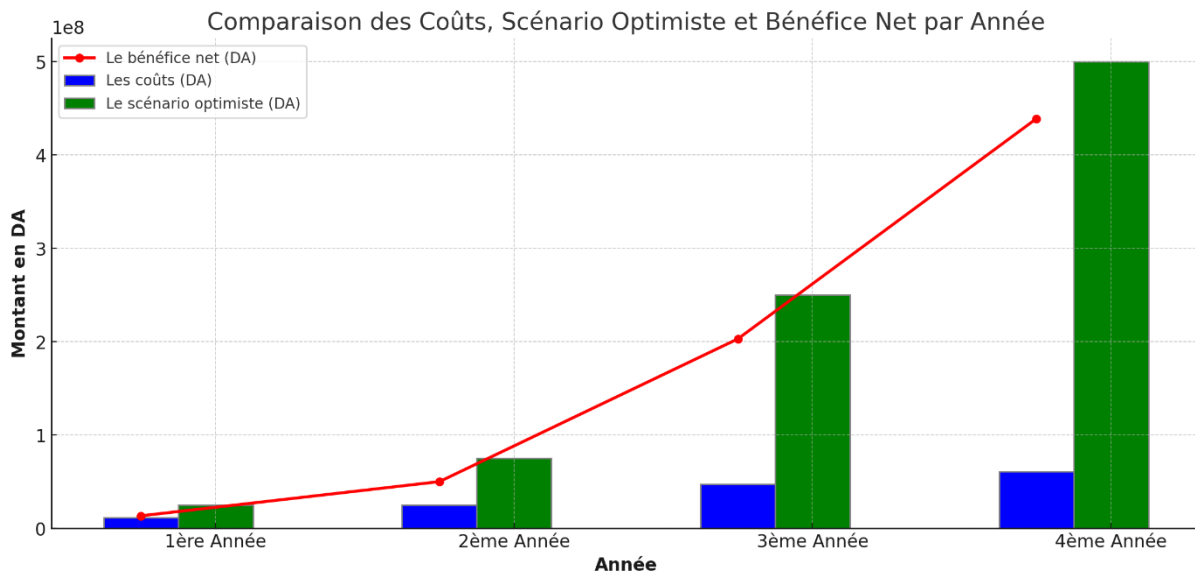
Les partenariats les plus importants dans notre cas sont les fournisseurs, au regard de l'importance de leurs prestations pour la réussite du projet. L'incubateur universitaire de Sétif 1 aussi fournissent une aide précieuse aux projets. Sans oublier l'aides des structures de financement 'ASF' ou ANADE.

V. Étude financière :

On a fait une étude financière pour 4 années

Colonne1	Les coûts (DA)	Le scénario optimiste (DA)	Le bénéfice net (DA)
1 ère Annés	DZD 11,572,900.00	DZD 25,000,000.00	DZD 13,427,100.00
2 ème Annés	DZD 24,956,900.00	DZD 75,000,000.00	DZD 50,043,100.00
3 ème Annés	DZD 47,004,900.00	DZD 250,000,000.00	DZD 202,995,100.00
4 ème Annés	DZD 61,148,400.00	DZD 500,000,000.00	DZD 438,851,600.00

Et on a obtenir le diagramme suivant



Le diagramme financier illustrant la comparaison entre les coûts, un scénario optimiste, et le bénéfice net pour une startup sur une période de quatre ans.

On voit que la courbe des bénéfices net est une courbe exponentielle comme les courbes des bénéfices des startup.



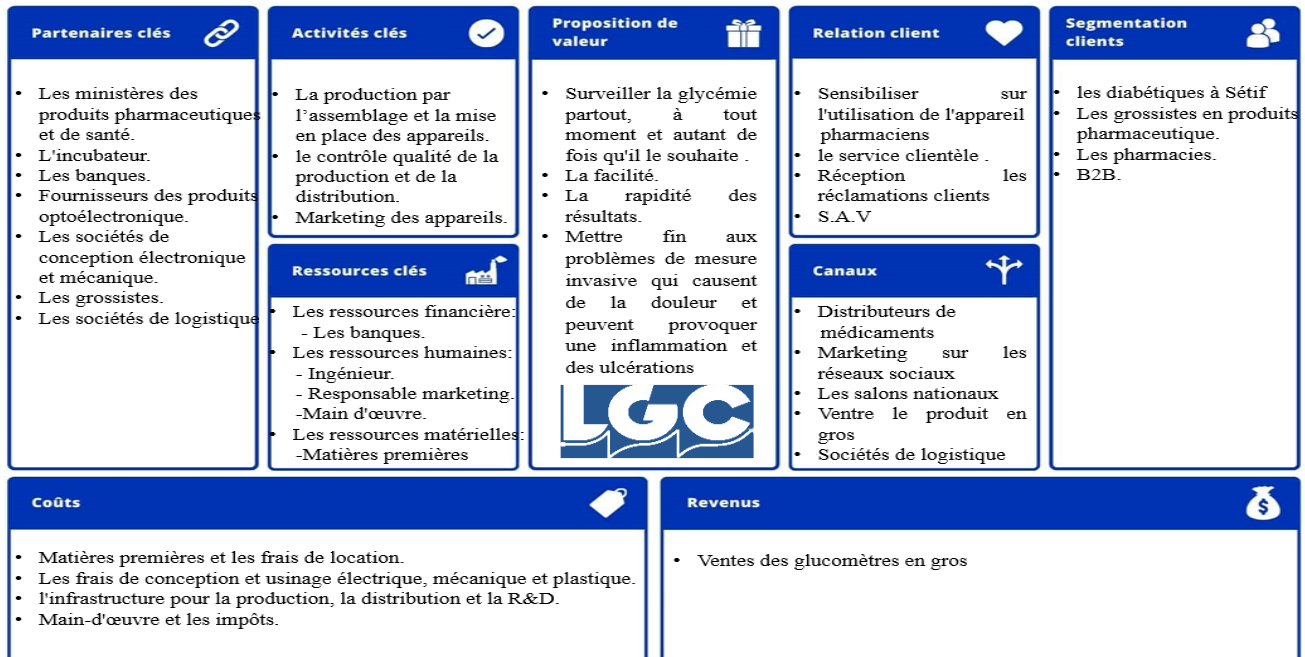
## VI. Prototype final

Nous avons significativement avancé le développement de notre premier prototype en réduisant la taille de la conception et en l'améliorant, ainsi qu'en optimisant de nombreuses composantes de l'appareil afin qu'il réponde mieux aux exigences du marché. Nous avons également fait évoluer plusieurs équations mathématiques pour parvenir à ce produit.



## VII. BMC

### BUSINESS MODEL CANVAS



### Conclusion

Dans ce chapitre qui viens de finir, nous avons présenté nous le côté technique, les côtés économiques et la gestion de notre projet et on a fini par des images de le prototype final et le BMC de notre projet.

### Conclusion et perspectifs

Dans cette partie notre tâche s'occupe de la conception, et l'exploitation d'un système de mesure basé sur l'étude de la modification de la polarisation lors de l'interaction lumière-matière.

Dans cette investigation, la méthode développée, décrit la mesure de concentration de glucose dans le sang. Il est également important de noter que les mesures de glucose dans le sang peuvent varier en fonction de plusieurs facteurs, tels que le moment de la journée, la prise alimentaire récente, l'exercice physique, le stress, etc.

Si vous avez des préoccupations concernant votre glycémie, il est préférable de consulter un professionnel de la santé pour une évaluation approfondie et des conseils appropriés.

# ***CONCLUSION GENERALE***

# *Conclusion générale*

## **Conclusion générale**

Le présent modèle utilisé a principalement pour but de permettre une approche des effets de l'interaction lumière-matière, cette technique polarimétrique est utile et efficace pour le contrôle de concentration du glucose dans le sang des différents humains.

Nous avons présenté les procédures expérimentales permettant de déterminer avec précision l'angle principal d'incidence et l'angle azimutal principal du champ réfléchi, et l'exploitation de ces angles pour la détermination des propriétés physiques de l'interaction de la lumière sur la peau et les réactions de glucose

Pour faciliter la tâche et de comprendre de manière très claire la technique proposée, nous avons débuté notre travail par une simulation qui regroupe toutes les caractéristiques des composants du montage proposé.

La comparaison des résultats obtenus avec ceux qui ont été présentés en utilisant le glucomètre de référence montre, la précision, la fiabilité et l'aptitude de cette technique proposée.

L'avantage principal de cette méthode est sa simplicité expérimentale, une opération plus facile, à moindre coût. En fin, nous souhaitons que ce travail aille contribuer à l'enrichissement des projets de recherche dans ce domaine et qu'il soit poursuivi ultérieurement.

# *Bibliographie*

- [1] J.S.Tyo, D.L.Goldstein, D.B.Chenault and J.A.Shaw, "Review of passive imaging polarimetry for remote sensing Applications", *Appl.Opt.*45, No.22, 5453-5469(2006).
- [2] BAKHOUCHE.B, Application de la technique de polarisation pour la caractérisation des propriétés optiques des matériaux destinés pour l'optique, Thèse de doctorat, université de Ferhat Abbas (2014).
- [3] <https://www.slideshare.net/rajukaiti/polarization-and-its-application-in-ophthalmology> (Sep. 25, 2018)
- [4] Desrosiers Paul Audain. "Simulation de l'imagerie en lumière polarisée : Application à l'étude de l'architecture des "fibres" du myocarde humain, thèse de doctorat, INSA de Lyon, (2014).
- [5] <https://ressources-naturelles.canada.ca/ellipse-de-polarisation/9576>
- [6] <https://www.gatinel.com/recherche-formation/la-nature-de-la-lumiere-approche-historique/polarisation-de-la-lumiere/> (Mai. 17, 2014)
- [7] <https://www.apioptics.com/about-api/resources/visible-light-linear-polarizer/> (2023)
- [8] [https://fr.wikipedia.org/wiki/Lame\\_%C3%A0\\_retard](https://fr.wikipedia.org/wiki/Lame_%C3%A0_retard) (Jan. 1, 2022)
- [9] Ruikang K. Wang, Valery V Tuchin, Ruikang K. Wang, Valery V Tuchin. Advanced Biophotonic Tissue Optical Sectioning/Quantitative Polarimetry for Tissue Characterization and Diagnosis/Pages 73-76, 2013.
- [10] Eugene Hecht. *Optics*. Pearson; 5th edition. Pages 346-351. 2017.
- [11] Garabed Eknayan, Judit Nagy, "A history of diabetes mellitus or how a disease of the kidneys evolved into a kidney disease", *Advances in Chronic Kidney Disease*, Volume 12, Issue 2, Pages 223-229, 2005.
- [12] Lasker et al., Discovery, treatment and management of diabetes. *Journal of Diabetology* 1(1): p 5, Jan–Apr 2010.
- [13] <https://idf.org/about-diabetes/facts-figures/> (Jun 2023)

- [14] <https://www.niddk.nih.gov/health-information/diabetes/overview/what-is-diabetes> (Apr.2023)
- [15] Bhat et al., Automated Glucose Control: A Review. *International Journal of E-Health and Medical Communications*. 12. 10.4018, (2021)
- [16] <https://www.mozzaz.com/blog/the-importance-of-cgms-in-the-management-of-diabetes> (February 9, 2023)
- [17] Villena Gonzales W, Mobashsher AT, Abbosh A. The Progress of Glucose Monitoring—A Review of Invasive to Minimally and Non-Invasive Techniques, Devices and Sensors. *Sensors*. 2019; 19(4):800. <https://doi.org/10.3390/s19040800>
- [18] World Health Organization. "Diabetes." WHO Eastern Mediterranean Regional Office, 12 Mars 2023, <https://www.emro.who.int/health-topics/diabetes/index.html>
- [19] Valery V. Tuchin. *Handbook of Optical Sensing of Glucose in Biological Fluids and Tissues*. Taylor & Francis is an Informa business, Issue 1, pages 2-4, 2009,
- [20] Vincent Lanticq. *Mesure répartie de température et de déformations par diffusion Brillouin de la fibre optique au capteur pour le génie civil* : 12 juillet 2010. <https://pastel.archives-ouvertes.fr/pastel-00006220>.
- [21] M. Sue Kirkman, Boris Kovatchev, 2014. The Surveillance Error Grid, *Journal of Diabetes Science and Technology*, Issue 8, Page 666. 10.1177/1932296814539589.
- [22] ISO 15197 :2013. <https://www.iso.org/fr/standard/54976.html>.
- [23] MEZACHE Zinelabiddine. *Modélisation des structures planaires chiroptiques Application dans le domaine de l'optique intégrée*. Thèse de doctorat en Electronique, Université des Frères Mentouri Constantine, Algérie, 2016.
- [24] Laureen Mangot. *Spectroscopie ultra-rapide de l'activité optique de molécules chirales* , Thèse de doctorat en physique. Université de Strasbourg, France, 2011.
- [25] F. I. Fedorov, "On the theory of optical activity in crystals" *Opt. Spectrosc.*, 6,49,1958.
- [26] Claire Niezborala. *Une nouvelle technique de mesure du dichroïsme circulaire, premiers pas vers l'étude du repliement de polypeptides modèles*. Thèse de doctorat, école polytechnique de Palaiseau, France, 2008.

- [27] Richard Thaillet, 'Optique physique', Edition De Boeck, Belgique, 2006.
- [28] Caroline Melan. Chiralité hélicoïdale (supra)moléculaire dans les tetrathiafulvalènes (TTF).thèse de doctorat en Chimie Organique et Chimie des Matériaux. Université Nantes Angers Le Mans, 2015.
- [29] S.F.Mason. Molecular Optical activity and the Chiral Discriminations.Cambridge, univ Pr, 1982.
- [30] <http://vetopsy.fr/biochimie/chimie-organique/isomerie-enantiomeres-diasteroisomeres.php/2020>
- [31] F. I. Fedorov, "On the theory of optical activity in crystals"Opt. Spectrosc., 6,49,1958.