



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr-Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour obtenir le Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par : **SACI Fatima Zohra et MOSTEFAOUI Safa**

REALISATION D'UN CIRCUIT DE MESURE DE SUIVI OCULAIRE

Soutenu le 20 septembre 2017 devant le Jury

Mlle	N.HABIBES	<i>MAA</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
M.	M. Dib	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Président
M.	N. Kholkhal	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Examineur

Année universitaire 2016-2017

Remerciements

Ce mémoire est le résultat d'un travail de recherche effectué au laboratoire de Génie Biomédical de l'université Abou Bekr Belkaid Tlemcen.

En préambule, nous voulons adresser tous nos remerciements aux personnes avec lesquelles nous avons pu échanger et qui nous ont aidés pour la rédaction de ce mémoire.

En commençant par remercier tout d'abord Mademoiselle **Habibes Naima**, notre encadreur pour ce projet de fin d'études, pour son aide précieuse et pour le temps qu'elle nous a consacré.

Nous remercions également Monsieur **Belaïd Boumedien** pour sa disponibilité, son aide et ses conseils.

Merci à Monsieur **Kerai Salim**, responsable de la filière Génie Biomédicale qui nous a guidés vers les bons choix et qui était toujours présent à nous aider le long de notre cursus.

Merci à Monsieur **Bereksi Fethi**, responsable de la spécialité Instrumentation Biomédicale, pour son soutien et surtout son écoute.

Nos vifs et sincères remerciements à Monsieur **Dib Nabil** qui nous a fait l'honneur de présider ce jury.

Nous remercions aussi Monsieur **Kholkhal Mourad** pour avoir accepté de juger ce travail en qualité d'examineur.

Enfin, nous adressons nos plus sincères remerciements à toutes les personnes de près ou de loin qui nous ont accompagnées, aidées, soutenues et encouragées tout au long de notre cursus et surtout à la réalisation de ce mémoire.

Dédicace

Je tiens à la fin de ce travail à remercier ALLAH le tout puissant de m'avoir donné le courage, la foi et de m'avoir permis d'en arriver là.

Mes remerciements vont également à ma famille :

À mes très chers parents Mostefaoui Larbi et Remaoun Nadjat pour leur patience, leur amour, leur soutien et leurs encouragements.

À ma grande sœur Ibtissem et son mari Allam Omar ainsi que mes nièces : Meissa, Salma, Assia sans oublié la petite Sofia.

À mon frère Mustafa qui est mon bras droit.

À ma sœur Sara et son mari Hamdaoui Noureddine

Et à toute la famille Mostefaoui et Remaoun.

Je dédie aussi ce mémoire à toutes mes copines : Yasmine, Maroua, Nadjat, Imane, Asmae, Hanane, Sara et bien sur mon binôme Saci Fatima Zohra.

Et enfin à toute personne que je connais et dont les noms ne figurent malheureusement pas sur ces pages. Qu'ils trouvent ici le témoignage de mon estime et de ma gratitude.

Mostefaoui Safa.

Dédicace

Je tiens à la fin de ce travail à remercier ALLAH le tout puissant de m'avoir donné le courage, la foi et de m'avoir permis d'en arriver là.

Mes remerciements vont également à ma famille :

À mes très chers parents Saci kaddour et Saidi khadidja pour leur patience, leur amour, leur soutien et leurs encouragements.

À mes sœurs Fathia, Meriem et Amina.

À mes tantes et mes oncles (*particulièrement Fatna, Amino et Touhami*) qui m'ont beaucoup encouragés et apportés leur soutien, ainsi que tous mes cousins et cousines.

Et à toute la famille Saci et Saidi.

Je dédie aussi ce mémoire à toutes mes copines : Hanane, Feryel, Souhila, Sara, Amina, Yamina ,keltoum et bien sur mon binôme Mostefaoui Safa.

Enfin je remercie tous les professeurs de la faculté de technologie Abou Bekr Belkaid Tlemcen.

Saci Fatima Zohra.

Liste des figures	i
Liste des tableaux	iii
Liste des abréviations	iv
Introduction générale	v
 Chapitre I : Généralités.	
I.1 Introduction.....	01
I.2 La vision et l’œil.....	01
I.3 Anatomie de l’œil.....	01
I.3.1 Le globe oculaire.....	02
I.3.1.1 Les membranes du globe oculaire.....	03
I.3.1.1.a La membrane externe.....	03
I.3.1.1.b La membrane moyenne.....	03
I.3.1.1.c La membrane interne.....	04
I.3.1.2 Les milieux transparents du globe oculaire.....	05
I.4 Les mouvements oculaires.....	06
I.4.1 Mouvements volontaires.....	07
I.4.2 Mouvements involontaires.....	07
I.5 Les techniques de détection des mouvements oculaires.....	08
I.5.1 Technique basée sur le potentiel électrique.....	08
I.5.2 Technique basée sur des lentilles de contact.....	08
I.5.3 Technique basée sur la lumière réfléchie par l’œil.....	09
I.5.4 Technique basée sur l’image de l’œil.....	10
I.5.5 Technique basée sur le principe de Hirschberg.....	10

I.5.6	Technique de limbe.....	11
I.6	Conclusion.....	12
Chapitre 02 : Étude et réalisation du système.		
II.1	Introduction.....	14
II.2	Définition de l’eye-tracking.....	14
II.3	Domaines d’application.....	14
II.3.1	L’analyse des mouvements des yeux sur le web.....	14
II.3.2	Dispositif médical.....	14
II.3.3	Marketing.....	14
II.3.4	Commande du système de pilotage.....	14
II.4	Les techniques d’eye-tracking pour les handicapés moteurs.....	15
II.5	Schéma bloc.....	15
II.5.1	L’œil.....	16
II.5.2	Capteur Infrarouge.....	16
II.5.2.1	Capteur TCRT 5000.....	16
II.5.2.2	Les caractéristiques.....	16
II.5.2.3	L’emplacement du capteur.....	17
II.5.3	Étage d’amplification.....	17
II.5.3.1	Amplificateur Opérationnel.....	17
II.5.3.2	Caractéristiques de l’amplificateur opérationnel.....	17
II.5.3.3	Description de l’OP07.....	18
II.6	Réalisation du circuit d’eyetracking.....	19
II.6.1	Circuit électronique sur la plaque d’essai.....	19

II.6.2 Schéma électrique d'eyetracking réalisé par ISIS.....	19
II.6.3 Réalisation du circuit dans ARES.....	20
II.6.4 Circuit sur le papier calque.....	20
II.6.5 Circuit imprimé.....	21
II.7 Les résultats.....	21
II.7.1 Circuit du capteur.....	21
II.7.2 Bloc d'amplification.....	22
II.8 Module caméra OV7670.....	24
II.8.1 Définition.....	24
II.8.2 Caractéristiques.....	24
II.9 Conclusion.....	25
Chapitre 03 : Acquisition des données.	
III.1 Introduction.....	27
III.2 Traitement d'images.....	27
III.2.1 L'histogramme d'une image	28
III.2.1.1 L'histogramme des images en niveau RVB	28
III.2.1.2 L'histogramme des images en niveau de gris	29
III.2.2 Base de données.....	30
III.3 Carte Arduino UNO.....	38
III.3.1 Définition.....	38
III.3.2 L'interface logicielle	38
III.4 Branchement du module caméra OV7670	39
III.5 Langage de programmation	40

III.6	Traitement du signal	42
III.7	Partie de commande des LED	44
III.8	Conclusion.....	46
	Conclusion générale.....	48
	Références bibliographiques.....	49
	Annexes.....	51
	Résumé.....	59
	.	

Chapitre I : Généralités

Figure I.1 : Anatomie de l'œil.....	01
Figure I.2 : Structure du globe oculaire.....	02
Figure I.3 : Schéma anatomique de l'œil.....	02
Figure I.4 : Les cellules de la rétine.....	04
Figure I.5 : Disposition et actions des muscles extra-oculaires.....	06
Figure I.6 : Technique électro-oculographique.....	08
Figure I.7 : Organisation des spires métalliques à l'intérieur d'une lentille de coil (bobine) scléral et sa position sur l'œil du sujet.....	09
Figure I.8 : Méthode par réflexion cornéenne.....	09
Figure I.9: Technique basée sur l'image de l'œil.....	10
Figure I.10: Influence des mouvements de translation et de rotation de l'œil sur la position relative du centre de la pupille et du reflet cornéen.....	10
Figure I.11 : Système basé sur la technique de Limbe.....	11

Chapitre II : Étude et réalisation du système

Figure II.1 : Schéma Bloc.....	15
Figure II.2 : Capteur TCRT 5000.....	16
Figure II.3 : Symbole d'un amplificateur différentiel.....	17
Figure II.4 : Structure interne de l'amplificateur.....	17
Figure II.5 : Configuration de l'OP07.....	18
Figure II.6 : Circuit d'amplification du signal sur la plaque d'essai.....	19
Figure II.7 : Circuit d'amplification du signal dans ISIS.....	19
Figure II.8: Circuit dans ARES.....	20
Figure II.9: Circuit sur le papier calque.....	20
Figure II.10: Circuit imprimé.....	21
Figure II.11: Circuit du capteur utilisé.....	22
Figure II.12: Signal à la sortie d'un seul capteur.....	22
Figure II.13: Schéma électrique de l'amplificateur.....	23
Figure II.14 : Signal à la sortie pour un seul capteur.....	23
Figure II.15 : Module Caméra OV7670.....	24

Chapitre III : Acquisition des données

Figure III.1: Image couleur divisée en RVB.....	27
Figure III.2: Exemple pour une personne.....	28
Figure III.3: Image AD1 combiné des canaux RVB.....	29
Figure III.4: Tracé d'histogramme de l'image en RVB.....	29
Figure III.5: Tracé d'histogramme de l'image en RVB convertie en niveau de gris.....	30
Figure III.6: division de l'image acquise.....	31
Figure III.7: Tracé d'histogramme des deux images III.6 c et III.6 d.....	31
Figure III.8: Tracé de la valeur maximale de l'histogramme de la partie droite.....	36
Figure III.9: Tracé de la valeur maximale de l'histogramme de la partie gauche.....	36
Figure III.10: Tracé de la valeur maximale de l'histogramme de la partie haute.....	37
Figure III.11: Tracé de la valeur maximale de l'histogramme de la partie basse.....	37
Figure III.12: Schéma explicatif des différentes parties de la carte Arduino UNO.....	38
Figure III.13: Espace de développement de la carte Arduino UNO.....	38
Figure III.14: Explication du branchement de la caméra OV7670 avec la carte Arduino UNO.....	39
Figure III.15: Branchement de la caméra OV7670 avec la carte Arduino UNO.....	39

Figure III.16: La carte banana PI et son camera.....	40
Figure III.17: Programme pour l'acquisition du signal.....	40
Figure III.18: Signal acquis pour l'œil droit.....	41
Figure III.19: Signal acquis l'œil gauche.....	41
Figure III.20: l'emplacement des capteurs sur la monture de lunettes.....	42
Figure III.21: Organigramme du programme d'acquisition du signal temps réel et calcule du seuil	43
Figure III.22: Signal obtenu en temps réel en Matlab de l'œil droit.....	43
Figure III.23: Résultat de la comparaison avec le seuil de l'œil droit.....	44
Figure III.24: Circuit de la commande des LEDs.....	45

Chapitre I : Généralités

Tableau I.1 : Dimensions du globe oculaire.....	02
Tableau I.2 : Les types de mouvements oculaires et leurs fonctions principales.....	07

Chapitre III : Acquisition des données

Tableau III.1 : Paramètres calculés pour les images du Regard à droite.....	32
Tableau III.2 : Paramètres calculés pour les images du Regard à gauche.....	33
Tableau III.3 : Paramètres calculés pour les images du Regard haut.....	34
Tableau III.4 : Paramètres calculés pour les images du Regard bas.....	35

- AOP :** Amplificateur Opérationnel.
- IR :** Infra Rouge.
- LED :** Diode électroluminescente.
- Ng :** Niveau de gris.
- RVB :** L'espace couleurs : Rouge, Vert, Bleu.

Introduction
générale

Le nombre des handicaps moteurs augmente de plus en plus, à cause des accidents ou des maladies dès la naissance. Cette catégorie de société a un grand problème pour s'adapter et surtout communiquer avec son entourage. Pour pouvoir les aider, il faut se baser sur les autres organes fonctionnels, et si le patient a aussi un problème d'incapacité de parler, le degré de handicap augmente et ça devient plus dur pour lui.

L'être humain possède cinq sens qui lui permettent de percevoir le monde qui l'entoure : la vue, l'ouïe, l'odorat, le toucher et le goût. La vision est la plus puissante.

Le mouvement des yeux joue un rôle important dans la façon dont notre cerveau interprète et analyse ce que nous voyons. Les recherches sur les mouvements des yeux ont permis aux scientifiques de comprendre la commande du mouvement oculaire et la capacité du cerveau a traité les perceptions sensorielles.

Les personnes atteintes de certains troubles neurologiques sont souvent incapables d'empêcher les mouvements involontaires des yeux, ce qui a permis d'établir des diagnostics dans divers cas : maladie de Parkinson, maladie d'Alzheimer, autisme, et autres pathologies comme le trouble d'hyperactivité avec déficit de l'attention, le syndrome de Balint ou encore la prosopagnosie.

L'observation des mouvements oculaires permet également une meilleure compréhension et donc un usage plus performant de certains outils intervenant dans la conduite de véhicules, dans l'analyse de radiographie ou même dans la lecture des sites web.

Pour une personne qui souffre d'un handicap moteur, les yeux sont les seuls organes qui peuvent bouger, alors des systèmes sont réalisés à base du pointage à l'œil, consistent à capturer et à mesurer la direction du regard, ces systèmes doivent répondre aux plusieurs exigences, car un dispositif de pointage doit être fiable, facile à calibrer, à paramétrer et simple à utiliser.

Des systèmes de pointage de l'œil classique comportent un écran et des capteurs de mouvement. Ces systèmes possèdent plusieurs inconvénients, parmi lesquels le grand appareillage des techniques invasives. Le contact des électrodes avec la peau peut provoquer à long terme des irritations.

Notre projet a pour but de réaliser un dispositif de mesure de suivi oculaire. Il présente la conception d'une carte de mise en forme du système de mesure des mouvements oculaire en temps réel. Cette conception est basée sur la réalisation du circuit électronique qui permet d'envoyer une source de lumière infrarouge pour éclairer les yeux provoquant un reflet hautement visible et une caméra qui capte une image des yeux avec ce reflet. Les signaux obtenus par le reflet et l'image capturée sont utilisés pour identifier le point de regard par l'utilisation des méthodes de traitement du signal et d'image qui analyse et apporte des algorithmes pour savoir la position du regard en temps réel. Il utilise ces informations pour commander un système de pilotage tel qu'un moteur.

Ce mémoire se compose de trois parties, nous commençons tout d'abord par des généralités concernant l'œil et la vision, ensuite nous abordons la partie étude et réalisation du système. Le troisième chapitre détail la partie traitement des images et des signaux obtenus dans le chapitre précédent, par la suite nous présentons l'interprétation des résultats et nous terminons par une conclusion.

Chapitre I
Généralités

I.1 Introduction :

Chaque jour, nous utilisons nos yeux pour voir le monde qui nous entoure.

Le regard est parmi les cinq sens essentiels chez l'être humain, l'organe qui prend en charge cette activité est l'œil.

L'œil est une merveille de la nature, un des organes les plus perfectionnés de notre corps, miroir de nos émotions et de nos pensées secrètes, l'œil est une caméra réflexe très perfectionnée composée de plusieurs éléments.

Pour bien comprendre notre domaine de recherche, il faut tout d'abord définir l'organe auquel notre projet se fonde, les principaux éléments anatomiques du fond d'œil et les différents mouvements qui peuvent être effectués par le globe oculaire.

Nous terminons ce chapitre par les techniques les plus utilisées pour la détection des mouvements de l'œil.

I.2 La vision et l'œil :

La vision est un ensemble de mécanisme physiologique complexe.

Dans notre environnement, les objets émettent de la lumière ou la réfléchissent. Cette lumière permet à l'œil d'attraper la couleur, la position et les objets.

L'œil traduit la radiation lumineuse sous forme de signaux électriques transmis vers le nerf optique. Ces signaux sont ensuite traduits par le cerveau, au niveau du cortex visuel, qui nous renvoie l'image traitée et permet ainsi l'interprétation de notre environnement.

I.3 Anatomie de l'œil :

L'œil est divisé en deux parties :

- ✓ **Le segment antérieur** : formé par la cornée, le cristallin, l'iris, et le corps ciliaire.
- ✓ **Le segment postérieur** : formé par la sclère, la choroïde, la rétine et le corps vitré. (Figure I.1)

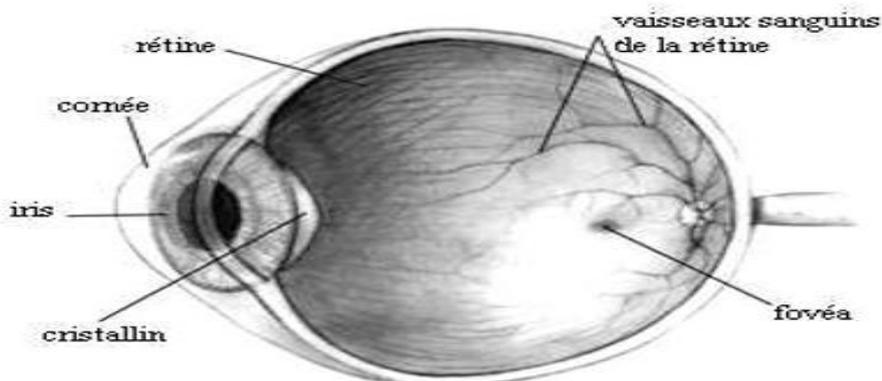


Figure I.1 : Anatomie de l'œil. [1]

I.3.1 Le globe oculaire :

Le globe oculaire se présente comme par la suite : (Figure I.2)

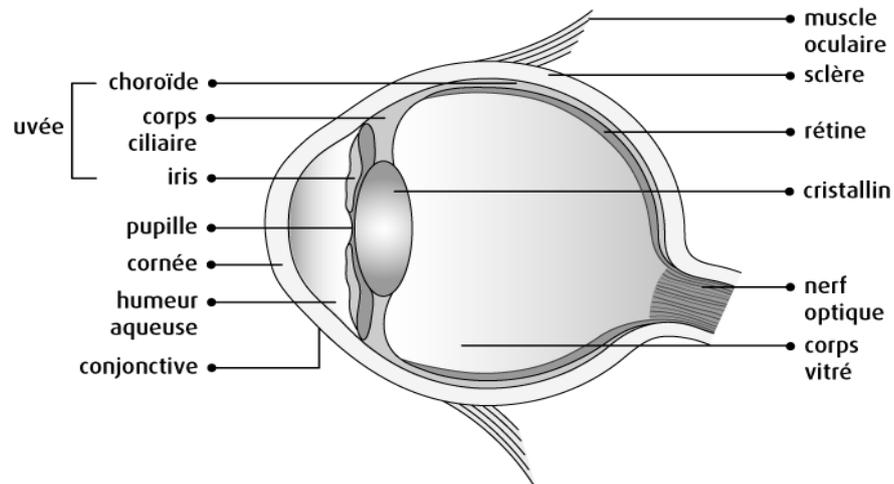


Figure I.2 : Structure du globe oculaire. [2]

Le globe oculaire se caractérise par : (Tableau I.1)

Diamètre transversal	Diamètre antéro-postérieur	Poids
23 mm	25mm	8g

Tableau I.1 : Dimensions du globe oculaire.

Le globe oculaire est constitué de : membranes et de milieux transparents. [3]

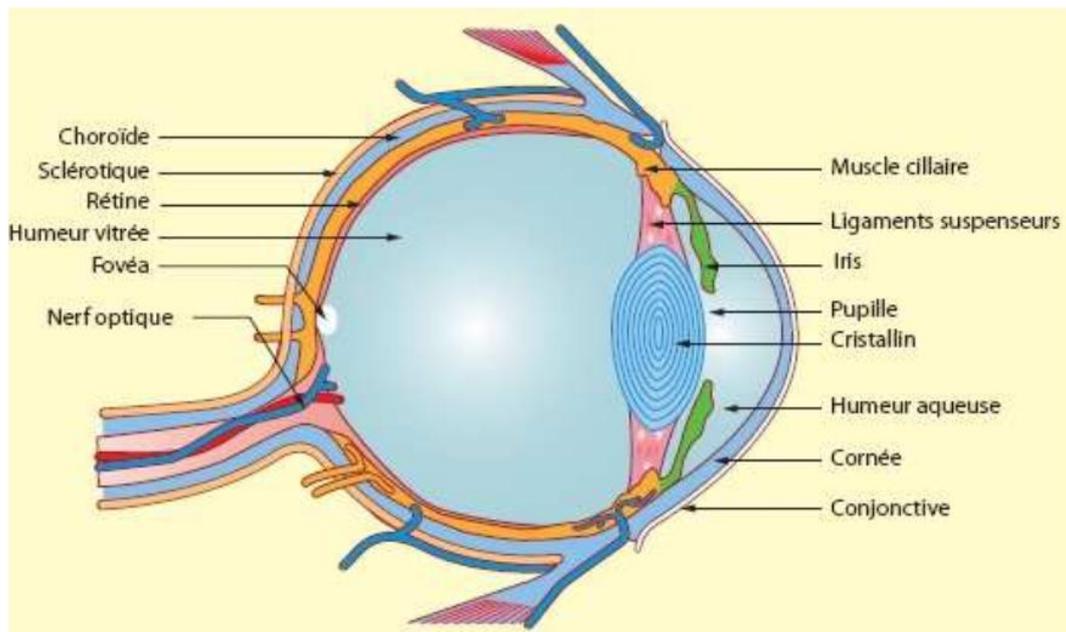


Figure I.3 : Schéma anatomique de l'œil. [4]

I.3.1.1 Les membranes du globe oculaire :

a) La membrane externe : (ou membrane de protection) comprend la cornée et la sclérotique.

Elle recouvre la partie externe du globe oculaire et elle est constituée de la sclère (la sclérotique) traversée en arrière par le nerf optique et se prolongeant en avant par la cornée. (Figure I.3)

La zone frontière entre la sclérotique et la cornée est le limbe scléro-cornéen. [5]

- **Sclérotique :**

Une membrane blanche opaque très résistante, elle est composée de tissu conjonctif qui enveloppe le bulbe de l'œil sauf sur sa partie antérieure occupée par la cornée. [6]

- **Cornée :**

C'est le prolongement le plus bombé de la sclérotique et est une paroi mince transparente. La cornée constitue la première lentille de l'œil, avant le cristallin. [5]

- **Limbe scléro-cornéen:**

C'est la zone entre la cornée transparente et la sclérotique opaque. C'est une zone riche en vaisseaux sanguins, ce qui permet au limbe de bien nourrir la cornée, celui-ci permet d'assurer la régulation de la pression intraoculaire, car il contient les voies de drainage de l'humeur aqueuse. [5]

b) La membrane moyenne : appelée aussi membrane nourricière.

C'est une membrane musculo-vasculaire nommée aussi uvée. Elle se compose de trois parties : Iris, corps ciliaire et choroïde.

L'uvée est riche en vaisseaux sanguins. Elle se compose en arrière de la membrane choroïde qui tapisse la face profonde de la sclérotique, et en avant du corps ciliaire et l'iris qui est le segment postérieur pigmenté, celui-ci est percé d'un trou appelé la pupille. [5] (Figure I.3)

- **Choroïde :**

C'est une couche richement vascularisée qui assure la nutrition de l'iris et de la rétine, elle occupe les 2/3 postérieurs du globe situé entre la sclérotique et la rétine. La choroïde contient de nombreux pigments colorés et forme donc un écran. Elle permet de maintenir l'intérieur de l'œil en chambre noire. [7]

- **Corps ciliaire :**

Est un anneau qui se situe entre la choroïde et l'iris. Le corps ciliaire possède une zone musculaire formée des fibres circulaires et longitudinales qui permettent d'adapter la vision et une zone dans laquelle certaines cellules (les procès ciliaires) sécrètent un liquide « l'humeur aqueuse » destinée à réguler la pression à l'intérieur de l'œil. [6]

- **Iris :**

Correspond à la zone colorée de l'œil. Il se présente comme un disque perforé en son centre par un orifice : la pupille. La couleur de l'iris est due à deux pigments : la mélanine et la lipofuscine (dans le cas de certains yeux verts). [6]

La pupille peut se dilater ou rétrécir en fonction de la luminosité, ce qui permet de garder une vision nette à tout moment. Ces actions sont assurées par deux muscles : le sphincter et le dilatateur. [6]

- **Pupille :**

Est un orifice situé au centre de l'iris et à travers lequel la lumière pénètre avant d'être captée par les tissus, essentiellement par la rétine. La pupille est entourée par le muscle sphincter irien qui provoque des mouvements involontaires de contraction (myosis) et de décontraction (mydriase). [6].

c) **La membrane interne :** (ou sensorielle) comprend la rétine et le nerf optique. (Figure I.3)

- **Rétine :**

Une fine membrane transparente photosensible tapissant la surface interne du globe. Définit aussi comme un tissu neurosensoriel caractérisé par la présence des photorécepteurs qui réagissent aux signaux lumineux et transmettent les informations visuelles au système nerveux central « cerveau ».

La rétine est constituée de plusieurs types de cellules, les cellules de la vision étant disposées en 3 couches superposées, qui sont, de l'arrière vers l'avant de l'œil : les cellules photo réceptrices (cônes et bâtonnets), les cellules bipolaires et les cellules ganglionnaires (Figure I.4) [5].

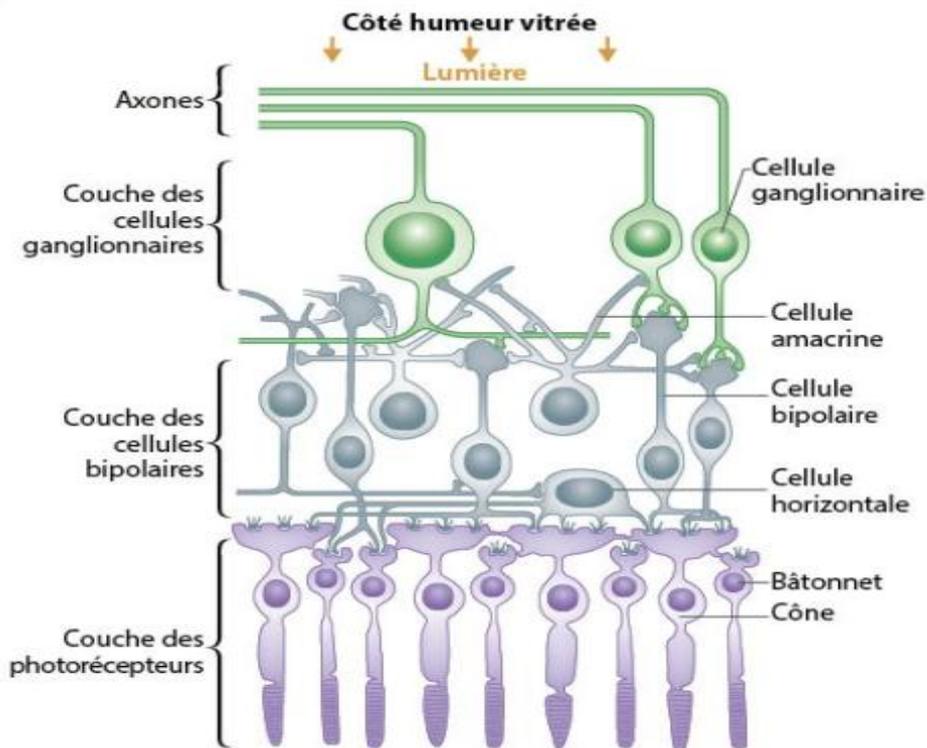


Figure I.4. : Les cellules de la rétine. [8]

- **Les cellules photo réceptrices :**

- ✓ **Les cônes :**

Ont une forme conique et une résolution spatiale très élevée, mais ils sont peu sensibles à la lumière et responsables de l'acuité visuelle et de la vision des couleurs. [5]

- ✓ **Les bâtonnets :**

Ont une forme aplatie et responsables de la vision dans des conditions de faibles éclairages. Ils se caractérisent par une grande sensibilité à la lumière et une résolution très faible. [5]

- **Les cellules bipolaires :**

Qui font la liaison entre les cellules visuelles et les cellules ganglionnaires. [5]

- **Les cellules ganglionnaires :**

Se prolongent par les fibres optiques, qui se réunissent dans la papille pour former le nerf optique.

- **Nerf optique :**

Le nerf optique commence de la papille optique et se termine à l'angle antérieur du chiasma, qui permet de relier la papille au système nerveux central. [5]

- **Macula :**

La macula appelée aussi tache jaune est une zone située à la partie postérieure de la rétine où l'acuité visuelle est la meilleure.

La macula correspond à une partie de la rétine ne contenant aucun vaisseau ; sa vascularisation est assurée en profondeur par la choroïde et en périphérique par les vaisseaux de la rétine. [5]

- **Fovéa :**

La fovéa est la zone de la rétine située dans la macula, près de l'axe optique de l'œil où la vision des détails est plus précise. [8]

- **Papille :**

La papille est une zone circulaire de l'œil correspondant à la naissance du nerf optique. Elle se situe sur la rétine, à l'endroit où se réunissent les fibres optiques provenant des cellules ganglionnaires nerveuses de la rétine. La papille mesure environ 1,5 mm de diamètre, elle est plus pâle que le reste de la rétine.

- La vascularisation de la papille : s'effectue grâce aux artères ciliaires courtes postérieures : il s'agit des branches de l'artère ophtalmique, à l'endroit de la pénétration des fibres du nerf optique. Au niveau de la sclérotique, les fibres du nerf optique traversent une zone que l'on appelle *la lame criblée*. C'est à ce niveau que ces structures sont soumises à la pression qui règne dans l'œil essentiellement au cours des glaucomes. La papille possède une caractéristique propre : elle ne contient aucune cellule visuelle, aucun récepteur sensible à la lumière. On parle de tache aveugle. L'examen de la papille s'effectue grâce au fond d'œil. [9]

I.3.1.2 Les milieux transparents du globe oculaire :

- **La chambre antérieure :**

C'est un espace entre la cornée et le cristallin qui contient un liquide incolore « l'humeur aqueuse ».

- **Le cristallin :**

C'est une lentille transparente biconvexe située derrière l'iris.

- **Le corps vitré :**

C'est un liquide transparent visqueux qui remplit le globe oculaire.

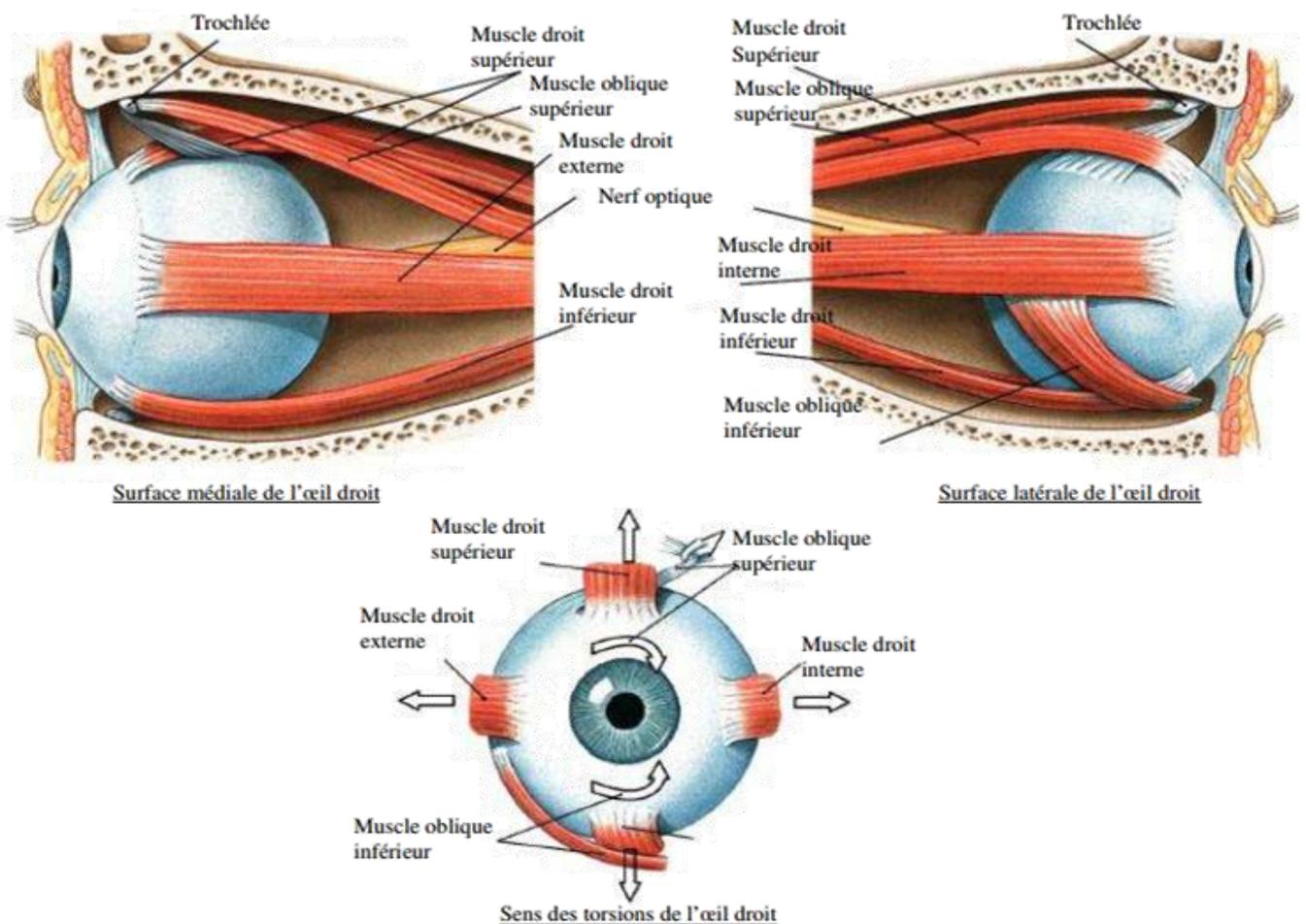
I.4 Les mouvements oculaires :

Dans la vie quotidienne, l'être humain est soumis à une multitude d'informations visuelles. Les mouvements oculaires permettent alors de sélectionner les informations pour pouvoir traiter ces informations.

Le mouvement de l'œil est provoqué par la contraction des six muscles entourant le globe oculaire, appelé par: muscles extra-oculaires [10] :

- Muscle droit interne.
- Muscle droit externe.
- Muscle droit supérieur.
- Muscle droit inférieur.
- Muscle grand oblique.
- Muscle petit oblique.

Ces muscles permettent le déplacement avec trois degrés de liberté : vertical, horizontal et en torsion. (Figure I.5)



Les mouvements de l'œil peuvent être de deux types :

- ✓ mouvements volontaires.
- ✓ mouvements involontaires.

I.4.1 Mouvements volontaires :

Les mouvements volontaires peuvent être déclenchés à volonté par la personne. Il s'agit des mouvements suivants :

- **Convergence** : Il s'agit d'un mouvement opposé des deux globes oculaires visant à se focaliser sur un objet.
- **Saccade** : Il consiste à bouger rapidement l'œil d'une partie de la scène à une autre. Il s'agit du principal mouvement qui doit être reconnu par notre système. [11]

I.4.2 Mouvements involontaires :

Les mouvements involontaires sont effectués de manière naturelle. En général, ce type de mouvement est non remarquable.

Dans notre travail, les mouvements des saccades sont les plus importants.

Types de mouvements oculaires	Fonction principale
Torsion	Rotation de l'œil selon un axe passant par le centre de la pupille. Ce mouvement apparaît lorsque nous penchons la tête de côtés.
Poursuite	Il sert à suivre un objet qui se déplace et est introduit involontairement lorsqu'un objet se déplace dans le champ visuel.
Nystagmus	Ce mouvement apparaît lorsque nous tournons la tête en continuant à fixer un objet immobile. Également nommé réflexe vestibulo-oculaire (vestibulo-ocular reflex, VOR). Ce mouvement peut également être entrepris par un motif répétitif en mouvement.
Dérive et micro-saccades	Apparaît durant les périodes de fixations. Consiste en une lente dérive suivie de petites saccades destinées probablement à corriger la dérive.
Nystagmus physiologique	oscillations hautes fréquences de l'œil destinées à bouger l'image affichée sur la rétine de manière continue. Il apparaît en effet que si une image reste de manière fixe sur la rétine, elle disparaît. Le nystagmus physiologique permet de pallier cette disparition.

Tableau I.2 : Les types de mouvements oculaires et leurs fonctions principales. [11]

I.5 Les techniques de détection des mouvements oculaires :

Il existe plusieurs systèmes utilisés pour la détection du mouvement de l'œil chacun a ses propriétés, parmi lesquelles:

I.5.1 Technique basée sur le potentiel électrique :

Cette technique est fondée sur l'utilisation des électrodes qui sont placées autour de l'œil en différentes positions, en dessous et au-dessus de l'œil la différence de potentiel indique la position verticale, par contre si nous voulons mesurer la différence de potentiel en position horizontale, on place les électrodes de chaque côté de l'œil, cette technique n'est pas très pratique à cause de la pose des électrodes, ce qui rend le signal mesuré difficile à détecter.

- **La technique électro-oculographique**

Elle permet de mesurer la différence de potentiel électrique induit par la rotation des yeux. Ces potentiels électriques sont captés par des électrodes placées autour des yeux. Bien que la mesure ait une résolution temporelle correcte, elle permet difficilement de connaître la position réelle du regard. (Figure I.6)[12]

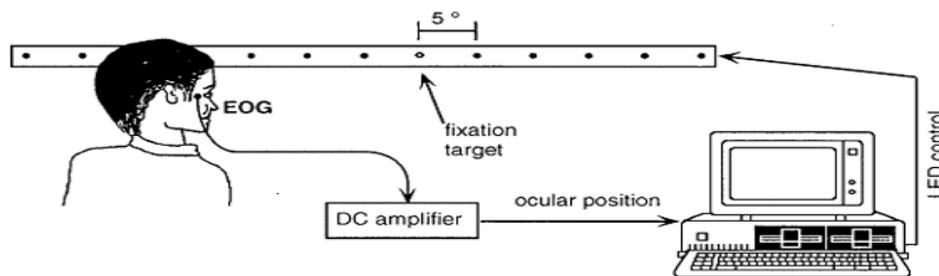


Figure I.6 : Technique électro-oculographique.

I.5.2 Technique basée sur des lentilles de contact :

L'idée de base consiste à placer une lentille de contact. Deux réalisations rencontrées utilisent ce principe :

La première consiste à placer l'œil au cours d'un champ magnétique. La lentille de contact possède une petite inductance, ce qui a une influence sur le champ magnétique. Cette influence est mesurable, car on peut capter les modifications du champ magnétique. À partir de cela, il est possible de déterminer la position de l'œil.

La seconde réalisation rencontrée propose une lentille contenant un petit miroir de forme particulière. Les réflexions d'une source lumineuse sur ce miroir provoquent un reflet possédant des propriétés qui permettent de ne pas le confondre avec un autre type de reflet. Ce reflet est capté à l'aide d'une caméra filmant l'œil. Cette technique est donc une combinaison entre les techniques d'imagerie et les techniques de lentilles de contact. [12]

Parmi ces types, nous avons: [12]

- **La technique galvanométrique :**

Le principe est de créer un champ magnétique et de repérer à l'intérieur de ce champ les variations d'un signal électrique traversant une lentille spéciale posée sur l'œil du sujet. Le sujet est placé à l'intérieur d'un champ magnétique créé par trois bobines disposées horizontalement, verticalement ou latéralement. La position du regard est donc repérée sur ces trois dimensions. La technique est très précise et très contraignante (présence d'un ophtalmologiste à chaque passation). (Figure I.7)[12]

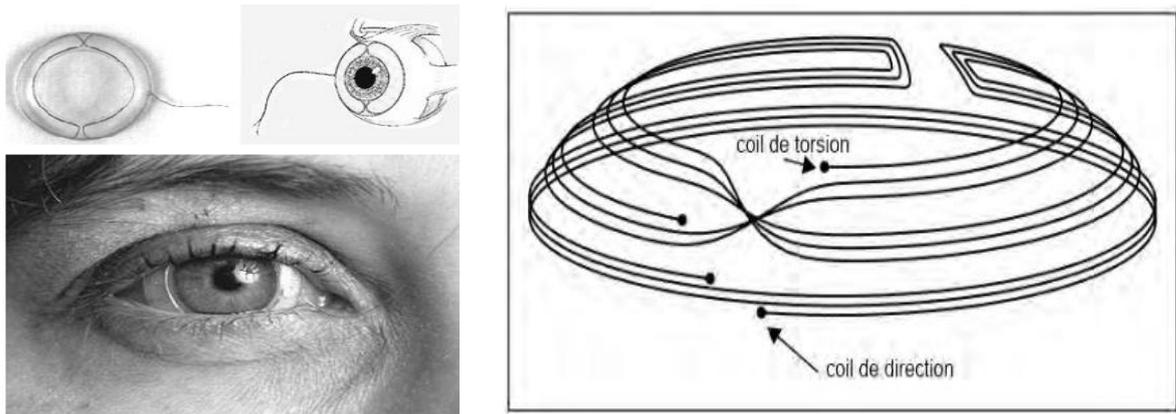


Figure I.7 : Organisation des spires métalliques à l'intérieur d'une lentille de coil (bobine) scléral et sa position sur l'œil du sujet.

I.5.3 Technique basée sur la lumière réfléchi par l'œil :

Le principe consiste à envoyer au centre de la pupille une lumière infrarouge puis détecter le reflet infrarouge renvoyé par la cornée de l'œil. La position de l'œil et aussi le centre de la pupille sont déterminés à partir des variations d'intensité du reflet infrarouge. Les dispositifs de mesure sont le plus souvent des détecteurs optiques, des caméras vidéo qui filment l'œil ou des dispositifs qui peuvent être placés face au sujet ou sur la tête du sujet. Aux caméras vidéo, on adjoint un algorithme de traitement d'image qui reconnaît sur une image des yeux les pupilles ainsi que les reflets cornéens. [12]

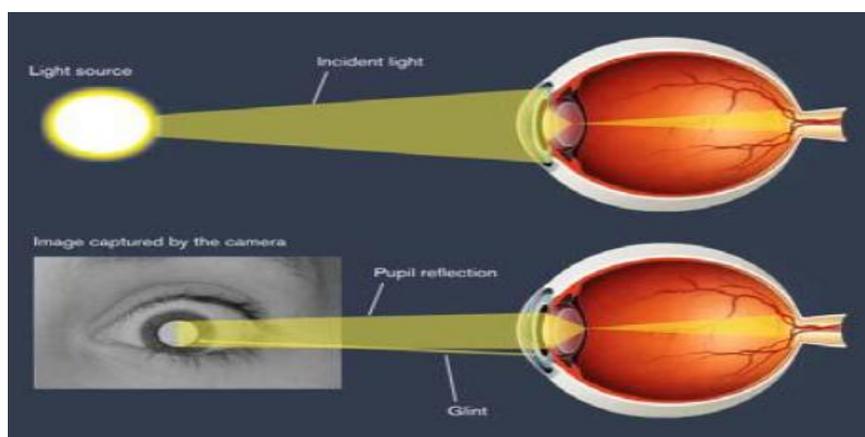


Figure I.8 : Méthode par réflexion cornéenne.

I.5.4 Technique basée sur l'image de l'œil :

Cette technique utilise une caméra qui capte des images de l'œil en séquence. Ces images sont ensuite traitées afin de calculer la position de l'œil. Il existe donc plusieurs méthodes de traitement d'image pour extraire l'information.

Pour cela, différentes caractéristiques des images sont utilisées pour suivre le déplacement de l'œil, nous utilisons :

- ✓ Soit des composants visibles sur l'image de l'œil comme l'iris ou la pupille.
- ✓ Soit le reflet d'une source lumineuse. [13]

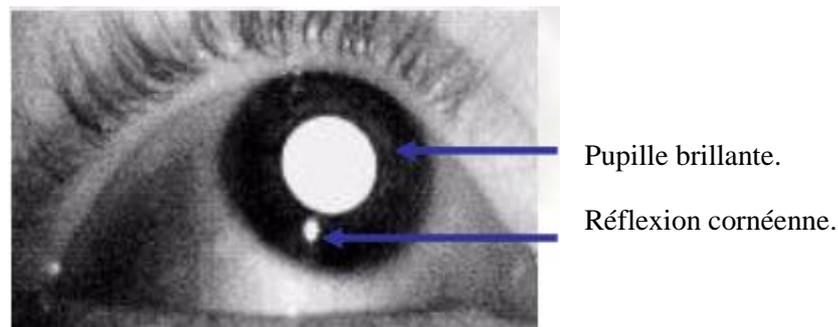


Figure I.9: Technique basée sur l'image de l'œil.

I.5.5 Technique basée sur le principe de Hirschberg :

Cette technique permet de déterminer précisément l'orientation du regard en repérant la position du reflet d'une source de lumière sur la cornée de l'œil (reflet cornéen) par rapport à la pupille. Cette méthode permet ainsi des mesures absolues et indépendantes des mouvements de la tête.

L'introduction des capteurs d'image optoélectroniques et des techniques de traitement numérique a permis la réalisation de systèmes de mesures automatiques d'abord pour des applications de recherche et depuis peu pour certaines applications cliniques. Cette technique est sans aucun doute la plus précise parmi celles qui sont utilisables chez des sujets handicapés. [13]

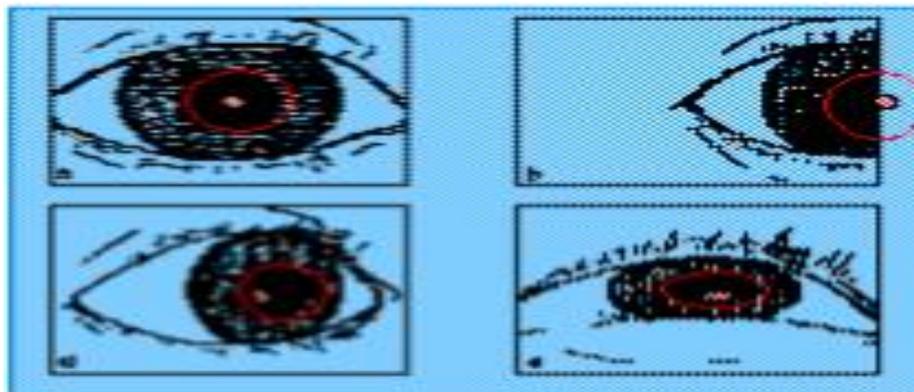


Figure I.10: Influence des mouvements de translation et de rotation de l'œil sur la position relative du centre de la pupille et du reflet cornéen.

Avec :

- a) Regard droit devant : le reflet cornéen apparaît au centre de la pupille.
- b) Regard droit devant après translation de la tête : le reflet est toujours au centre de la pupille.
- c) Regard vers le haut : le reflet se déplace verticalement par rapport au centre de la pupille.
- d) Regard vers la droite : le reflet se déplace horizontalement par rapport au centre de la pupille. [13]

I.5.6 Technique de Limbe :

Le limbe est la séparation entre la sclère (blanc de l'œil) et l'iris (partie sombre). Si nous éclairons cette région de l'œil, la quantité de lumière réfléchiée dépend des surfaces relatives de la sclère et de l'iris dans le champ de mesure et donc de la position de l'œil. Cette technique a fait l'objet de plusieurs applications dans le domaine du handicap. Elle est peu coûteuse, car il suffit d'une simple source de lumière couplée à un détecteur élémentaire, l'ensemble pouvant être fixé sur une monture de lunettes. Cependant, l'alignement du capteur par rapport au globe oculaire n'est pas toujours facile (il n'y a pas d'image de l'œil pour se repérer). Les mesures sont facilement perturbées par les mouvements de tête et elles sont limitées aux mouvements horizontaux, car le limbe est souvent masqué par les paupières supérieures. [13]



Figure I.11 : Système basé sur la technique de Limbe.

Plusieurs techniques de capture et de mesure de la direction du regard ont été développées.

La commande oculaire est l'outil qui utilise le principe de fonctionnement fondé sur la technique de réflexion cornéenne ou technique basée sur l'image de l'œil, cet outil permet de suivre les mouvements des yeux de la personne avec une grande précision afin que celui-ci puisse contrôler un système (ordinateur, souris, ... etc.) par le regard.

La commande par le regard est certainement une technique d'avenir. Elle est cependant encore loin d'avoir atteint l'optimum des performances souhaitable pour répondre aux contraintes multiples et variées des handicaps susceptibles d'en bénéficier. De toute évidence, les difficultés ne sont pas au niveau des applications dont le champ tend à s'élargir rapidement grâce au développement de la micro-informatique, mais bien au niveau du capteur lui-même. Déjà, certaines techniques peuvent apporter une aide appréciable dans certains cas particuliers. Cependant, il est important de connaître leurs performances et leurs contraintes de façon à identifier les cas de patients susceptibles de les utiliser.

I.6 Conclusion :

Dans ce premier chapitre, nous avons décrit l'anatomie de l'œil et ses mouvements, ensuite nous avons présenté l'ensemble des techniques qui permettent de mesurer les déplacements de l'œil, « oscillométrie » ou « eyetracking ».

Dans le chapitre qui suit, nous allons étudier et réaliser le circuit électronique permettant la mesure des mouvements des yeux.

Chapitre II

Etude et Réalisation du système

II.1 Introduction :

L'eye tracking (ou oculométrie : terme français correspondant mais rarement utilisé) désigne les techniques d'étude du comportement oculaire (du regard), ou autrement dit, c'est un ensemble de techniques permettant d'enregistrer les mouvements oculaires.

Dans ce chapitre, nous allons décrire, d'une part, le système qui capte les mouvements oculaires (eyetracker) ainsi que son fonctionnement et les différents blocs constituent le dispositif que nous avons réalisé et, d'autre part, les résultats des tests de chaque bloc de ce système pour vérifier le bon fonctionnement des blocs.

II.2 Définition de l'eye-tracking :

L'eye-tracking est une technique permettant de mesurer, enregistrer et analyser les mouvements oculaires afin de positionner le point de regard.

II.3 Domaines d'application :

L'eye-tracking est utilisé dans différents domaines, comme : marketing, communication, multimédia, recherche scientifique et médical...etc, parmi lesquels nous citons :

II.3.1 L'analyse des mouvements des yeux sur le web :

L'eye-tracking est l'un des moyens les plus intéressants pour comprendre le comportement des utilisateurs des interfaces (sites web), les optimiser et comprendre aussi la visibilité des emplacements publicitaires. L'eye-tracking permet d'améliorer la qualité d'interface homme-machine. [14]

II.3.2 Dispositif médical :

- En ophtalmologie : Dans la chirurgie ophtalmologique, il est très compliqué de maintenir l'œil fixe pendant longtemps. L'eye-tracker contient un système informatique qui permet de mesurer la dynamique de mouvement oculaire afin de sécuriser la procédure de la chirurgie laser des yeux en suivant les moindres mouvements de l'œil.
- En orthophonie : L'eye-tracking est une technique utilisée pour étudier la réaction des enfants dyslexiques pendant la lecture. [14]

II.3.3 Marketing :

L'eyetracking est une méthode objective pour recueillir des mesures du comportement du consommateur, de son attention portée aux messages commerciaux. Ces informations permettent de comprendre et d'optimiser l'efficacité des productions visuelles. [15]

II.3.4 Commande du système de pilotage :

- Le dispositif qui permet la capture du mouvement oculaire à révolutionner la vie quotidienne des personnes handicapées motrices. Ce dispositif permet de piloter un système par le regard (ordinateur, clavier virtuel...etc.) afin de faciliter la communication de ces personnes avec son environnement.

- L'eye-tracker est un système qui permet de détecter le mouvement des yeux de l'utilisateur pour qu'il puisse contrôler visuellement une interface où il peut les transformer en action à effectuer comme le curseur d'une souris.
- Pour les patients hospitalisés placés sous intubation l'impossibilité de parler est une source de stress très importante. Un dispositif d'eye-tracking peut être utilisé comme solution, grâce auquel les malades peuvent communiquer avec les équipes soignantes à partir d'un écran qui les contrôle avec le mouvement de leurs yeux, donc le patient peut indiquer aux équipes soignantes la localisation et l'intensité d'une douleur. Le système utilise un logiciel qui permet de composer des textes à l'aide d'un clavier virtuel puis de lire ces textes à voix haute. Le patient clique sur les icônes du clavier en fixant son regard. [16]

II.4 Les techniques d'eye-tracking pour les handicapés moteurs :

L'idée d'utiliser le regard comme moyen de commande pour les personnes présentant des perturbations de motricités plus l'incapacité de parler est une option prometteuse.

Plusieurs techniques étaient proposées pour mesurer les mouvements oculaires (déjà cités dans le chapitre précédent), mais les techniques les plus répandues sont :

- La technique électro-oculogramme.
- La technique basée sur le principe Hirschberg (Combinaison de deux techniques : technique de la réflexion cornéenne et technique de l'image de l'œil).
- La technique de Limbe (utilise la technique basée sur la lumière réfléchiée par l'œil).

Alors dans notre système, nous allons utiliser la combinaison de deux techniques : la réflexion cornéenne et la technique basée sur l'image de l'œil.

Notre projet s'intéresse au domaine de pointage de l'œil pour les personnes handicapées motrices, la commande par le regard est une nouvelle technique qui permet à ces personnes la possibilité de communiquer facilement et de piloter un système fauteuil roulant par exemple.

II.5 Schéma bloc :

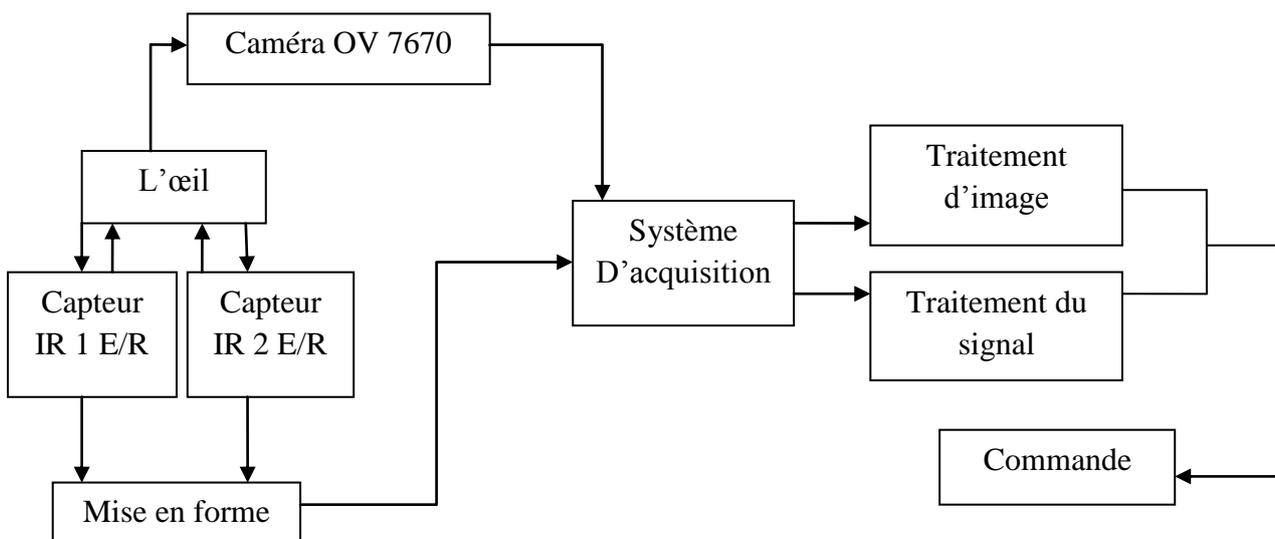


Figure II.1: Schéma Bloc.

II.5.1 L'œil :

Lorsqu'un rayon lumineux est dirigé vers l'œil, il est réfléchi selon la nature transparente de certaines parties de l'œil. Trois différentes intensités lumineuses peuvent être réfléchies par l'œil en fonction de la zone de réflexion du rayon :

- L'intensité plus forte est émise par la scléreuse blanche (partie blanche de l'œil).
- Une intensité moins importante provient de l'iris.
- L'intensité la plus basse est émise par la pupille.

Nous allons utiliser le signal produit par la réflexion cornéenne pour déterminer le mouvement de l'œil. Pour cela, nous avons besoin d'un émetteur récepteur infrarouge (IR).

II.5.2 Capteur infrarouge :

Le capteur infrarouge est un élément essentiel pour l'acquisition des données dans notre système.

Il assure l'émission d'un faisceau de la lumière infrarouge et la détection de l'intensité lumineuse dans la gamme infrarouge.

II.5.2.1 Capteur TCRT 5000 :

Nous avons utilisé le capteur TCRT 5000 qui est un capteur réfléchissant et qui comprend un émetteur infrarouge et un phototransistor dans un boîtier plombé qui bloque la lumière visible.

II.5.2.2 Les caractéristiques :

- Type de boîtier : plombé.
- Type de détecteur : phototransistor.
- Dimension (L.E.H.en mm) :10.2X5.8X7.
- Distance de pointe 2.5 mm.
- La plage de fonctionnement dans $> 20\%$ de collecteur relatif.
- Courant de sortie typique sous test : $I_C = 1\text{mA}$.
- Filtre de blocage de la lumière visible.
- Longueur d'onde de l'émetteur : 950 nm.

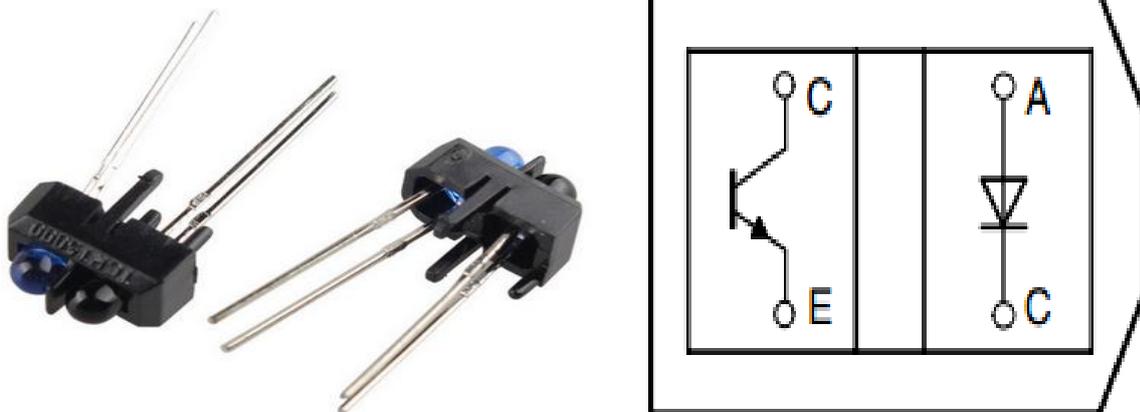


Figure II.2: Capteur TCRT 5000.

II.5.2.3 L'emplacement du capteur :

Le capteur est fixé sur une monture de lunettes. Les mesures peuvent être perturbées par le mouvement de la tête, si les lunettes ne sont pas stables.

II.5.3 Étage d'amplification :

Le signal électrique du rayon lumineux réfléchi par l'œil issu du capteur est de faible niveau. Donc, il faut utiliser un amplificateur afin d'amplifier le signal obtenu.

Pour cela, on fait appel à :

- Amplificateur opérationnel de type OP07 pour l'amplification du signal.

II.5.3.1 Amplificateur opérationnel :

L'amplificateur opérationnel est un composant électronique qui permet d'amplifier la différence de potentiel électrique présente à ses bornes d'entrées. Donc, il est muni de deux entrées l'une dite non inverseuse (V_+) et l'autre inverseuse (V_-). L'amplificateur opérationnel contient aussi une sortie (V_S).

D'autre part, la tension de sortie est proportionnelle à la différence de potentiel entre deux bornes d'entrées ce qui exprime la relation :

$$V_S = A_0 (V_+ - V_-) \quad (\text{II.1})$$

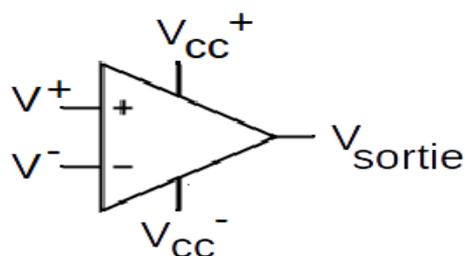


Figure : II.3: Symbole d'un amplificateur différentiel. [17]

II.5.3.2 Caractéristiques de l'amplificateur opérationnel :

Pratiquement tous les AOP ont la même structure interne, et sont caractérisés par :

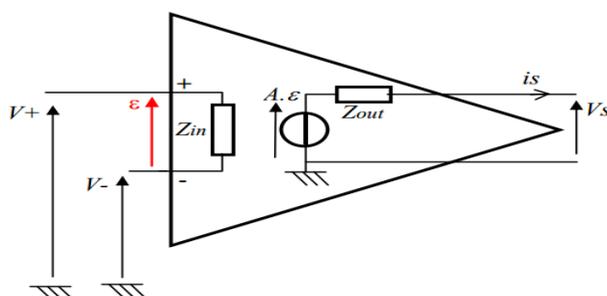


Figure .II.4: Structure interne de l'amplificateur.

- $i_+ = i_- = 0$.
- $V_+ = V_-$.
- L'impédance d'entrée est très élevée Z_{IN} (infini).
- L'impédance de sortie est très faible Z_{out} tend vers zéro).
- Le gain en tension en boucle ouverte est infini $A_0 \rightarrow \infty$.
- La bande passante infinie $BP \rightarrow \infty$.

II.5.3.3 Description de l'OP07 :

L'OP07 a : une tension de décalage d'entrée très faible (75 μ V maximum), une excellente linéarité et une précision de gain peut être maintenue même à des gains élevés en boucle fermée.

L'OP07 dispose également d'un faible courant de polarisation d'entrée (± 4 nA)

- Les entrées de l'OP07 : (2) et (3).
- La sortie : (6).
- L'alimentation : (4) et (7).

Caractéristiques de l'OP07 :

- La plage de tension d'entrée : ± 14 V.
- La plage de tension d'alimentation : ± 3 V à ± 18 V.
- La température du fonctionnement : 0° C à 70° .

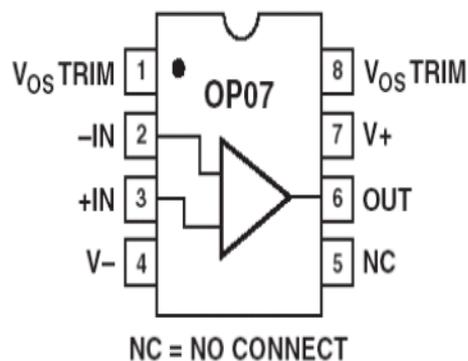


Figure II.5: Configuration de l'OP07. [18]

II.6 Réalisation du circuit d'eye-tracking :

II.6.1 Circuit électronique sur la plaque d'essai :

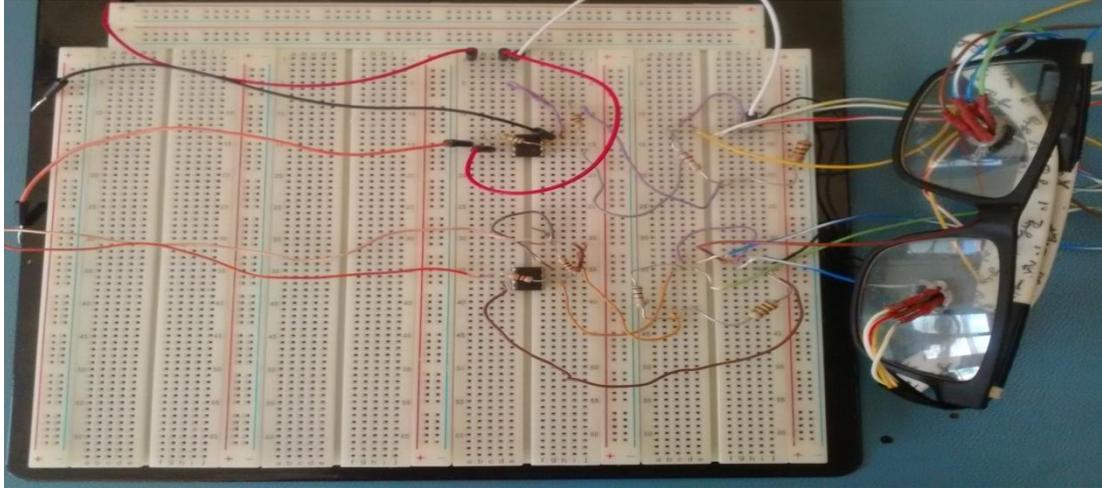


Figure II.6: Circuit d'amplification du signal sur la plaque d'essai.

II.6.2 Schéma électrique d'eyetracking réalisé par ISIS :

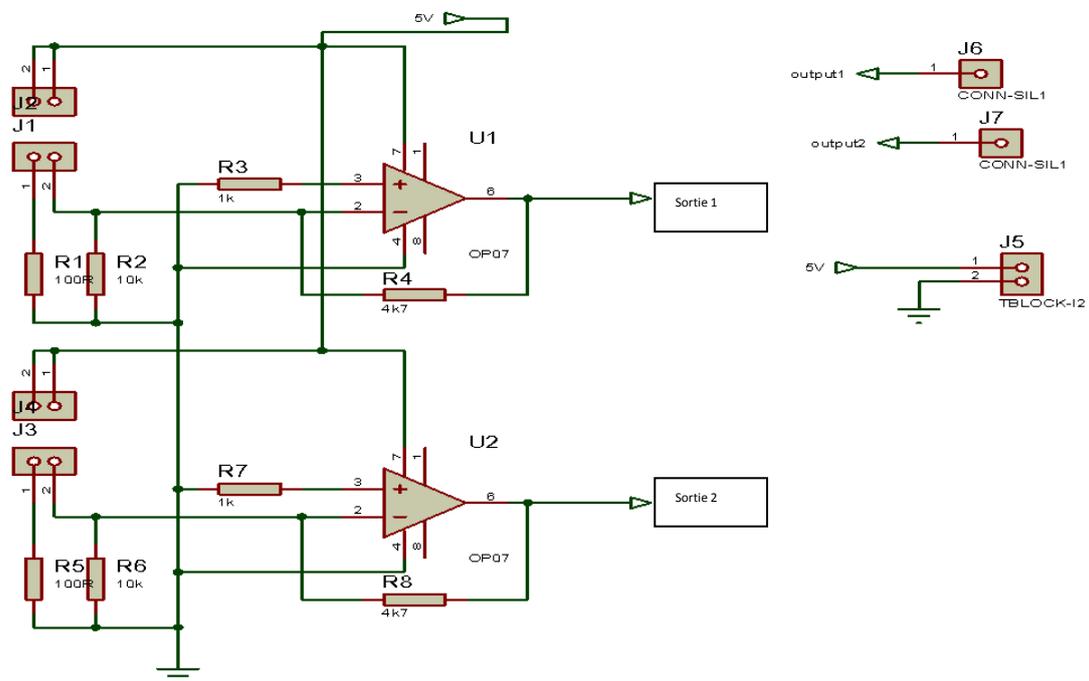


Figure II.7: Circuit d'amplification du signal dans ISIS.

II.6.3 Réalisation du circuit dans ARES :

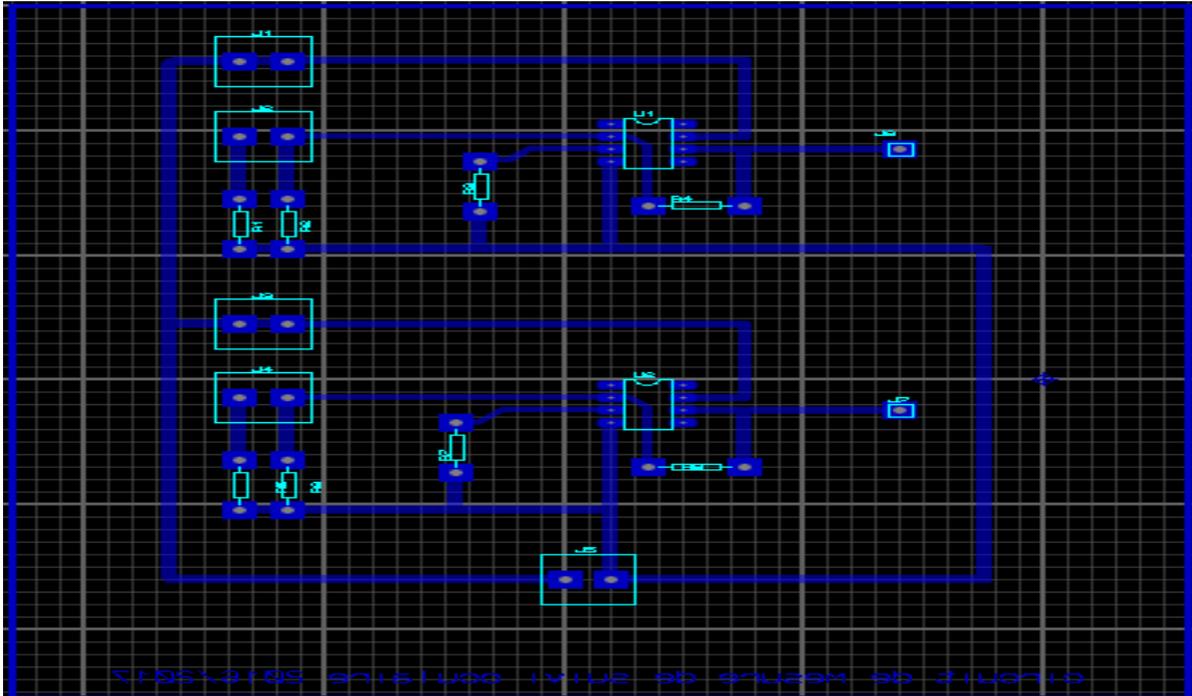


Figure. II.8: Circuit dans ARES.

II.6.4 Circuit sur le papier calque :

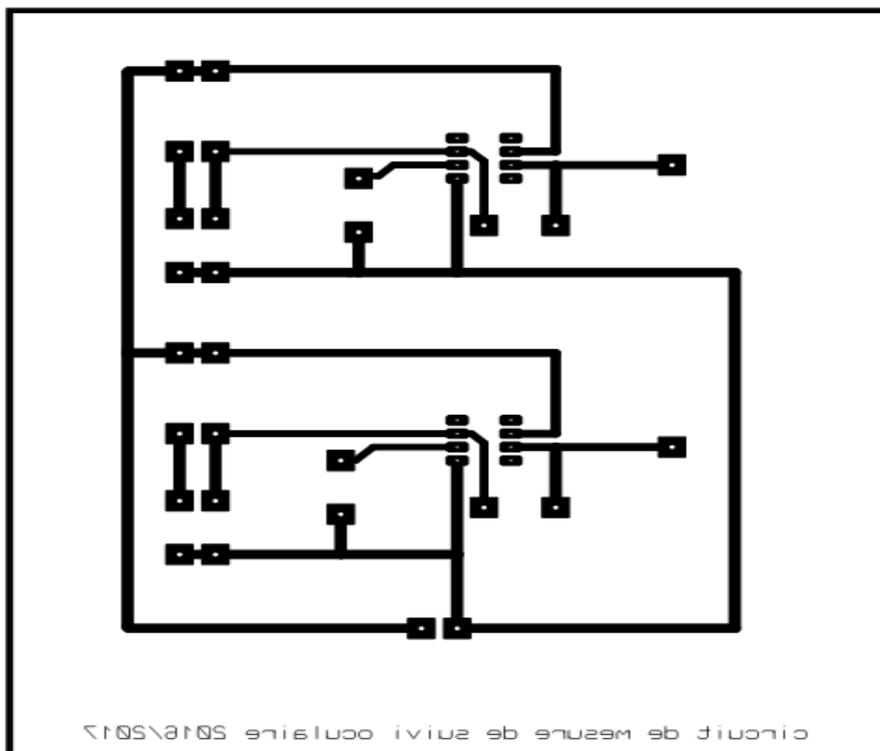


Figure II.9: Circuit sur le papier calque.

II.6.5 Circuit imprimé :

Le circuit de mesure du suivi oculaire obtenu à la fin de la réalisation est illustré dans la figure II.11

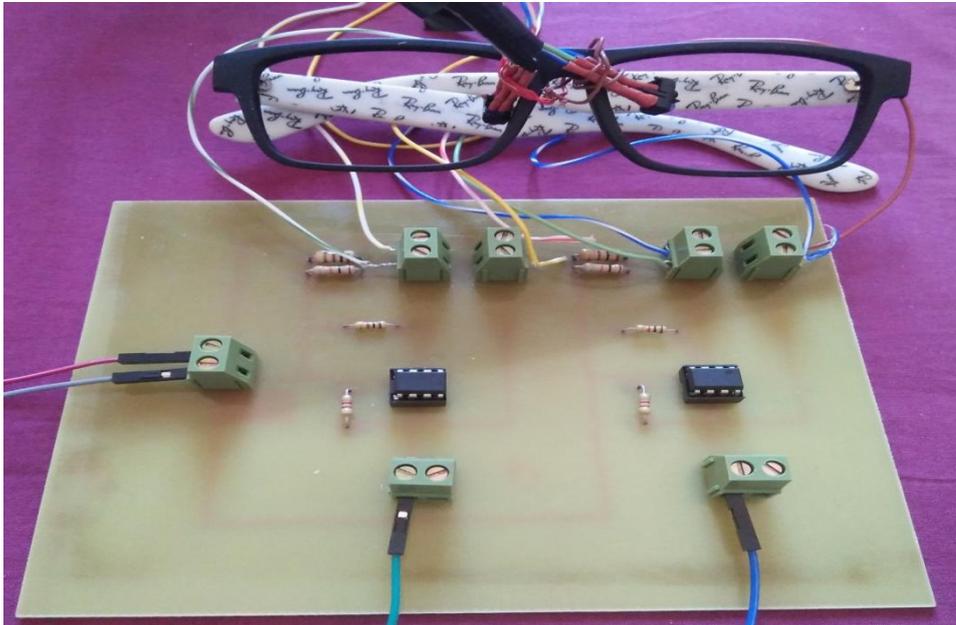


Figure II.10: Circuit imprimé.

II.7 Les résultats :

Après la réalisation de notre système un ensemble des tests sont faits sur les différents blocs constituant le dispositif pour mesurer les mouvements oculaires.

II.7.1 Circuit du capteur :

Dans notre projet, nous avons utilisé deux capteurs de TCRT 5000 l'un pour l'œil droit et l'autre pour l'œil gauche, pour détecter les mouvements des deux yeux simultanément.

Nous avons ajouté deux résistances pour la protection du capteur :

- ✓ R=100 Ω placé entre : la cathode de la LED infrarouge et la masse.
- ✓ R=10k Ω placé entre : l'émetteur du phototransistor et la masse.

Le circuit présenté sur la figure II.2 permet de commander l'émission de la lumière infrarouge par la LED ainsi que la réception de flux lumineux par le phototransistor.

La LED est mise en série avec une résistance de 100 Ω car le circuit est alimenté avec une tension de 5V. La LED a besoin d'un courant de 0.05A et pour éviter la saturation du phototransistor, nous allons utiliser une résistance de 10k Ω car le phototransistor laisse passer un courant de 0.0005A

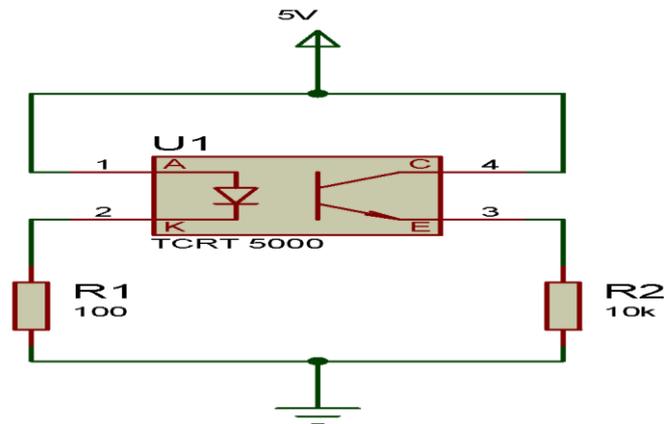


Figure II.11: Circuit du capteur utilisé.

Les signaux ont été acquis par le capteur TCRT 5000 sont illustrés sur la figure suivante :

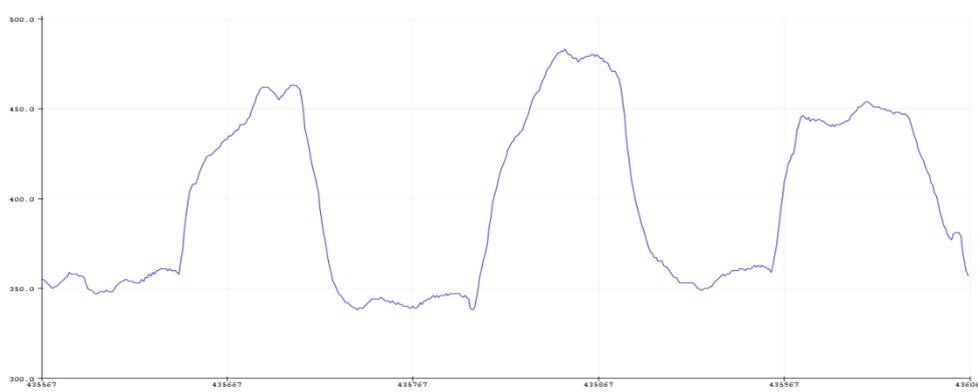


Figure II.12: Signal à la sortie d'un seul capteur.

II.7.2 Bloc d'amplification :

Les signaux électriques des mouvements des yeux sont obtenus par les deux capteurs infrarouges. Les signaux visualisés sont mesurés lorsque l'on bouge l'œil dans les quatre directions différentes (droite, gauche, bas et haut). Ces signaux sont de faible amplitude donc l'utilisation d'un amplificateur opérationnel est nécessaire.

Dans cet étage, nous avons utilisé deux amplificateurs de type OP07 :

L'entrée (2) du premier amplificateur est reliée avec le capteur TCRT 5000 de l'œil droite et l'entrée (2) du deuxième AOP est connectée avec le capteur de l'œil gauche.

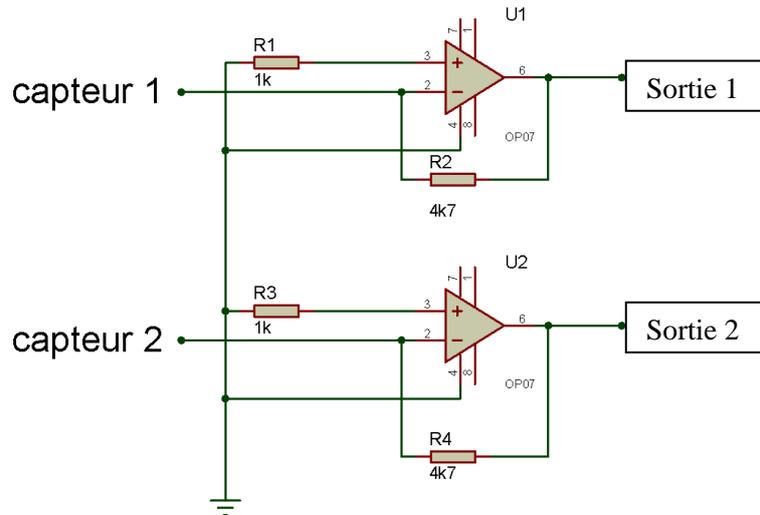


Figure II.13 : Schéma électrique de l'amplificateur.

Calcul du gain :

$$A=1+\frac{R_2}{R_1}=1+\frac{R_4}{R_3}=1+\frac{4.7}{1}=5.7$$

Les signaux obtenus à la sortie de chaque amplificateur sont illustrés dans la Figure II.8.

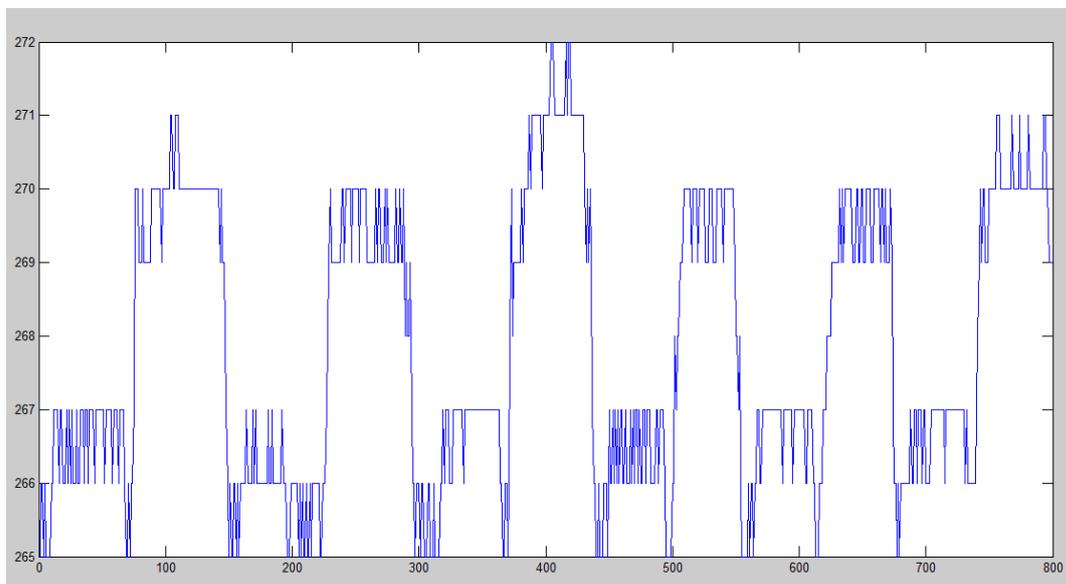


Figure II.14 : Signal à la sortie pour un seul capteur.

II.8 Module caméra OV7670 :

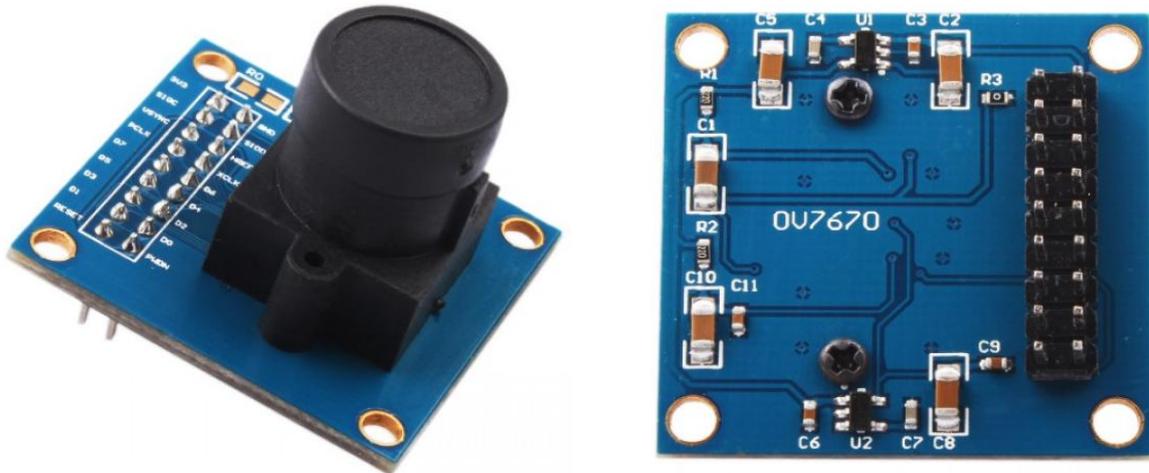


Figure II.15 : Module caméra OV7670.

II.8.1 Définition :

Le Module Caméra OV7670 est un petit capteur d'images, à fonctionnement basse tension, qui offre toutes les fonctions d'une puce unique caméra VGA et processeur d'image. Grâce à la commande de bus SCCB, le capteur peut émettre toutes les données de cadre, d'échantillonnage, et de diverses résolutions en 8 bits. L'image VGA obtenue peut atteindre jusqu'à un maximum de 30 images par seconde. Les utilisateurs peuvent totalement contrôler la qualité d'image, le format de données et le mode de transmission. Tout le processus des fonctions de traitement de l'image peut être effectué via l'interface de programmation du SCCB, y compris la courbe gamma, la balance des blancs, la saturation et la chroma.[19]

II.8.2 Caractéristiques :

- Matrice photosensible : 640 x 480.
- Tension en E/S : de 2,5 à 3 V (LDO interne pour alimentation en 1,8 V).
- Fonctionnement électrique : 60 mW/ 15 fps VGAYUV.
- Mode veille : <math><20 \mu\text{A}</math>.
- Température opérationnelle : -30 à 70 °C.
- Fonctionnement stable : de 0 à 50 °C.
- Formats d'émission (8) : YUV/YCbCr4 : 2:2 RVB 565/555/444 GRB4 : 2:2 Données brutes RVB.
- Taille d'optique : 0,42 cm (1/6 pouce).
- Champ de vision : 25 °.
- Débit maximum : 30 fps en VGA.
- Sensibilité : 1,3 V (lux/s).
- SNR : 46 dB.
- Plage dynamique : 52 dB.
- Mode de visualisation : progressif.
- Exposition électronique : de 1 à 510 lignes.
- Taille du pixel : 3,6 x 3,6 μm .
- Courant d'obscurité : 12 mV/s à 60 °C.

II.9 Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons cité en détail les différents étages d'un schéma bloc du circuit de détection du mouvement oculaire. Ensuite, la mise en forme du signal obtenu par un étage d'amplification. À la sortie, nous avons obtenu un signal qui nous permet de différencier les mouvements oculaire.

Chapitre III

Acquisition des données

III.1 Introduction :

Ce chapitre contient deux parties. Commencant par la partie de traitement d'images, on va créer une base de données à l'aide d'une caméra de téléphone. Ces images sont acquises sur un nombre de personnes. Cette base de donnée est utilisée pour extraire des paramètres de classification par l'utilisation d'algorithmes, qui vont nous aider à détecter la position de l'œil dans les images obtenues par le module de caméra OV 7670, ce dernier sera coupler avec la carte Arduino UNO pour obtenir des images en temps réel. Ensuite, nous abordons la partie d'acquisition du signal, ce dernier va passer par plusieurs étapes, commençant par : la carte Arduino UNO ensuite la partie traitement du signal utilisant le logiciel Matlab afin de déterminer le paramètre de classification pour le signal provenant des capteurs au niveau de l'œil.

III.2 Traitement d'images :

Le traitement d'images numérique est un ensemble d'approches, de techniques et d'outils dont l'objectif est de résoudre la majorité des problèmes qui peuvent se présenter lorsqu'il est nécessaire d'extraire et d'analyser de façon automatique les informations présentes dans une image. [20]

Le traitement d'images consiste à changer la nature d'une image ; afin de :

- Améliorer l'information contenue pour aider à l'interprétation par l'homme.
- La rendre plus adaptée pour une perception autonome de la machine.

L'image peut être définie comme un ensemble structuré d'informations qui après affichage sur l'écran nous obtenons une représentation de l'image numérique.

Les images fournies par les appareils photos sont généralement en couleur. Une image en couleur est constituée de trois couches (voir figure III.1) : une couche rouge (R), une couche verte (V) et une couche bleue (B).

Soit N_x le nombre de colonnes de l'image et N_y le nombre de lignes. Le nombre de pixels total est $N=N_xN_y$. Chaque couche est une matrice comportant N_y lignes et N_x colonnes. [20]

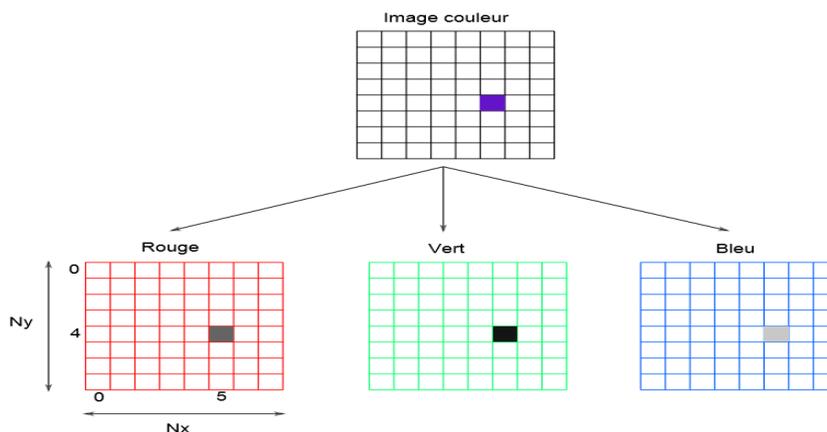


Figure III.1: Image couleur divisée en RVB.

- Nous avons réalisé une base de données sur 25 personnes. Nous avons pris pour chaque personne quatre (4) photos à l'aide d'une caméra d'un téléphone. Voici un exemple pour une seule personne :

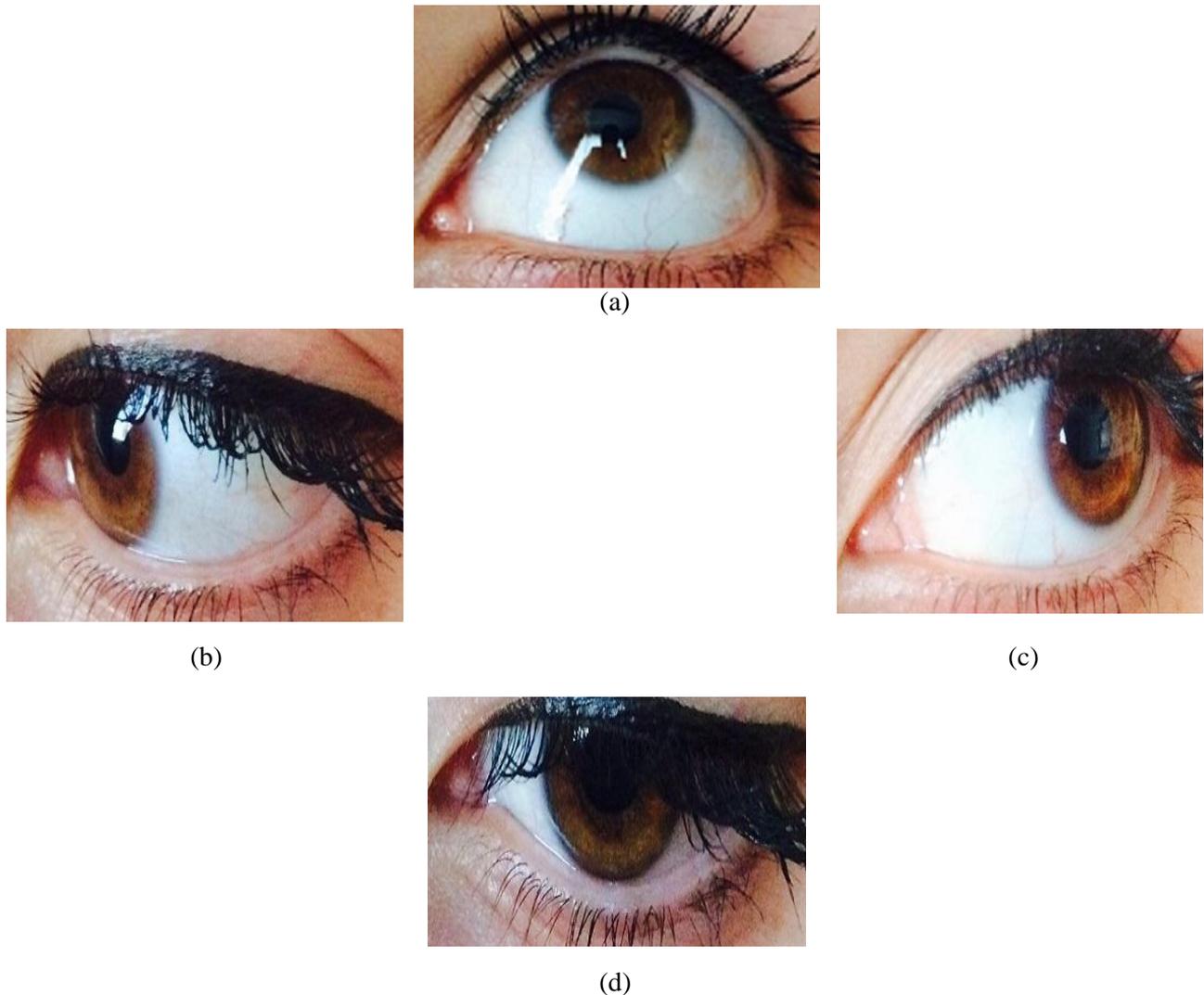


Figure III.2: Exemple pour une personne.
a : Regard Haut, b : Regard à droite, c : Regard à gauche, d : Regard Bas.

III.2.1 L'histogramme d'une image :

L'histogramme d'une image sous MATLAB est nommé par : `imhist`.

`imhist (I)` calcule l'histogramme pour l'image d'intensité `I` et affiche un graphique de l'histogramme. Le nombre de bacs dans l'histogramme est déterminé par le type d'image. [21]

III.2.1.1 L'histogramme des images en niveau RVB :

Chaque image peut être décomposée en un ou plusieurs canaux : pour une image RVB, il s'agit des canaux Rouge, Vert et Bleu.

La Valeur d'un pixel est donnée par la formule $V = \max(R,V,B)$. [22]



Figure III.3: Image AD1 combinée des canaux RVB.

- L'image AD1 est la photo prise pour la première personne, quand cette dernière regarde à droite.

Le programme qui montre l'histogramme de l'image AD1 de trois canaux (RVB) est présenté en **Annexe C : Programme 1**.

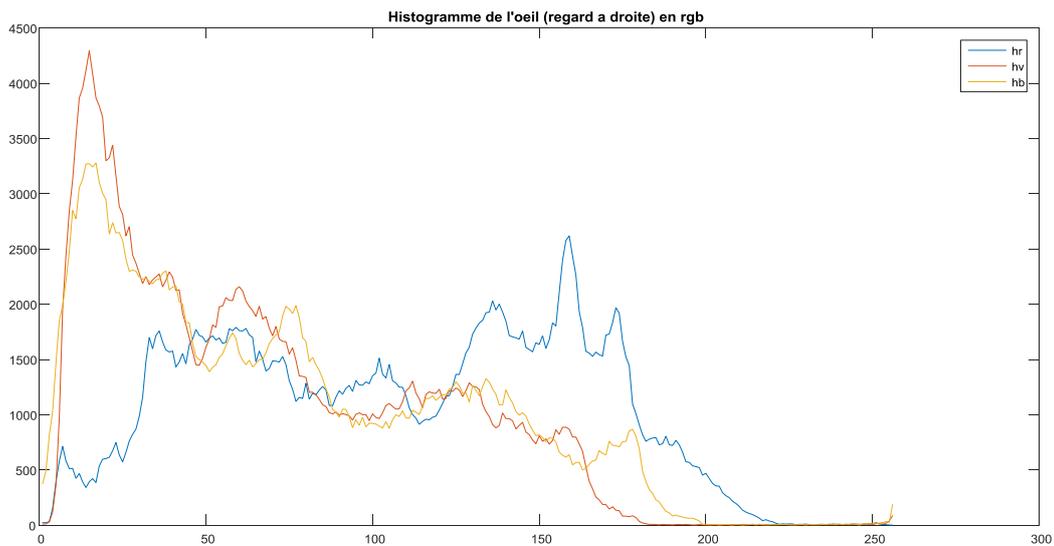


Figure III.4: Tracé d'histogramme de l'image en RVB.

III.2.1.2 L'histogramme des images en niveau de gris :

Pour une image en nuances de gris, chaque canal possède un intervalle de niveaux d'intensité de 0 à 255 (valeurs entières). Ainsi, un pixel noir est codé 0 dans tous les canaux de couleur ; un pixel blanc est codé 255 dans tous les canaux de couleur. [22]

Le programme qui permet de convertir l'image AD1 en RVB à une image en niveau de gris et appliquer son histogramme est en **Annexe C : Programme 2**.

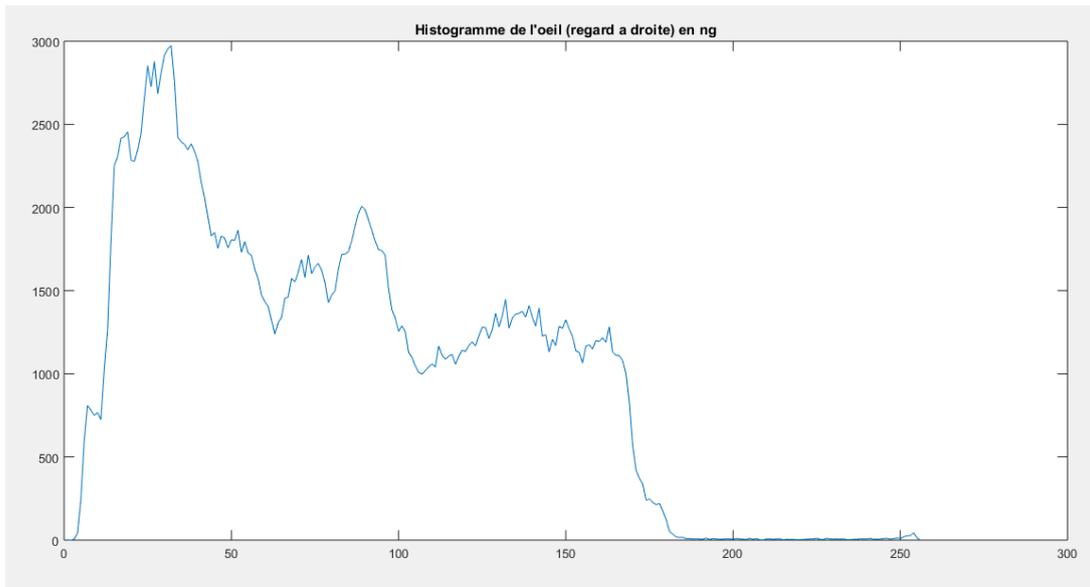


Figure III.5: Tracé d'histogramme de l'image en RVB convertie en niveau de gris.

III.2.2 Base de données :

Pour ce projet, nous n'avons pas trouvé une base de données prête, c'est pour cette raison nous l'avons créée. Nous avons utilisé une caméra de téléphone portable pour prendre les photos des yeux pour 25 personnes. Chaque personne a regardée dans quatre directions différentes (haut, bas, gauche et droit). Les images doivent être redimensionnées pour avoir la même taille (400x200) pixels et elles sont en couleurs.

Nous avons rempli quatre (4) tableaux pour les différentes directions (haut, bas gauche et droit).

Pour les images d'un regard droit ou gauche, l'image est divisée verticalement pour séparer la partie noire de la partie blanche de l'œil. Alors, l'histogramme sera appliqué une fois pour la largeur de 0 à 200 pixels ; ensuite, de 200 à 400 pixels.

Pour les directions haut et bas, l'image est divisée horizontalement. L'histogramme sera appliqué une fois pour la partie supérieur de l'image (de 0 à 100 pixels) ; ensuite, de 100 à 200 pixels (partie inférieur de l'image).

Le tracé d'histogramme permet de comparer les deux parties et extraire la valeur max et la variance pour les utilisées comme paramètre caractérisant l'image (en fonction de la direction du regard).

Le programme qui explique comment la première ligne du tableau n°1 est calculée est en **Annexe C : Programme 3**. Le même programme sera appliqué pour les autres images et les autres directions (AD1-AD25, AG1-AG25, H1-H25, B1-B25) il suffit de changer l'image sur la deuxième ligne du programme.

Après calcul nous obtenons deux (2) paramètres : le maximum et la variance des histogrammes des deux parties pour le regard à droite.

La figure III.6 présente l'image AD1 en couleur (Figure III.6 a), puis la conversion de celle-ci en niveau de gris (Figure III.6 b). Cette image sera par la suite divisée verticalement en deux parties (Figure III.6 c et d)

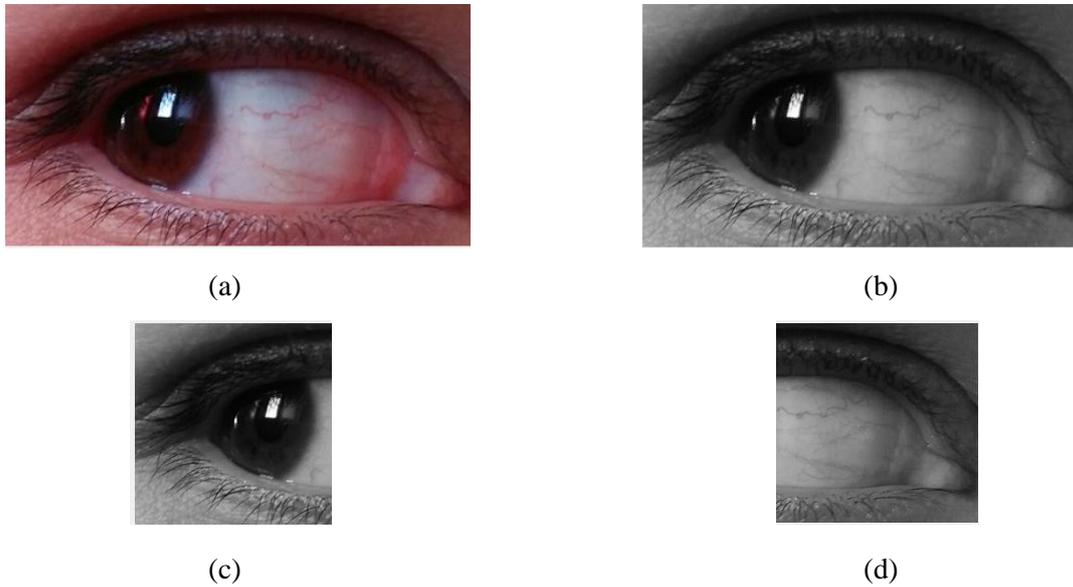


Figure III.6: division de l'image acquise.

On calcul par la suite l'histogramme (voir Figure III.7) des deux images III.6 c et III.6 d.

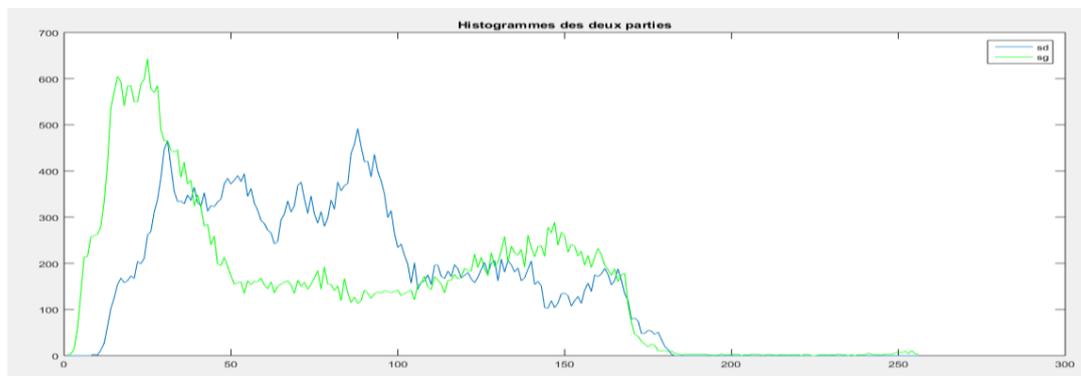


Figure III.7: Tracé d'histogramme des deux images III.6 c et III.6 d.

On procède de la même manière pour les autres images de la base de donnée, et on calcul le maximum et la variance de chacun. Les résultats sont regroupés en quatre tableaux.

- Tableau n°1 : Regard à droite.

Partie Droite	MAX	VAR	Partie Gauche	MAX	VAR
AD1	643	2.3744e+04	AD1	492	2.0681e+04
AD2	497	1.9440e+04	AD2	1074	6.7631e+04
AD3	499	1.5215e+04	AD3	317	8.9498e+03
AD4	1055	7.0270e+04	AD4	935	6.1958e+04
AD5	1046	4.5340e+04	AD5	644	4.4846e+04
AD6	552	2.5186e+04	AD6	883	3.2746e+04
AD7	500	1.1939e+04	AD7	464	1.4754e+04
AD8	1106	4.2870e+04	AD8	695	1.9369e+04
AD9	869	3.0954e+04	AD9	648	2.8997e+04
AD10	705	3.3097e+04	AD10	444	1.9884e+04
AD11	913	4.2878e+04	AD11	982	4.8517e+04
AD12	858	6.7507e+04	AD12	2068	2.6295e+04
AD13	483	2.2838e+04	AD13	1244	8.4010e+04
AD14	761	3.0350e+04	AD14	576	2.9121e+04
AD15	524	1.4457e+04	AD15	756	2.1234e+04
AD16	526	2.0057e+04	AD16	610	3.0937e+04
AD17	466	1.7304e+04	AD17	780	2.9941e+04
AD18	510	1.8563e+04	AD18	368	4.9359e+03
AD19	774	3.2608e+04	AD19	498	1.5905e+04
AD20	928	3.0800e+04	AD20	675	3.9162e+04
AD21	642	3.1658e+04	AD21	839	5.1895e+04
AD22	581	2.3194e+04	AD22	496	2.6251e+04
AD23	1136	8.0195e+04	AD23	1047	4.8472e+04
AD24	551	2.0252e+04	AD24	784	3.9864e+04
AD25	501	1.6300e+04	AD25	747	3.3037e+04

Tableau III.1 : Paramètres calculés pour les images du Regard à droite.

MAX : Maximum de l'histogramme.

VAR : Variance de l'histogramme.

- Tableau n° 2 : Regard à gauche.

Partie Droite	MAX	VAR	Partie Gauche	MAX	VAR
AG1	474	2.2471e+04	AG1	1429	7.4049e+04
AG2	322	5.0092e+03	AG2	1058	6.1016e+04
AG3	368	1.1425e+04	AG3	1403	7.5048e+04
AG4	1250	1.0287e+05	AG4	1256	1.0825e+05
AG5	594	3.4137e+04	AG5	994	4.2978e+04
AG6	561	2.7351e+04	AG6	574	1.9113e+04
AG7	796	3.9371e+04	AG7	889	2.4987e+04
AG8	714	1.5545e+04	AG8	510	9.8705e+03
AG9	386	7.7459e+03	AG9	484	1.3340e+04
AG10	445	1.8398e+04	AG10	649	3.1687e+04
AG11	1013	7.3926e+04	AG11	702	3.0565e+04
AG12	2056	1.5213e+05	AG12	385	1.4612e+04
AG13	478	2.4200e+04	AG13	768	3.5468e+04
AG14	536	2.3114e+04	AG14	540	1.6581e+04
AG15	1138	4.9457e+04	AG15	435	8.9002e+03
AG16	397	1.6325e+04	AG16	710	2.4081e+04
AG17	714	2.9737e+04	AG17	533	2.0084e+04
AG18	374	1.4341e+04	AG18	495	1.1850e+04
AG19	496	1.8726e+04	AG19	565	2.7087e+04
AG20	542	3.3782e+04	AG20	515	2.5772e+04
AG21	716	3.3769e+04	AG21	448	2.4390e+04
AG22	674	3.5217e+04	AG22	551	2.4279e+04
AG23	1181	5.7117e+04	AG23	748	4.4151e+04
AG24	957	5.1050e+04	AG24	718	4.4303e+04
AG25	1576	1.0358e+05	AG25	430	2.6585e+04

Tableau III.2 : Paramètres calculés pour les images du Regard à gauche

▪ Tableau n° 3 : Regard haut.

Partie Haute	MAX	VAR	Partie Basse	MAX	VAR
H1	1003	5.2515e+04	H1	380	1.2300e+04
H2	1257	8.3107e+04	H2	637	2.0770e+04
H3	526	2.5425e+04	H3	418	1.5462e+04
H4	1080	5.3692e+04	H4	449	1.2702e+04
H5	575	3.3873e+04	H5	612	2.6800e+04
H6	699	2.2595e+04	H6	436	2.1148e+04
H7	415	1.2240e+04	H7	436	1.4331e+04
H8	987	2.8538e+04	H8	1669	2.4305e+04
H9	841	3.2692e+04	H9	731	2.1843e+04
H10	736	5.1081e+04	H10	438	9.9330e+03
H11	704	4.9294e+04	H11	818	5.4165e+04
H12	1444	1.1244e+05	H12	880	4.2838e+04
H13	523	2.2126e+04	H13	681	2.8428e+04
H14	478	1.0766e+04	H14	715	3.6921e+04
H15	633	1.9604e+04	H15	323	6.5342e+03
H16	601	2.6840e+04	H16	545	1.9796e+04
H17	402	1.5339e+04	H17	553	2.5259e+04
H18	896	2.7199e+04	H18	472	1.2250e+04
H19	1131	3.8007e+04	H19	306	9.6480e+03
H20	545	2.7383e+04	H20	650	2.3364e+04
H21	590	3.2984e+04	H21	693	3.7857e+04
H22	590	3.0270e+04	H22	488	2.6667e+04
H23	884	6.0794e+04	H23	710	4.2403e+04
H24	566	3.0375e+04	H24	430	1.4557e+04
H25	791	5.7236e+04	H25	1042	5.9701e+04

Tableau III.3 : Paramètres calculés pour les images du Regard haut.

▪ Tableau n° 4 : Regard bas.

Partie Haute	MAX	VAR	Partie Basse	MAX	VAR
B1	601	1.5177e+04	B1	716	2.0620e+04
B2	1163	5.4873e+04	B2	899	3.6763e+04
B3	437	1.2953e+04	B3	469	1.5460e+04
B4	1097	8.0233e+04	B4	1462	1.3300e+05
B5	806	4.1887e+04	B5	984	5.4798e+04
B6	755	3.2297e+04	B6	560	2.3708e+04
B7	960	4.2863e+04	B7	834	2.9272e+04
B8	964	2.4710e+04	B8	440	1.1355e+04
B9	658	2.8216e+04	B9	679	1.9322e+04
B10	731	3.2689e+04	B10	836	5.9547e+04
B11	1458	1.0030e+05	B11	713	3.6288e+04
B12	1720	5.9542e+04	B12	1214	5.6950e+04
B13	851	3.4109e+04	B13	573	2.9017e+04
B14	625	2.0719e+04	B14	533	1.5934e+04
B15	1255	6.1191e+04	B15	476	1.5172e+04
B16	842	3.8033e+04	B16	607	2.8366e+04
B17	418	2.1094e+04	B17	564	2.3261e+04
B18	551	2.0160e+04	B18	885	2.5567e+04
B19	484	2.7462e+04	B19	843	5.2401e+04
B20	1143	5.4177e+04	B20	368	2.1112e+04
B21	505	2.4074e+04	B21	615	3.0980e+04
B22	550	2.5604e+04	B22	1267	3.2432e+04
B23	962	4.7624e+04	B23	687	3.8520e+04
B24	877	4.2670e+04	B24	747	5.3336e+04
B25	634	3.5546e+04	B25	1125	7.1381e+04

Tableau III.4 : Paramètres calculés pour les images du Regard bas.

- L'étape suivante est de faire une comparaison entre la valeur maximale de l'histogramme de la partie droite du regard à droite avec la partie droite du regard à gauche.

Le programme du tracé de la figure III. 8 est en **Annexe C : Programme 4**. Ce tracé permet de faire une comparaison entre la deuxième colonne du tableau n°1 et la même colonne du tableau n°2:

- Partie droite :

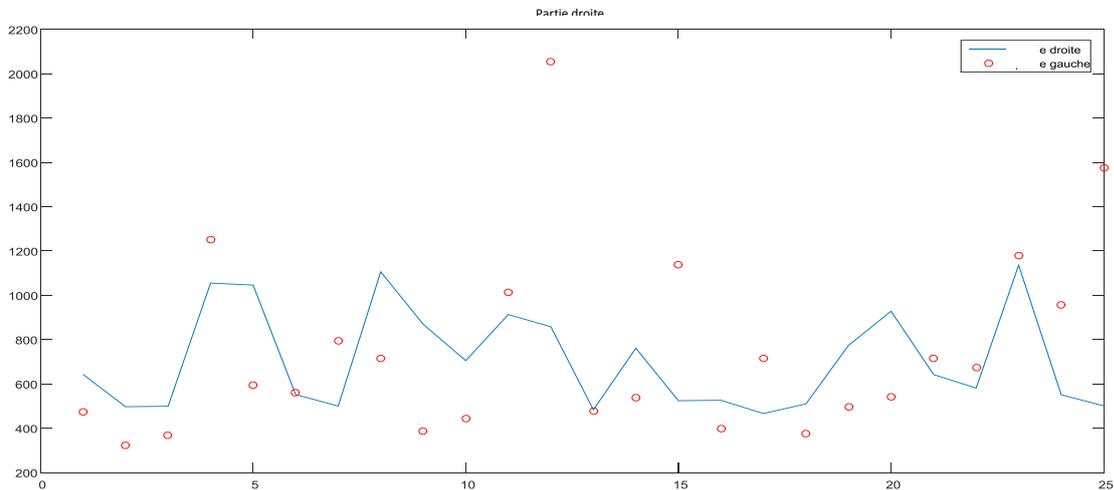


Figure III.8: Tracé de la valeur maximale de l'histogramme de la partie droite.

- Discussion de la Figure III.8:

On va faire une comparaison des valeurs (max) de la partie droite de l'image des deux regards ; droite et gauche.

Le tracé bleu représente l'intensité de lumière sur l'iris et les ronds rouges sont pour la sclérotique. Ces derniers devaient être en dessus du tracé bleu, mais puisque nous avons d'une part un petit nombre de base de données (25) ; et d'autre part, le changement de conditions de prendre les photos (pas le même téléphone, lumière différents), les valeurs ne sont pas précises. D'où la présence d'une erreur lors de la classification, le taux de classification correcte est de 12/25 échantillons (48%),

- Partie gauche :

Le programme de cette partie se trouve dans **Annexe C : Programme 5**.

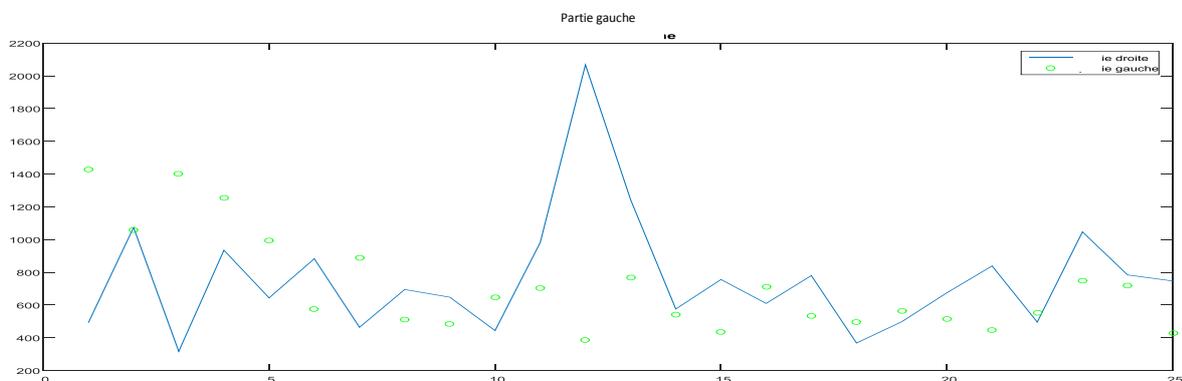


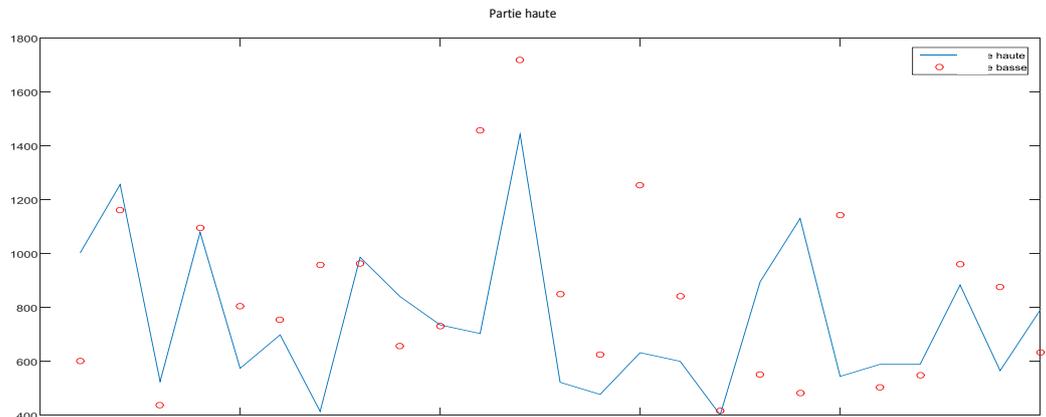
Figure III.9: Tracé de la valeur maximale de l'histogramme de la partie gauche.

On procède de la même manière pour la cinquième colonne des deux tableaux 1 et 2

On remarque qu'uniquement 8 cas sont en dehors de l'intervalle voulu afin de faire une séparation, donc le taux de classification correcte est de 68%.

On passe à la comparaison entre les valeurs du tableau n°3 et ceux du tableau n°4:

➤ Partie haute :



Le tracé de figure III.10 est obtenu en exécutant le programme 6 en **Annexe C**.
Le taux de classification correcte est de 68%.

➤ Partie basse :

En exécutant le programme 7 en **Annexe C** on obtient le tracé de figure III.11.

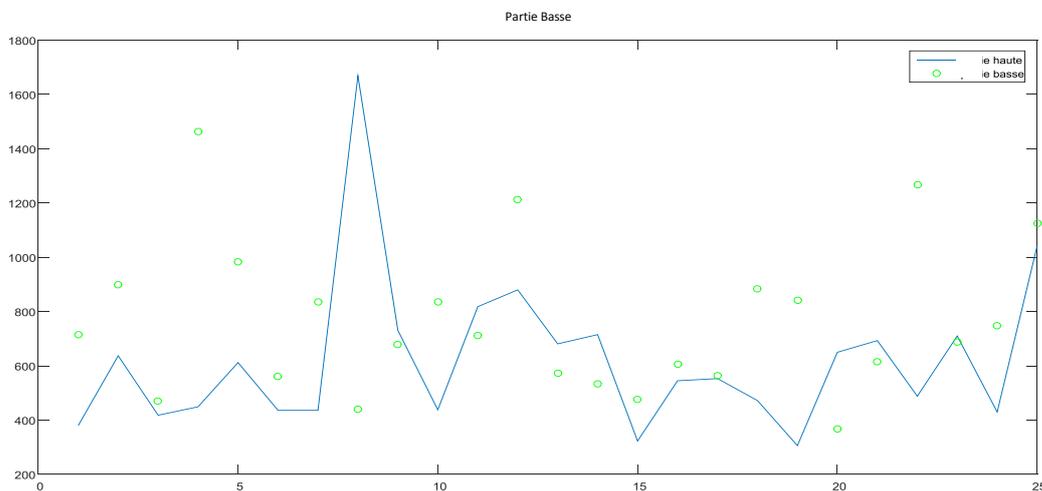


Figure III.11: Tracé de la valeur maximale de l'histogramme de la partie basse.

Dans ce cas le taux de classification correcte est 36%.

➤ On faisons la comparaison entre les tracés, nous remarquons que le taux de classification vari entre 36 et 68% pour les cas étudiés.

III.3 Carte Arduino UNO :

III.2.1 Définition :

La carte Arduino Uno est une petite carte électronique équipée d'un microcontrôleur. Le rôle de cette carte est de stocker un programme et de le faire fonctionner. La carte reçoit des informations analogiques ou numériques sur ses entrées. Le microcontrôleur traitera ces informations et les transmettra vers les sorties numériques. [23]

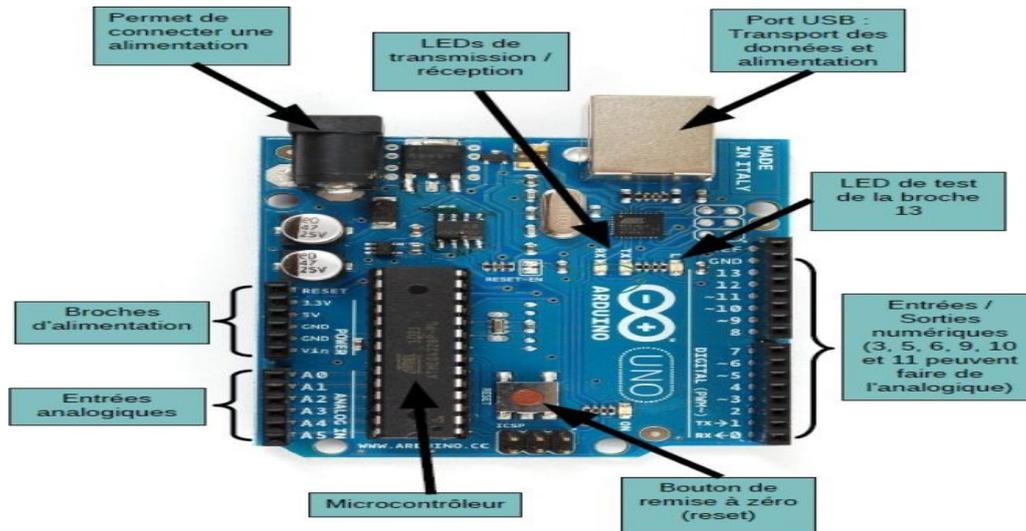


Figure III.12 : Schéma explicatif des différentes parties de la carte Arduino UNO. [24]

III.2.2 L'interface logicielle :

Sur un ordinateur, le logiciel de programmation de la carte Arduino sert d'éditeur de code. Une fois le programme tapé ou modifié au clavier, il sera transféré et mémorisé dans la carte à travers la liaison USB. Le câble USB alimente à la fois en énergie la carte et transporte aussi l'information. [25]

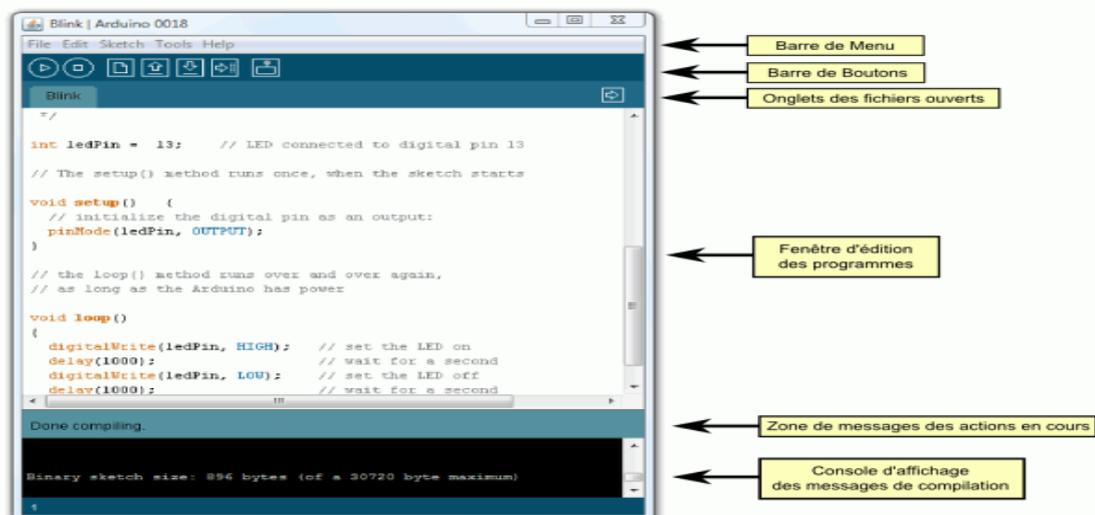


Figure III.13 : Espace de développement de la carte Arduino UNO. [26]

III.4 Branchement du module caméra OV7670 :

La caméra OV7670 permet de prendre des photos en temps réel (déjà décrit dans le chapitre précédent). Il faut qu'elle soit branchée avec la carte Arduino UNO pour la commander (Figure III.15). Pour cela, nous devons suivre quelques étapes qui sont citées dans **Annexe D : Étapes à suivre pour le module caméra OV7670**. [27]

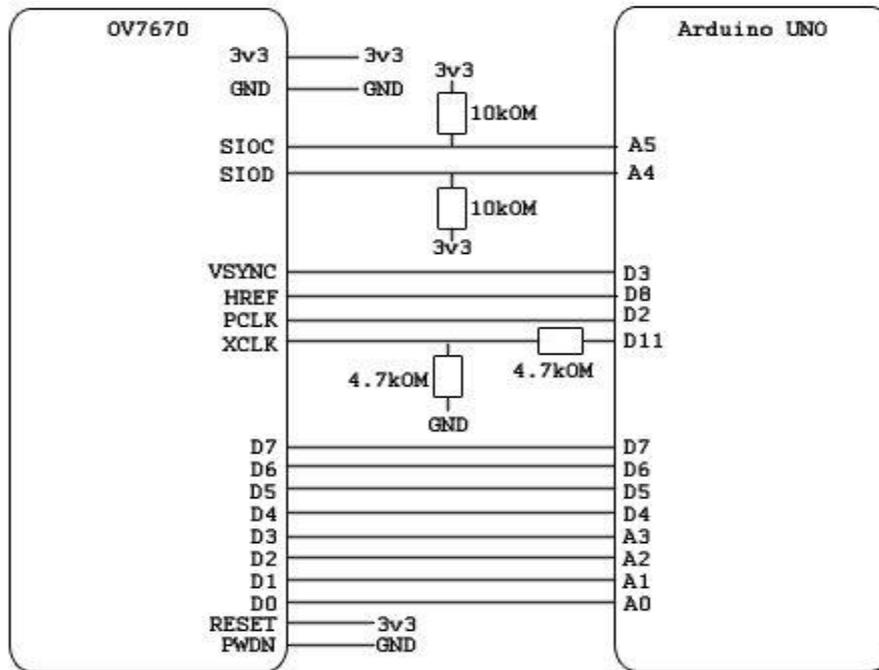


Figure III.14 : Schéma du branchement de la caméra OV7670 avec la carte Arduino UNO.

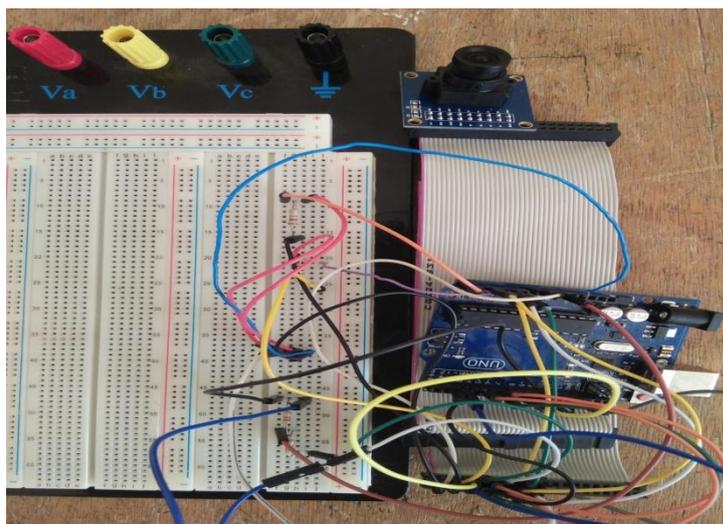


Figure III.15 : Branchement de la caméra OV7670 avec la carte Arduino UNO.

Chapitre III : Acquisition des données

Après le branchement de la camera ov7670 avec la carte Arduino et exécution des différentes étapes du programme coté Arduino et coté PC, on n'a pas pu récupérer les images a partir de la caméra ov7670.

On a pensé a utilisé un autre Arduino Due mais par contrainte de temps on n'a pas pu terminer le programme de configuration a cause des changements des déclarations des registres en Arduino Due par rapport a Arduino Uno.

On a aussi pensé a utilisé un module de type Banana PI avec sa propre Caméra mais en a rencontré un autre problème parce que ces entrées sorties nécessite un interfaçage avec les sorties de notre carte électronique. Cet interfaçage est fait à l'aide d'un circuit intégré (un convertisseur analogique numérique spécifique) malheureusement non disponible ici en Algérie.



Figure III.16 : La carte banana PI et son camera .

III.5 Langage de programmation :

Après avoir branché notre circuit réalisé (voir chapitre 2) avec la carte Arduino UNO et démarrer le logiciel de l'Arduino, nous avons écrit ce programme pour avoir les deux signaux de l'œil droit et gauche montré dans la figure II.18 et Figure III.19.

```
ReadAnalogVoltage2 $
Graphical representation is available using serial plotter (10019 > Serial)
Attach the center pin of a potentiometer to pin A0, and the outside pins

This example code is in the public domain.
*/

// the setup routine runs once when you press reset:
void setup() {
  // initialize serial communication at 9600 bits per second:
  Serial.begin(9600);
}

// the loop routine runs over and over again forever:
void loop() {
  // read the input on analog pin 0:
  int sensorValue1 = analogRead(A0);
  int sensorValue2 = analogRead(A1);
  // Convert the analog reading (which goes from 0 - 1023) to a voltage (0
  float voltage1 = map (sensorValue1,0,5000,0,1023);
  float voltage2 = map (sensorValue2,0,5000,0,1023);
  // print out the value you read:
  //float voltage1=voltage-1.8 ;
  Serial.println(sensorValue1);
  Serial.println(sensorValue2);
  delay (2);
}
```

Figure III.17: Programme pour l'acquisition du signal.

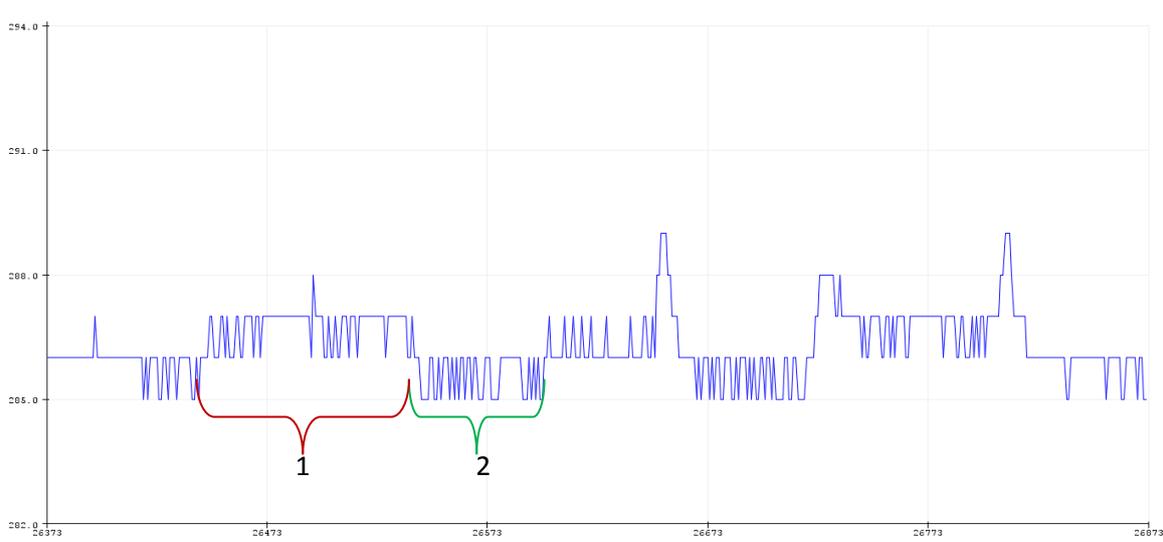


Figure III.18: Signal acquis pour l'œil droit

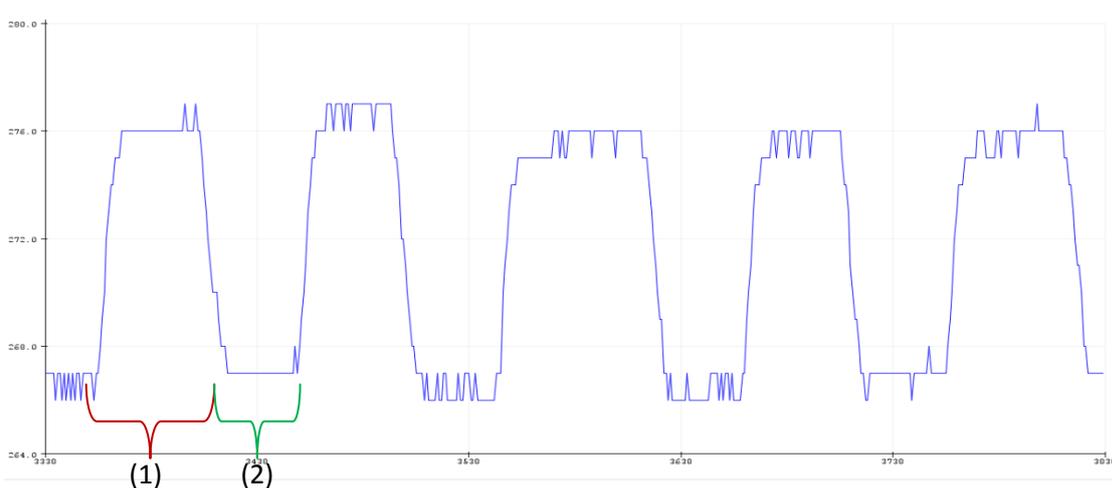


Figure III.19: Signal acquis l'œil gauche.

➤ Discussion :

On remarque que l'allure du signal représenté en figure III.19 est mieux que celle de la figure III.18 à cause de la position du capteur.

Pour l'œil droit l'intensité du signal est maximale (voir partie (1) du signal de la figure III.18) lorsqu'on a le regard vers la droite, car le capteur est placé dans la partie gauche de la monture de lunettes.

Figure III.19 : L'intensité est maximale dans la sclère de l'œil, pour cela nous avons un état haut lorsque le regard est à gauche (voir partie (1) du signal en figure III.19), (même explication pour le regard droit) car l'absorption de lumière est minimale dans la partie blanche. Pour la partie noire, l'intensité est minimale.

➤ Remarque :

L'emplacement du capteur pour l'œil droit est placé dans la partie gauche, et pour l'œil gauche, le capteur est placé dans la partie droite. Comme montré en figure III.20.



Figure III.20: l'emplacement des capteurs sur la monture de lunettes.

III.6 Traitement du signal :

Le traitement du signal correspond à toutes les méthodes qui essaient d'extraire de l'information à partir d'une observation ou d'une mesure enregistrée.

Dans notre cas, c'est une mesure au cours du temps. Pour cela, il faut étudier pratiquement ce que l'on peut faire à partir du signal de mouvement oculaire on se basant sur des algorithmes.

Le but est de déterminer la position du regard en utilisant un seuil expérimental.

Pour extraire le seuil on utilise la combinaison de deux logiciels : Matlab et Arduino.

- Nous Avon utilise un programme pour la commande des LEDs.

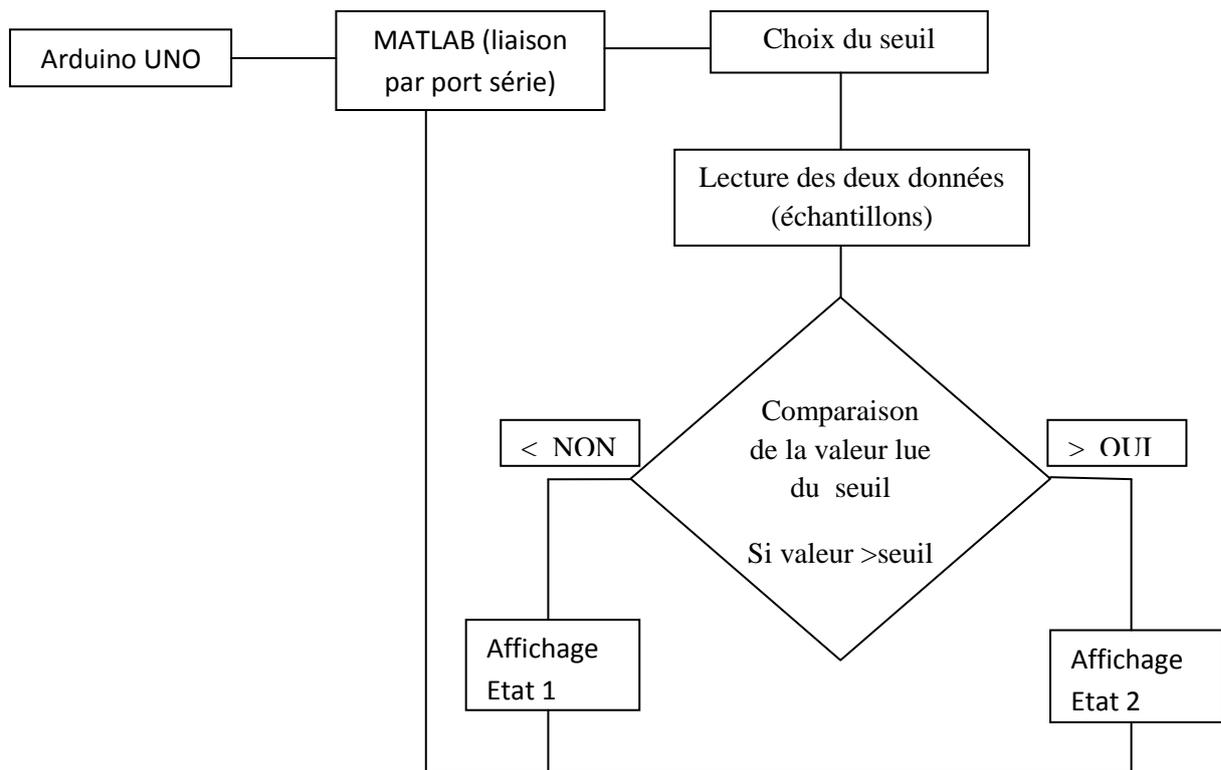


Figure III. 21: Organigramme du programme d'acquisition du signal temps réel et résultat de la position de l'œil.

L'état 1 représente mouvement droit (haut) tandis que l'état 2 indique l'état de mouvement de l'œil vers la gauche (bas).

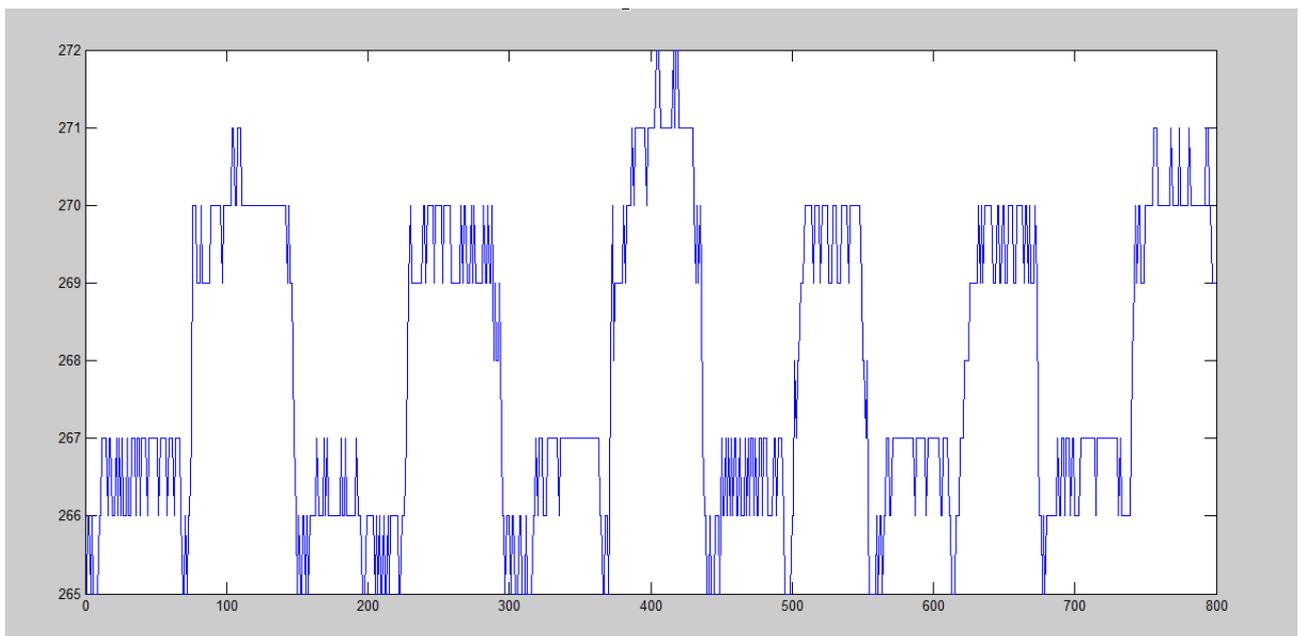


Figure III.22 : Signal obtenu en temps réel en Matlab de l'œil droit.

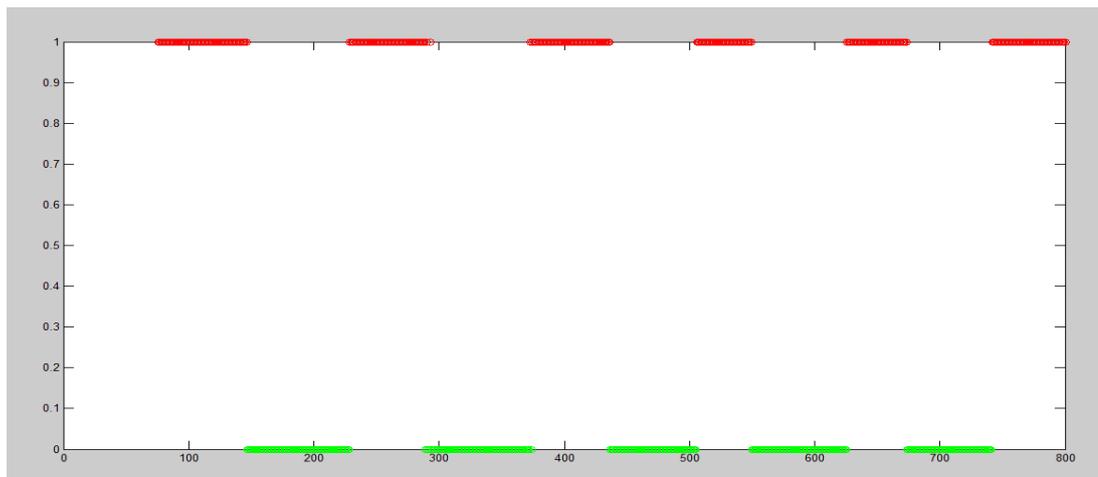


Figure III. 23: Résultat de la comparaison avec le seuil de l'œil droit.

- Etat haut (rouge) : pour le regard à droite.
- Etat bas (vert) : pour le regard à gauche.

➤ Discussion:

Nous avons utilisé Matlab comme outil, pour savoir l'allure du signal des mouvements oculaires et d'obtenir le seuil utilisé pour savoir la position du regard. Dans le but de rendre le dispositif indépendant des logiciels et de l'ordinateur on a intégré la partie comparaison avec le seuil en programme Arduino pour que le système soit autonome. Le résultat de la comparaison est utilisé par la suite pour la commande.

III.7 Partie de commande des LED :

Notre but dans ce projet nécessite l'utilisation d'Arduino afin d'acquérir les signaux obtenu en temps réel a partir de la réflexion cornéenne du mouvement des yeux et d'utiliser l'information basée sur le signal acquis et le seuil obtenu expérimentalement pour commander un système. Pour la partie commande nous avons utilisé deux LED (Rouge pour l'œil gauche et la led Jaune pour l'œil droit) .

Les entrées de notre système sont les signaux obtenus des deux capteurs. Le résultat de la comparaison avec le seuil se traduit par l'allumage des LED. La carte Arduino UNO permet de piloter les tensions des LED utilisées.

La figure suivante présente le circuit final avec pilotage des LEDs.

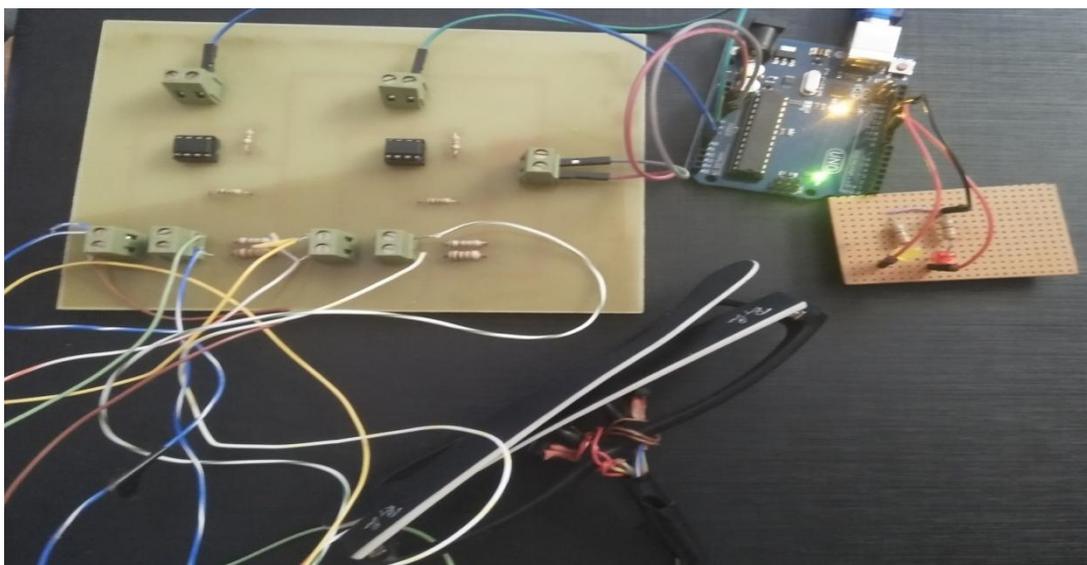


Figure III. 24: Circuit d'acquisition des signaux et commande des LEDs.

III.8 Conclusion :

Les résultats obtenus dans la partie de traitement d'images sont satisfaisants. Bien que les méthodes adoptées ont montré leurs succès pour une bonne partie des images testées; notons que le taux de classification a atteint 68%. Nous avons constaté aussi que le paramètre utilisé ne donne pas de bon résultat dans d'autres images de notre base de données.

La partie d'acquisition du signal est importante dans le projet, car on se basant sur les résultats obtenus des algorithmes proposés nous pouvons pu connaître la position du regard en temps réel.

Nous avons pu conclure que les méthodes utilisées pour les deux parties ont montrées des résultats favorables.

Conclusion

générale

Les handicapés appartiennent à une partie de notre société, ils souffrent d'une limitation de mobilité importante ce qui rend la pratique de la vie quotidienne très difficile (ce qui les empêche d'avoir une vie quotidienne simple). Les personnes dans ces situations apprennent des stratégies et s'adaptent à leur environnement aux pris d'efforts et de patience, mais leur environnement doit donc lui aussi s'adapter pour permettre une autonomie et un confort de vie les meilleurs possibles.

A travers nos différentes recherches, nous avons pu constater que l'œil est un organe très complexe formé de différentes membranes et lentilles permettant la réfraction de la lumière. Cet organe peut aider les handicapés moteurs qui souffrent d'incapacité de parler à communiquer avec leurs entourages. Pour cela nous nous sommes intéressés au domaine de pointage de l'œil afin de réaliser un système facilitant le déplacement destiné aux handicapés.

Notre système permet d'enregistrer les mouvements oculaires basé sur l'utilisation du principe de réflexion cornéenne et sur l'image acquise par une caméra. Après traitement de ces données le résultat est utilisé pour commander des LEDs ou autres systèmes.

Le travail est subdivisé en deux parties majeures, la première est la partie traitement d'images de l'œil ; dans laquelle nous avons créé une base de données pour extraire des paramètres de mesure afin de les utiliser par la suite dans la partie classification. L'autre partie est fondée sur la réalisation d'une carte d'acquisition pour le signal de réflexion cornéenne par l'utilisation de deux capteurs infrarouges qui assurent l'émission et la réception du flux lumineux. Ces capteurs sont fixés sur une monture de lunette. Après acquisition et traitement des deux signaux issus des capteurs, une comparaison avec un seuil déterminé est faite pour avoir un résultat de commande.

À la fin de ce mémoire nous proposons quelques perspectives pour développer ce travail :

Perspectives :

Ce mémoire a permis de dégager de nombreuses perspectives que nous pouvons les résumer dans ces quelques lignes :

- Trouver une solution au problème rencontré lors de l'acquisition par la caméra OV7670
- Améliorer la qualité du signal
- Miniaturiser le circuit
- Trouver une solution au problème rencontré lors de la fermeture de l'œil ou au moment de faire bouger la tête
- Adapter les capteurs de telle façon à les placer sur n'importe quels types de lunettes.
- Enrichir la base de données images
- La réalisation du système complet

- [1] : https://fr.m.wikipedia.org/wiki/Œil_humain (Consulté le 11/09/2017).
- [2] : <http://www.cancer.ca/fr-ca/cancer-information/cancer-type/eye/eye-cancer/the-eyes/?region=sk> (consulté le 11/09/2017).
- [3] : **Nguyen, S. H., & Bourouina, R.** Manuel d'anatomie et de physiologie. Wolters Kluwer France,2008.
- [4] : <http://harzouzlaurencoursst2s.skyrock.mobi/3168317986-Chapitre-3-L-il-reduit-certains-defauts-et-leurs-corrections.html> (consulté le 11/09/2017).
- [5] : **Khetib Meryem ., Hadj Abdelkader Nadia**, « aide au diagnostic en ophtalmologie: détection du glaucome dans les images rétinienne », mémoire de projet de fin d'études, Université Abou-Bakr-Belkaid Tlemcen, laboratoire de génie biomédical, 2015.
- [6] : <http://www.fnro.net/ophtalmologie/Anatomie/Anatomie.html>. (Consulté le 07-08-2017.)
- [7] : http://thebrain.mcgill.ca/flash/capsules/pdf_articles/anatomie_oeil.pdf. (Consulté le 02-09-2017.)
- [8] : **Feroui Amel**, «Analyse des images couleur du fond d'œil pour l'aide au diagnostic en ophtalmologie: application à la détection des pathologies rétinienne », thèse de doctorat, Université Abou-Bakr-Belkaid Tlemcen, laboratoire de génie biomédical,2014.
- [9] : **Lachkar, Y., & Sellem, É.** La papille glaucomateuse en pratique. Laboratoire Chauvin & Lomb,2004.
- [10] : **Zhor Ramdane Cherif** , « étude et modélisation de la fixation oculaire ; application clinique dans la schizophrénie », thèse de doctorat, université paris XII-VAL-de-MARNE,2004.
- [11] : **Fisher, D. F., Monty, R. A., & Senders, J. W. (Eds.)**. Eye movements: Cognition and visual perception (Vol. 8). Routledge,2017.
- [12] : http://accs.ens-lyon.fr/accs/thematiques/neurosciences/actualisation-des-connaissances/vision/comprendre/VisionMarseille/pages_techniques. (Consulté le 13-08-2017).
- [13] : **Jacques R. Charlier**, « Commande par le regard et handicap principes et performances », XIème congrès national de la SOFMEER (Société Française de Médecine de Réadaptation). Limoges,1996.
- [14] : **Petithomme, A.** Étude préliminaire utilisant l'eye-tracking pour l'évaluation orthophonique des adultes implantés cochléaires. Mémoire pour le certificat de capacité en orthophonie, Paris,2013.
- [15] : <http://www.postinfo.net/technologie-d-assistance-suivi-du-regard/>. (Consulté le 10/09/2017).
- [16] : **Thibaut Cauchebrais**,« Locked-In Syndrome et dispositif de contrôle oculaire : un regard vers la Communication Alternative et Améliorée », mémoire de fin d'études en vue de l'obtention du Diplôme d'Etat d'Ergothérapie, université de Versailles Saint-Quentin-En-Yveline,2016.

Références bibliographiques

- [17] : <http://electroniqueamateur.blogspot.com/2014/09/amplificateurs-operationnels-1-le.html> (Consulté le 11/09/2017).
- [18] : <http://www.aunytor.com/english/news/21/1242.html> (Consulté le 11/09/2017).
- [19] : <http://www.robotshop.com/eu/fr/module-camera-ov7670-.html>(Consulté le 11/09/2017).
- [20] : <http://www.f-legrand.fr/scidoc/docmml/image/niveaux/images/images.html> (Consulté le 12/09/2017).
- [21] : <http://www.clubic.com/telecharger-fiche378430-matlab.html> (Consulté le 12/09/2017).
- [22] : <https://docs.gimp.org/fr/gimp-histogram-dialog.html> (Consulté le 12/09/2017).
- [23] : http://www.techmania.fr/arduino/Decouverte_arduino.pdf (Consulté le 11/09/2017).
- [24] : <http://www.pearltrees.com/chaacattac/arduino-officiel-uno/id14816769/item81606677#I019> (Consulté le 12/09/2017).
- [25] : http://www.lycee-ferry-versailles.fr/si-new/projet/arduino/cours_intro_arduino_v1.pdf (Consulté le 12/09/2017).
- [26] : <http://diy.ardwtech.com/tag/arduino-maroc/feed/> (Consulté le 12/09/2017).
- [27] : <http://www.instructables.com/id/OV7670-Without-FIFO-Very-Simple-Framecapture-With-/> (Consulté le 12/09/2017).
- [28]: <https://github.com/ComputerNerd/ov7670-no-ram-arduino-uno> (Consulté le 12/09/2017).

Annexe A : Nomenclature.

Résistances :

Désignation	quantité
R1=100Ω R5=100 Ω	2
R2= 10 KΩ R6=10 KΩ	2
R3= 1 KΩ R7= 1 KΩ	2
R4= 4,7 KΩ R5=4,7 KΩ	2

Amplificateurs :

Désignation	quantité
OP07	2

Capteurs :

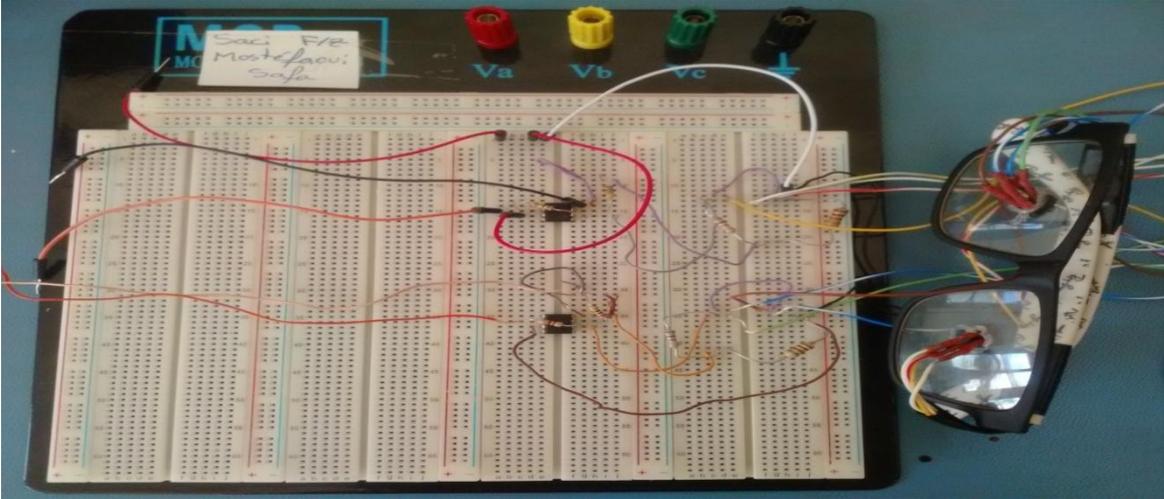
Désignation	quantité
TCRT5000	2

Les Led :

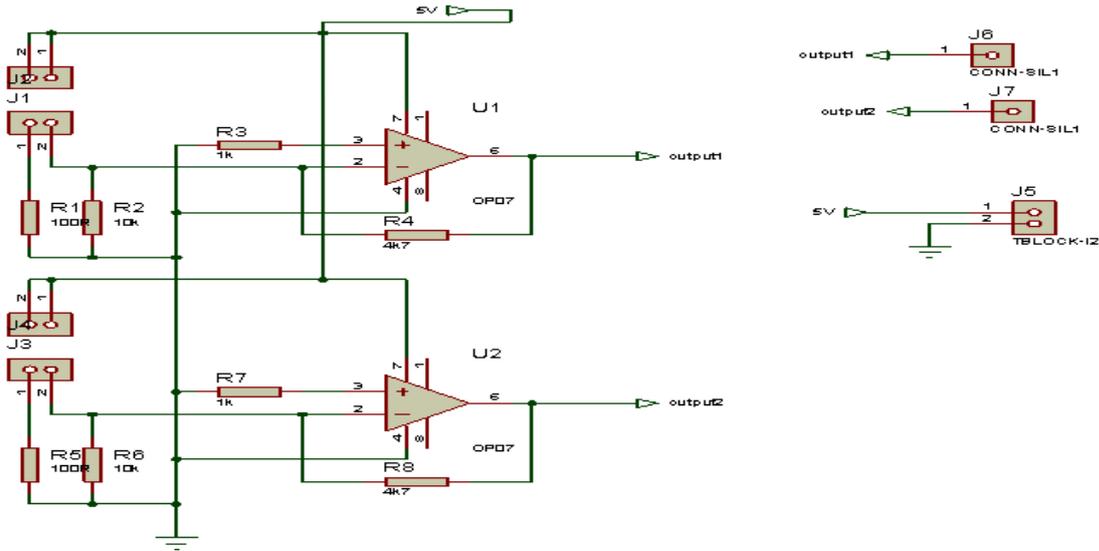
Désignation	quantité
rouge	1
verte	1

Annexe B : Les circuits.

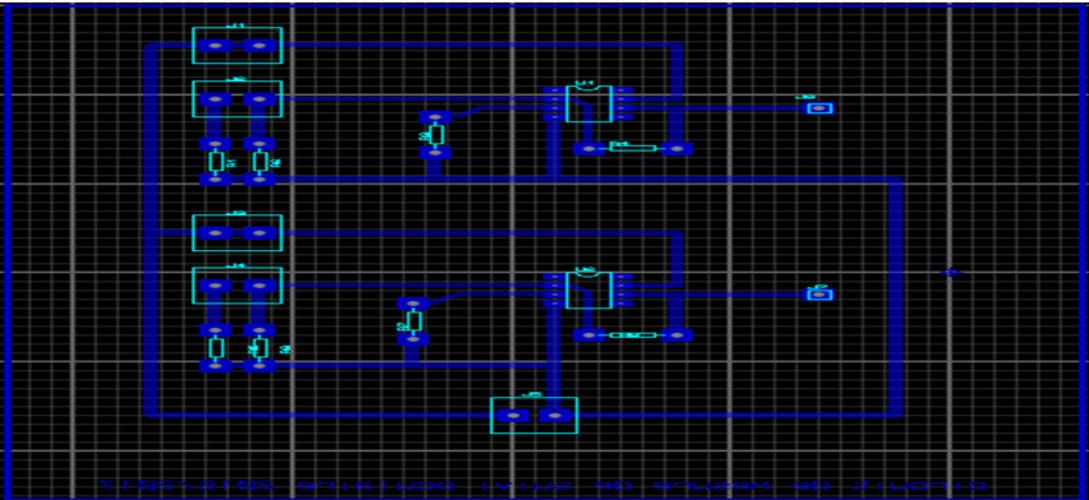
Circuit sur la plaque d'essai :



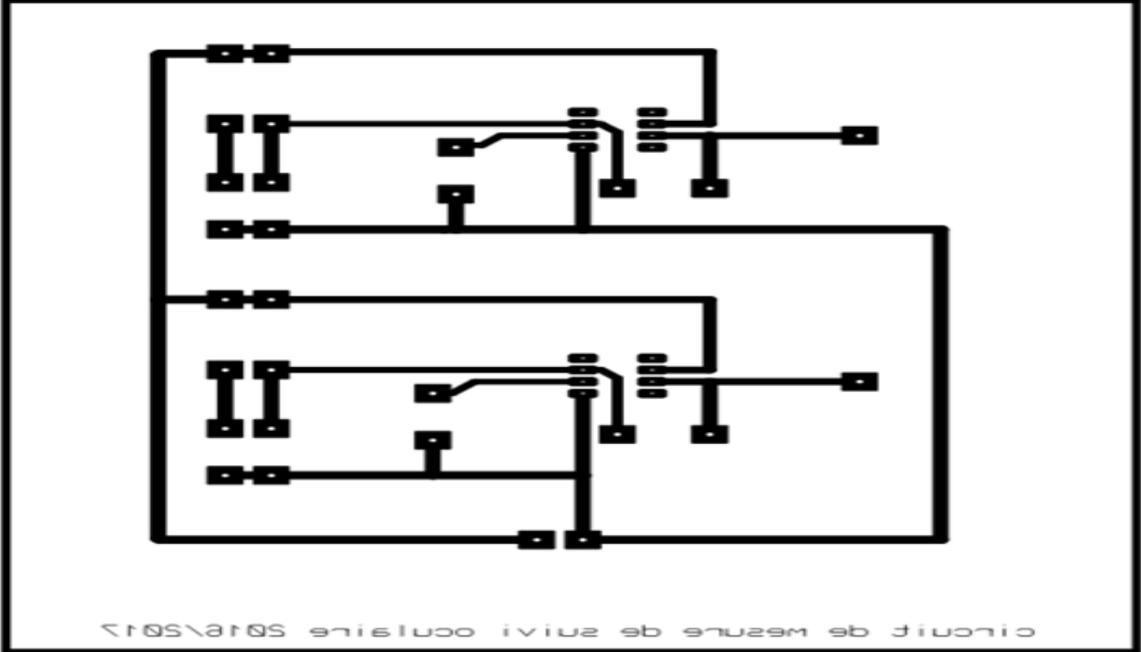
Circuit sur ISIS :



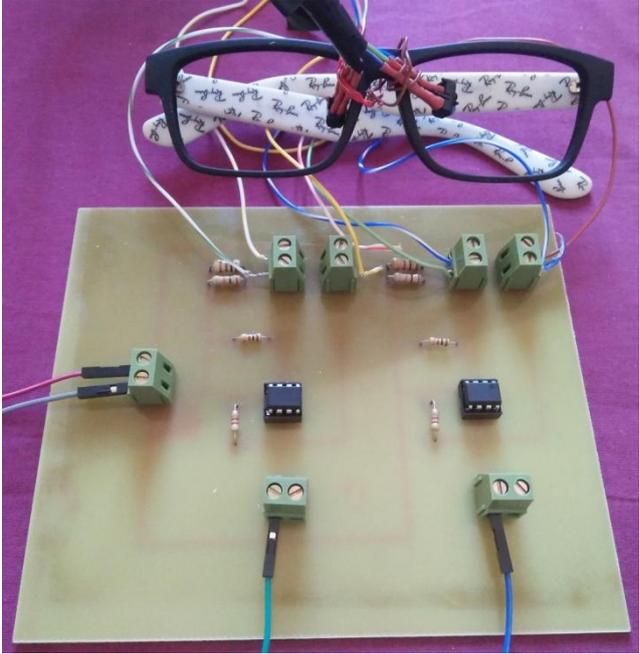
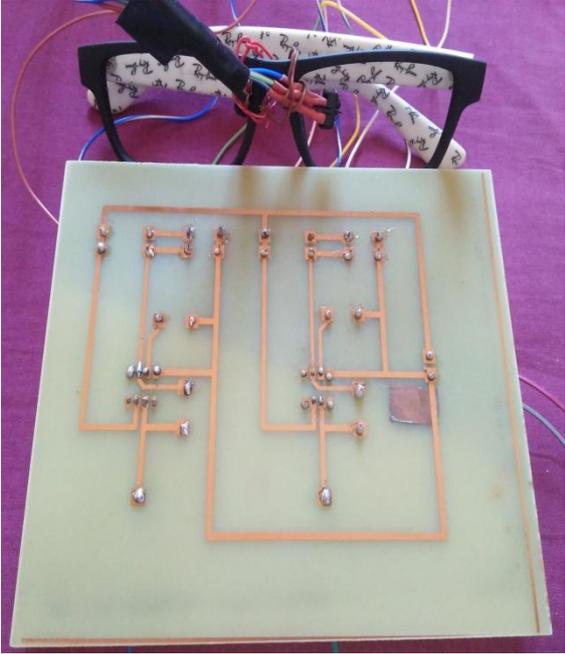
Circuit sur ARES :



Circuit sur papier calque :



Circuit imprimé :



Annexe C : Les programmes.

➤ Programme 1 :

```
im = imread('AD1.jpg') ;
hr = imhist(im(:,:,1)) ;
hv = imhist(im(:,:,2)) ;
hb = imhist(im(:,:,3)) ;
plot([hr hv hb])
title('Histogramme de l''oeil (regard a droite) en rgb')
legend('hr', 'hv', 'hb')
```

➤ Programme 2 :

```
RGB=imread('AD1.jpg');
imshow(RGB)
AD1= rgb2gray(RGB);
histoAD1=imhist(AD1);
plot(histoAD1)
title('Histogramme de l''oeil (regard a droite) en ng')
```

➤ Programme 3 :

```
clear all ;close all; clc;
a1=imread('AD1.JPG');
a2=rgb2gray(a1);
a3=a2(:,1:200);
histo1=imhist(a3);
figure(1), imshow(a3)
%figure(2);plot (histo1)
a4=a2(:,200:end);
figure(3), imshow(a4)
histo11=imhist(a4);
figure(4), plot (histo11)
title('Histogrammes des deux parties')
hold on,
plot(histo1, 'g')
legend('signal de la partie à droite', 'signal de la partie gauche')
a5=max(histo1)
a6=var(histo1)
a7=max(histo11)
a8=var(histo11)
figure(5), imshow(a1)
figure(6), imshow(a2)
```

➤ Programme 4 :

```
clear all; close all; clc;
ADMAXD=[643,497,499,1055,1046,552,500,1106,869,705,913,858,483,761,524,526,466,510,774,928,642,581,1136,
551,501];
p=[1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25];
figure(1), plot(p,ADMAXD)
AGMAXD=[474,322,368,1250,594,561,796,714,386,445,1013,2056,478,536,1138,397,714 ,374,496, 542,
716,674,1181, 957, 1576];
hold on,
plot(p,AGMAXD,'or')
```

```
legend('partie droite','partie gauche')
title('regard à droite')
```

➤ Programme 5 :

```
clear all; close all; clc;
ADMAXG=[492,1074,317,935,644,883,464,695,648,444,982,2068,1244,576,756,610,780,368,498,675,839,496,1047,
784,747] ;
p=[1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25] ;
figure(1), plot(p,ADMAXG)
AGMAXG=[1429,1058,1403,1256,994,574,889,510,484,649,702,385,768,540,435,710,533,495,565, 515,448,551,748,
718,430] ;
hold on,
plot(p,AGMAXG,'og')
legend('partie droite','partie gauche')
title('regard à gauche')
```

➤ Programme 6 :

```
clear all; close all; clc;
HMAX=[1003,1257,526,1080,575,699,415,987,841,736,704,1444,523,478,633,601,402,896, 1131,545,590,590,884,
566,791] ;
p=[1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25] ;
figure(1), plot(p,HMAX)
BMAX=[601,1163,437,1097,806,755,960,964,658,731,1458,1720,851,625,1255,842,418,551,484
1143,505,550,962,877, 634] ;
hold on,
plot(p,BMAX,'or')
legend('partie haute','partie basse')
title('regard haut')
```

➤ Programme 7 :

```
clear all; close all; clc;
HMAX=[380 637 418 449 612 436 436 1669 731 438 818 880 681 715 323 545 553 472 306 650 693 488 710 430
1042] ;
p=[1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25] ;
figure(1), plot(p,HMAX)
BMAX=[716 899 469 1462 984 560 834 440 679 836 713 1214 573 533 476 607 564 885 843 368 615 1267 687 747
1125] ;
hold on,
plot(p,BMAX,'og')
legend('partie haute','partie basse')
title('regard bas')
```

Annexe D : Étapes à suivre pour le module caméra OV7670.

- Étape 1: identifier la Caméra OV7670 : il faut vérifier qu'elle a 18 pins et ne contient pas de FIFO
- Étape 2: Connecter la carte Arduino UNO avec la caméra OV7670 et ajouter 4 résistances (4.7k Ω : 2, 10k Ω :2) comme montrer dans Figure III.15.
- Étape 3: télécharger l'esquisse vers Arduino. Le lien est dans Références bibliographique : [28]
- Étape 4: créer un dossier dans C et l'appeler « out », C'est là où les images finiront.
- Etape 5 : télécharger et installer java sdk 32 bits
- Étape 6: Voir à quel port USB la carte Arduino est branché, le port doit être compris entre 1 et 5 pour pouvoir continuer, sinon le changer dans panneau de configuration. Et télécharger le dossier adéquat au port USB (COM1, COM2, COM3, COM4, COM5).
- Étape 7: Accédez au dossier "bin", où le SDK Java. Est installé Et Extraire le fichier com _#. Rar dans le répertoire.
- Étape 8: Télécharger et extraire le fichier extra.rar
- Étape 9: Ouvrir le cmd et téléverser le programme dans Arduino et suivre les instructions qui restent
Toutes ces étapes sont détaillées dans : Références bibliographiques [28].

Annexe E: les data-sheets

➤ L'Amplificateur opérationnel : OP07.



Ultralow Offset Voltage Operational Amplifier

Data Sheet

OP07

FEATURES

- Low V_{OS} : 75 μV maximum
- Low V_{OS} drift: 1.3 $\mu V/^{\circ}C$ maximum
- Ultrastable vs. time: 1.5 μV per month maximum
- Low noise: 0.6 μV p-p maximum
- Wide input voltage range: $\pm 14 V$ typical
- Wide supply voltage range: $\pm 3 V$ to $\pm 18 V$
- 125 $^{\circ}C$ temperature-tested dice

APPLICATIONS

- Wireless base station control circuits
- Optical network control circuits
- Instrumentation
- Sensors and controls
 - Thermocouples
 - Resistor thermal detectors (RTDs)
 - Strain bridges
 - Shunt current measurements
- Precision filters

GENERAL DESCRIPTION

The OP07 has very low input offset voltage (75 μV maximum for OP07E) that is obtained by trimming at the wafer stage. These low offset voltages generally eliminate any need for external nulling. The OP07 also features low input bias current (± 4 nA for the OP07E) and high open-loop gain (200 V/mV for the OP07E). The low offset and high open-loop gain make the OP07 particularly useful for high gain instrumentation applications.

PIN CONFIGURATION

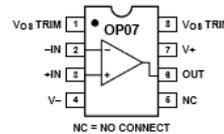


Figure 1.

The wide input voltage range of $\pm 13 V$ minimum combined with a high CMRR of 106 dB (OP07E) and high input impedance provide high accuracy in the noninverting circuit configuration. Excellent linearity and gain accuracy can be maintained even at high closed-loop gains. Stability of offsets and gain with time or variations in temperature is excellent. The accuracy and stability of the OP07, even at high gain, combined with the freedom from external nulling have made the OP07 an industry standard for instrumentation applications.

The OP07 is available in two standard performance grades. The OP07E is specified for operation over the 0 $^{\circ}C$ to 70 $^{\circ}C$ range, and the OP07C is specified over the -40 $^{\circ}C$ to +85 $^{\circ}C$ temperature range.

The OP07 is available in epoxy 8-lead PDIP and 8-lead narrow SOIC packages. For CERDIP and TO-99 packages and standard microcircuit drawing (SMD) versions, see the OP77.

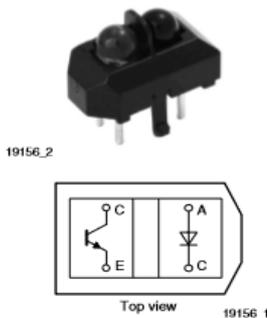
➤ Le capteur TCRT5000 :



TCRT5000, TCRT5000L

Vishay Semiconductors

Reflective Optical Sensor with Transistor Output



DESCRIPTION

The TCRT5000 and TCRT5000L are reflective sensors which include an infrared emitter and phototransistor in a leaded package which blocks visible light. The package includes two mounting clips. TCRT5000L is the long lead version.

FEATURES

- Package type: leaded
- Detector type: phototransistor
- Dimensions (L x W x H in mm): 10.2 x 5.8 x 7
- Peak operating distance: 2.5 mm
- Operating range within > 20 % relative collector current: 0.2 mm to 15 mm
- Typical output current under test: $I_C = 1$ mA
- Daylight blocking filter
- Emitter wavelength: 950 nm
- Lead (Pb)-free soldering released
- Compliant to RoHS directive 2002/95/EC and in accordance to WEEE 2002/96/EC



APPLICATIONS

- Position sensor for shaft encoder
- Detection of reflective material such as paper, IBM cards, magnetic tapes etc.
- Limit switch for mechanical motions in VCR
- General purpose - wherever the space is limited

➤ Le module caméra OV7670 :



**Advanced Information
Preliminary Datasheet**

OV7670/OV7171 CMOS VGA (640x480) CAMERACHIP™ with OmniPixel® Technology

General Description

The OV7670/OV7171 CAMERACHIP™ is a low voltage CMOS image sensor that provides the full functionality of a single-chip VGA camera and image processor in a small footprint package. The OV7670/OV7171 provides full-frame, sub-sampled or windowed 8-bit images in a wide range of formats, controlled through the Serial Camera Control Bus (SCCB) interface.

This product has an image array capable of operating at up to 30 frames per second (fps) in VGA with complete user control over image quality, formatting and output data transfer. All required image processing functions, including exposure control, gamma, white balance, color saturation, hue control and more, are also programmable through the SCCB interface. In addition, OmniVision CAMERACHIPS use proprietary sensor technology to improve image quality by reducing or eliminating common lighting/electrical sources of image contamination, such as fixed pattern noise (FPN), smearing, blooming, etc., to produce a clean, fully stable color image.



Note: The OV7670/OV7171 uses a lead-free package.

Features

- High sensitivity for low-light operation
- Low operating voltage for embedded portable apps
- Standard SCCB interface compatible with I2C interface
- Supports VGA, CIF, and resolutions lower than CIF for RGB (GRB 4:2:2, RGB565/555), YUV (4:2:2) and YCbCr (4:2:2) formats
- VarioPixel® method for sub-sampling
- Automatic image control functions including: Automatic Exposure Control (AEC), Automatic Gain Control (AGC), Automatic White Balance (AWB), Automatic Band Filter (ARF), and Automatic

Applications

- Cellular and Picture Phones
- Toys
- PC Multimedia
- Digital Still Cameras

Key Specifications

Array Element (VGA)	640 x 480
Power Supply	Digital Core 1.8VDC ±10%
	Analog 2.45V to 3.0V
	I/O 1.7V to 3.0V
Power Requirements	Active TBD
	Standby < 20 µA
Temperature Range	Operation -30°C to 70°C
	Stable Image 0°C to 50°C
Output Formats (8-bit)	<ul style="list-style-type: none"> • YUV/YCbCr 4:2:2 • RGB565/555 • GRB 4:2:2 • Raw RGB Data
Lens Size	1/6"
Chief Ray Angle	24°
Maximum Image Transfer Rate	30 fps for VGA
Sensitivity	1.1 V/Lux-sec
S/N Ratio	40 dB
Dynamic Range	TBD
Scan Mode	Progressive
Electronics Exposure	Up to 510:1 (for selected fps)
Pixel Size	3.6 µm x 3.6 µm
Dark Current	12 mV/s at 60°C
Well Capacity	17 K e
Image Area	2.36 mm x 1.76 mm
Package Dimensions	3785 µm x 4235 µm

Figure 1 OV7670/OV7171 Pin Diagram (Top View)

Résumé :

L'être humain a une tendance naturelle à faire appel à ses yeux pour communiquer avec les autres. C'est pourquoi la technique de la commande oculaire ou le balayage visuel constitue le meilleur mode d'accès à un dispositif de communication pour les personnes handicapées motrices et qui souffrent d'une incapacité de parler.

Ce projet a pour objet de développer un système de mesures de suivi oculaire permettant d'enregistrer les mouvements des yeux par l'utilisation de capteur à réflexion cornéenne, une caméra et une carte d'acquisition.

L'acquisition des signaux et des images sont faites par la carte Arduino UNO. Le logiciel Matlab permet de faire le traitement du signal et d'images, afin de déterminer les valeurs des seuils ainsi que le paramètre caractérisant l'image de l'œil prise par la caméra.

Les résultats seront utilisés pour commander des LEDs qui simulent la commande d'un autre système qui peut être un fauteuil roulant. Ce système au total permet de faciliter le déplacement à ce handicapé.

Mots clés : yeux, la commande oculaire, personnes handicapées motrices, incapacité de parler, capteurs infrarouges, Matlab, Arduino, Arduino UNO, LEDs.

ملخص :

الإنسان لديه ميل طبيعي لاستعمال عينيه للتواصل مع الآخرين. لهذا السبب، فإن تقنية السيطرة على تحريك العين أو المسح الضوئي للأعين هي أفضل وسيلة نركز عليها لعمل جهاز اتصال للأشخاص ذوي الإعاقة الحركية و الذين يعانون من عدم القدرة على الكلام في آن واحد.

يهدف هذا المشروع إلى تطوير نظام متابعة تحركات العين لتسجيل الحركات البصرية من خلال استخدام أجهزة الاستشعار للانعكاس القرني؛ كميرا و البطاقة الرقمية.

يتم الحصول على الإشارات والصور من قبل بطاقة اردوينو أونو وبرامج ماثلاب ويعمل لمعالجة الإشارات والصور من أجل الحصول على قيمة العتبة و أيضا العوامل المميزة لصورة العين المأخوذة بواسطة كميرا.

النتائج المتحصل عليها يتم استعمالها من أجل التحكم في صمامي ثنائي القطب الذي يحاكيين الذي يمكن أن يكون كرسي متحرك. هذا النظام في المجمل يعمل على تسهيل التنقل لدى معاقبي الحركة.

الكلمات المفتاحية : العين ، ذوي الإعاقة الحركية ، عدم القدرة على الكلام ، أجهزة الاستشعار؛ كميرا ، البطاقة الرقمية، اردوينو أونو، ماثلاب.

Abstract:

The human being has a natural tendency to appeal to his eyes to communicate with others. This is why the technique of eye control or visual scanning is the best way of accessing a communication device for people with motor disabilities who suffer from an inability to speak.

This project has for object to develop a measurement system of eye flow-up allowing to register the movements of eyes by sensor's use has corneal reflection, a camera and a card of acquisition .

The acquisition of the signals and the images are made by the Arduino UNO card .The Matlab software allows to make the processing of signal and images, to determine the values of thresholds as well as the parameter characterizing the image of the eye taken by camera

The results will be used to command LEDs which feigns the command of another system which can be a wheelchair. This system all in all allows facilitating the movement to this handicapped person

Keywords: eyes, motor disabilities, inability to speak, ocular follow-up, infrared sensors, Matlab, Arduino, Arduino UNO, LEDs.