

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

COMME EXIGENCE PARTIELLE
DE LA MAÎTRISE EN MATHÉMATIQUES ET INFORMATIQUE
APPLIQUÉES

PAR
DOMINIC ADAM

AUTOMATISATION ET ANALYSE DES RÉSULTATS DE TESTS SYMPTOMATIQUES LIÉES
AU COMPORTEMENT OCULAIRE POUR LA DÉTECTION DE FACULTÉS AFFAIBLIES PAR
L'ALCOOL OU LES DROGUES

SEPTEMBRE 2012

Université du Québec à Trois-Rivières

Service de la bibliothèque

Avertissement

L'auteur de ce mémoire ou de cette thèse a autorisé l'Université du Québec à Trois-Rivières à diffuser, à des fins non lucratives, une copie de son mémoire ou de sa thèse.

Cette diffusion n'entraîne pas une renonciation de la part de l'auteur à ses droits de propriété intellectuelle, incluant le droit d'auteur, sur ce mémoire ou cette thèse. Notamment, la reproduction ou la publication de la totalité ou d'une partie importante de ce mémoire ou de cette thèse requiert son autorisation.

Sommaire

Les facultés affaiblies ont été l'une des principales causes des nombreux accidents de véhicules motorisés durant ces dernières années. Il est certain que la société a fait beaucoup de chemin depuis ces dernières décennies. La sensibilisation à ce sujet est omniprésente de nos jours et à grandement améliorer le bilan routier pour ce types d'accidents. Par contre, de nos jours, on voit aussi apparaître un nouveau fléau. La conduite d'un véhicule sous l'emprise de médicaments ou de drogues.

Les policiers disposent de tests quand même efficaces pour leurs permettent de détecter qu'un individu est intoxiqué, mais ceux-ci sont assujettis à l'interprétation humaine. Donc, si l'odeur de l'alcool ou des signes de réduction de l'état général d'une personne ne sont pas présents, il se peut que les policiers ne s'aperçoivent pas que l'individu est sous l'influence d'une substance telle que les drogues par exemple.

L'objectif de cette recherche est donc de permettre d'automatiser les 3 principaux tests utilisés par les forces de l'ordre, soit le test du nystagmus horizontal, le test de dilatation et constriction de la pupille et le test de convergence. Cette automatisation va nous permettre, à l'aide d'une capture vidéo des yeux du suspect, de déceler la présence des facultés affaiblies chez un individu à l'aide de matériaux électroniques et informatiques.

Une plateforme et un logiciel ont donc été créés pour permettre d'effectuer ces 3 tests. Il permet d'effectuer chacun de ces tests, de faire la capture des vidéos des yeux du suspect pour chacun d'eux et d'en faire l'analyse des résultats. Cette analyse nous permettra d'indiquer la présence de facultés affaiblies.

Les résultats actuels sont encourageants et prometteurs. De plus ils nous permettent de croire, que d'en avenir rapproché, ce système pourra être mis en place et aider les policiers dans leurs détections de conduite sous l'influence d'alcool, de médicaments ou drogues.

Avant-propos et remerciements

Les différents tests utilisés par les policiers pour détecter les facultés affaiblies ont fait leurs preuves. Ils sont très efficaces et donnent de bons résultats. Par contre, ils sont assujettis à l'interprétation humaine. Donc, un risque d'erreurs est présent.

Pour diminuer ce risque d'erreurs, l'automatisation des tests était donc une des voies à suivre. Cette idée à vue le jour au début des années 2000, en analysant une séquence vidéo on pourrait détecter les présences de nystagmus [1].

L'ensemble des autres tests symptomatiques (programme d'évaluation du DRE) fut aussi mis en place quelques années plus tard [2].

Je voudrais donc, au départ, remercier ces 2 personnes pour leurs idées et contributions dans ce domaine. Ils m'ont grandement aidé à avoir une base solide sur lequel j'ai pu travailler.

Je voudrais aussi remercier M. François Meunier, professeur à l'Université du Québec à Trois-Rivières, pour son soutien, ses conseils, ainsi que sa contribution à me fournir des vidéos de qualité qui m'ont permis de faire avancer ce domaine.

J'aimerais aussi remercier mon employeur, la Commission scolaire de la Riveraine, mais particulièrement mon patron, M. Denis Pilotte, pour son ouverture d'esprit et sa flexibilité. Mes ajustements d'horaires au travail m'ont permis de mener à terme ce projet tout en me permettant de gagner ma vie.

Je ne voudrais pas non plus oublier les nombreux volontaires qui ont permis, par le passé, de faire évoluer les prototypes de capture d'images en donnant de leur temps pour tester ceux-ci. Sans ces prototypes, la capture d'images aurait été impossible et je n'aurais pas pu réaliser mon travail.

Pour terminer, j'aimerais remercier ma famille proche pour leur soutien ainsi que pour leur patience. Plus particulièrement, ma conjointe, Stéphanie Hamel, pour avoir pris soin de nos enfants pendant que je devais travailler sur ce projet.

Table des matières

Sommaire	ii
Avant-propos et remerciements.....	iii
Liste des figures.....	vii
Liste des tableaux.....	x
Chapitre 1 Introduction.....	1
1.1 Quelques faits.....	1
1.2 Objectifs et contenus de ce mémoire	2
Chapitre 2 Revue de la littérature	3
2.1 Introduction.....	3
2.2 Effets des médicaments et drogues sur le corps humain et sur la conduite	3
2.2.1 Médicaments et drogues	3
2.2.2 Capacité de conduire	4
2.3 Tests de détection des facultés affaiblies	8
2.3.1 Test de sobriété standardisé (SFT).....	8
2.3.2 Combinaisons des 3 tests.....	10
2.3.3 Test du nystagmus vertical (VGN).....	10
2.3.4 Information extraite des tests de HGN et VGN pour détecter les facultés affaiblies	11
2.4 Programme d'expert en reconnaissance de drogues (DRE)	15
2.4.1 Concentration d'alcool dans l'haleine ou le sang	15
2.4.2 Entretien avec le policier ayant procédé à l'arrestation	15
2.4.3 Examen préliminaire	15
2.4.4 Examen des yeux.....	16
2.4.5 Série d'examens d'attention partagée	16
2.4.6 Examen des signes vitaux	17

2.4.7 Examen de la dilatation des pupilles dans le noir (assorti d'un examen des cavités buccales et nasales)	17
2.4.8 Tonus musculaire	17
2.4.9 Examen des sites d'injection.....	17
2.4.10 Déclarations, interrogatoires.....	17
2.4.11 Opinion.....	17
2.4.12 Toxicologie (prélèvement et analyse d'échantillons).....	17
2.5 Techniques de détection	18
2.5.1 Estimation de l'orientation ou la direction du regard (ligne de mire).....	18
2.5.2 Détection du reflet.....	19
2.5.3 Zones du regard	19
2.5.4 Détection des pupilles.....	20
2.6 Recherches effectuées à l'Université du Québec à Trois-Rivières (U.Q.T.R.)	28
2.6.1 Premier projet.....	28
2.6.2 Deuxième projet	28
2.6.3 Troisième projet.....	30
2.7 Mesure du rythme cardiaque.....	42
2.8 Mesure de la température corporelle.....	43
2.9 Capteurs de la température corporelle et du rythme cardiaque	45
2.9.1 Capteur de battements cardiaques	45
2.9.2 Capteur de température	46
2.9.3 Protocole de communication et traitement des commandes.....	48
2.9.4 Résultats de l'acquisition des battements cardiaques	49
2.9.5 Résultats obtenus des capteurs de température	50
2.10 Conclusion	51
Chapitre 3 Méthode expérimentale	52
3.1 Introduction.....	52
3.2 Open CV.....	52
3.2.1 Traitement d'images.....	52

3.2.2 Traitement vidéos	52
3.2.3 Algorithmes d'apprentissages	53
3.2.4 Calculs Matriciels	53
3.2.5 Autres fonctionnalités.....	53
3.3 Prototype actuel.....	54
3.4 Techniques utilisées	56
3.4.1 Algorithmes généraux.....	56
3.4.2 Commandes Open CV (EMGU CV)	65
3.4.3 Calcul du diamètre de la pupille	70
3.4.4 Calcul angle d'orientation du regard	71
3.5 Classification du type de substance	73
3.6 Conclusion	75
Chapitre 4 Résultats appliqués et discussion.....	76
4.1 Introduction.....	76
4.2 Test de dilatation et constriction de la pupille	76
4.3 Test de nystagmus horizontal	78
4.4 Test de convergence	81
4.5 Conclusion	82
Chapitre 5 Conclusion	83
Références	84

Liste des figures

Figure 1 Démonstration d'un test de HGN en position assise [14].	9
Figure 2 Nombre de présences de nystagmus horizontal en fonction du taux d'alcoolémie dans le sang (BAC) [14].	11
Figure 3 Nombre de présences de nystagmus vertical en fonction du taux d'alcoolémie dans le sang (BAC) [14].	13
Figure 4 Caméra avec anneaux de lumières infrarouges [22].	18
Figure 5 Pupilles brillantes et sombres [23].	19
Figure 6 Zones du regard [23].	19
Figure 7 Caméra et lumières infrarouges [24].	20
Figure 8 Suivi de la pupille avec filtre de Kalman [23].	20
Figure 9 a) pupille brillante b) pupille sombre [24].	22
Figure 10 (a) Contours de la pupille et détermination du centre. (b) Détermination du rayon de l'iris [26].	23
Figure 11 Méthode de calibration personnelle [27].	24
Figure 12 Structure du globe oculaire [27].	25
Figure 13 Modèle géométrique du globe oculaire [27].	25
Figure 14 Caméra infrarouge [28].	26
Figure 15 Gauche : Image brillante. Centre : Image sombre. Droite : Différence entre les deux images [28].	26
Figure 16 Gauche : tous les candidats. Droite : Candidats classifiés [28].	27
Figure 17 Premier prototype [1].	28
Figure 18 Deuxième prototype [16-17].	29
Figure 19 Troisième prototype [18].	30
Figure 20 Détection de la position de la pupille [18].	31
Figure 21 Voisinages des reflets sur les cornées [18].	32
Figure 22 Histogramme des intensités des pixels [18].	32
Figure 23 Premier mode de l'histogramme [18].	33
Figure 24 Correction des reflets [18].	33
Figure 25 Détection de la pupille [18].	34
Figure 26 Correction de l'effet gruyère [18].	35
Figure 27 Méthode de Hough (Disque plein) [18].	35
Figure 28 Méthode de Hough (Disque pondéré) [18].	36
Figure 29 Méthode de Hough avec agrandissement [18].	37
Figure 30 Transformations géométriques 3D (Patron erronées) [18].	37

Figure 31 Taille de la pupille lors du test d'illumination (0 mg%) [18].	38
Figure 32 Taille de la pupille lors du test d'illumination (100 mg%) [18].	39
Figure 33 Suivi régulier, absence de nystagmus (0 mg%) [18].	39
Figure 34 Suivi régulier, nystagmus modéré (83 mg%) [18].	40
Figure 35 Suivi problématique, nystagmus modéré (100 mg%) [18].	40
Figure 36 Suivi problématique, nystagmus prononcé (133 mg%) [18]. Écart moyen = 4.66°.	41
Figure 37 Courbes similaires, pas de rapprochement [18].	41
Figure 38 Température d'un individu (homme et femme) selon l'endroit de détection [30].	43
Figure 39 Définition de termes utilisés dans la mesure de température d'un corps humain [30].	44
Figure 40 Comparaison des écarts de température durant 24 heures et selon la méthode : rectale ou sous l'aisselle [30].	44
Figure 41 Schéma du capteur de battements cardiaques [33].	45
Figure 42 Schéma de câblage du MLX90614 [33].	46
Figure 43 Précision du MLX90614 en fonction de l'angle d'incidence [33].	47
Figure 44 Sortie du comparateur après filtre [33].	49
Figure 45 Mesure de la température de la pièce et du corps humain [33].	50
Figure 46 Vue de face du prototype.	54
Figure 47 Vue de côté du prototype.	55
Figure 48 Carte permettant la communication entre le prototype et l'ordinateur.	56
Figure 49 Traitement générique d'une séance de tests.	57
Figure 50 Algorithme effectué pour le traitement de la première image de la vidéo de capture du test de nystagmus horizontal et de convergence.	58
Figure 51 Algorithme effectué pour le traitement des autres images de la vidéo de capture du test de nystagmus horizontal et de convergence.	59
Figure 52 Algorithme effectué pour le traitement de la première image de la vidéo de capture du test de dilatation et constriction.	60
Figure 53 Algorithme effectué pour le traitement des autres images de la vidéo de capture du test de dilatation et constriction.	61
Figure 54 Algorithme du script exécutée pour effectuer le test du nystagmus horizontal.	62
Figure 55 Algorithme du script exécuté pour effectuer le test de dilatation et constriction.	63
Figure 56 Algorithme du script exécuté pour effectuer le test de convergence.	64

Figure 57 Conversion en niveau de gris. Gauche : image originale. Droite : en niveau de gris.....	65
Figure 58 Érosion avec 3 itérations. Gauche : Image originale. Vers la droite : itération 1-2-3.....	65
Figure 59 Seuillage sur une image. Gauche : image originale. Droite : après seuillage... 66	
Figure 60 Sélection de l'ellipse qui est la pupille. Gauche : avant élimination. Droite : après élimination.	68
Figure 61 Définition de la largeur de l'œil.	70
Figure 62 Résultats au test de dilatation et constriction de la pupille.	77
Figure 63 Déplacement du regard de 0 à 45 degrés.....	78
Figure 64 Déplacements aller-retour de 0 degré ou près vers 45 degrés.	79
Figure 65 Cobaye avec un taux d'alcool de 200 mg d'alcool par 100 ml de sang (mg%). 80	
Figure 66 Test de convergence œil gauche et droit.	82

Liste des tableaux

Tableau 1 Risque d'avoir un accident mortel en fonction des drogues consommées [6].	3
Tableau 2 Capacité de conduire un véhicule en fonction du taux d'alcool dans le sang (g d'alcool/1000 ml de sang) [7].	4
Tableau 3 Influence des drogues illégales sur la capacité de conduire [7].	5
Tableau 4 Influence des médicaments sur la capacité de conduire [7].	6
Tableau 5 Indicateurs majeurs en fonction des catégories de drogues [12].	7
Tableau 6 Sensibilité, taux de fausses alarmes, exactitude et indice de détectabilité pour les données du test de HGN pour chaque position et avec 2 pourcentages de BAC (0.08 g% et 0.10 g%) [14].	12
Tableau 7 Fiabilité des postures, fiabilité et exactitude des tests et des tests de confirmation pour le test du HGN [14].	12
Tableau 8 Sensibilité, taux de fausses alarmes, exactitude et indice de détectabilité pour les données du test de VGH pour chaque position et avec 2 pourcentages de BAC (0.08 g% et 0.10 g%) [14].	14
Tableau 9 Fiabilité des postures, fiabilité et exactitude des tests et des tests de confirmation pour le test du VGN [14].	14
Tableau 10 Valeurs attribuées à chaque signe pour permettre la classification.	73
Tableau 11 Classification de l'exemple.	74

Chapitre 1 Introduction

1.1 Quelques faits

La mentalité des gens a beaucoup évoluée depuis ces dernières décennies. Il y a de plus en plus de sensibilisation et d'éducation faite pour enseigner les risques et conséquences de conduire avec des facultés affaiblies. On est rendu loin de l'époque où les gens se promenaient en voiture avec une bière entre les jambes.

Cependant, « l'alcool et la vitesse demeurent encore l'une des principales causes d'accidents avec décès sur les routes du Québec. De 2005 à 2009, annuellement, les accidents dus à l'alcool ont causé, en moyenne, 31 % des décès, 16 % des blessés graves et 5 % des blessés légers »¹. Par contre, on remarque une nette amélioration concernant les décès dus à l'alcool au volant. En 30 ans, de 1978 à 2008, le nombre de décès est passé de 800 à 200 [3]. Soit une diminution de 75 %.

Il y a encore du chemin à faire, certains diront qu'un décès est encore un décès de trop. De plus, il ne faudrait pas non plus exclure les médicaments et drogues qui sont eux aussi des substances qui affaiblissent nos facultés à bien conduire un véhicule.

Selon une étude menée par la Société d'assurance automobile du Québec (S.A.A.Q) de 1999 à 2002 [5]. On a décelé la présence d'alcool ou de drogues chez 46,4 % des conducteurs qui sont décédés suite à un accident avec un véhicule. Il y avait aussi présence de drogues chez près de 25 % d'entre eux. Les principales drogues trouvées étaient le cannabis, la cocaïne et dans les médicaments se sont les somnifères et les tranquillisants qui sont les plus souvent retrouvés.

Le défi est donc de taille, certes il existe déjà des tests efficaces que les policiers utilisent pour déceler les conducteurs fautifs tels que les tests de sobriété standardisés ou *Standardized Field Sobriety Test* (SFT) ou le programme *Drug Evaluation and Classification* (DEC) aussi connu sous le nom de *Drug Recognition Expert* (DRE). Mais tous ces tests sont effectués par des humains, alors l'interprétation des résultats peut différer d'une personne à l'autre. Ce qui occasionne que certaines personnes, prisent avec des facultés affaiblies, réussissent quand même à passer au travers de ces tests et sont ainsi relâchés quand il ne faudrait pas.

¹ Société de l'assurance automobile du Québec, La conduite avec les facultés affaiblies par l'alcool

1.2 Objectifs et contenus de ce mémoire

Ce mémoire aura donc pour but de vous expliquer en détails ce que sont les facultés affaiblies ainsi que vous démontrer qu'il est possible d'automatiser 3 principaux tests du DRE, soit le test de nystagmus horizontal, le test de dilatation et constriction de la pupille ainsi que le test de convergence. Il sera démontré qu'à l'aide des captures d'images de l'œil d'un sujet, provenant d'un vidéo, on est en mesure de retrouver toute l'information nécessaire pour nous permettre d'en arriver avec un résultat fiable qui vient corroborer les tests d'échantillon d'haleine ou de prise de sang.

Ce mémoire sera divisé en plusieurs parties. Premièrement, nous regarderons l'effet, qu'a sur le corps humain et sur sa conduite, les principaux médicaments ou drogues. Par la suite, nous expliquerons en détails tous les différents tests utilisés par les policiers afin de détecter les facultés affaiblies. Ensuite, nous regarderons ce qui a été fait par le passé dans le domaine de la détection des pupilles, étape importante pour l'implémentation automatique des tests symptomatiques impliquant les réflexes oculaires comme le nystagmus horizontal, la dilatation / constriction de la pupille et la convergence. Suivra la description de la méthode expérimentale proposée, puis, nous vérifierons les résultats appliqués de cette méthode et en discuterons. Pour conclure, nous ferons un bref retour sur tout ce qui a été dit sur ce sujet.

Chapitre 2 Revue de la littérature

2.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous allons tout d'abord voir les effets qu'on les médicaments, l'alcool et les drogues sur le corps humain. Par la suite, nous allons regarder les différents tests utilisés par les policiers pour détecter les facultés affaiblies, de même que ce qui a déjà été fait dans le domaine pour permettre la détection de différents objets d'importances dans une image. Pour terminer, nous ferons un survol des différents projets déjà réalisés à l'U.Q.T.R. dans ce domaine.

2.2 Effets des médicaments et drogues sur le corps humain et sur la conduite

2.2.1 Médicaments et drogues

Comme l'alcool, les médicaments et la majorité des drogues diminuent la capacité de conduire. Les médicaments les plus redoutables sont les déprimeurs du système nerveux. Ils augmentent l'effet de l'alcool tout en ayant eux-mêmes leurs effets.

« Parmi les plus couramment utilisés, retenons ceux que l'on prescrit pour le soulagement de l'anxiété et de l'insomnie, comme le Valium et l'Ativan. Les sédatifs (calmants) et les hypnotiques (sommifères) sont également dangereux. Il en va de même pour la plupart des antihistaminiques (pour les symptômes d'allergie) et des autres tranquillisants mineurs. En plus de ces drogues vendues en pharmacie, les autres, telles que le cannabis, les hallucinogènes et les inhalants, sont également incompatibles avec la conduite d'un véhicule »².

LES MÉLANGES IMPLIQUANT L'ALCOOL ET UN AUTRE PSYCHOTROPE SONT LES PLUS DANGEREUX.

Risque d'avoir un accident mortel lorsque vous avez consommé :		
Drogues	Seul	Avec alcool > 80 mg %
Alcool > 80 mg %	X 70,0	
Cannabis	X 1,6	X 203
Cocaïne	X 4,5	X 500
Benzodiazépine	X 3,9	Indéterminé

Tableau 1 Risque d'avoir un accident mortel en fonction des drogues consommées [6].

² Société de l'assurance automobile du Québec, Les médicaments et les drogues, <http://www.saaq.gouv.qc.ca/prevention/alcool/comprendre/drogues.php>

En analysant le Tableau 1, on remarque que si on prend que de l'alcool et que l'on dépasse le 80 mg, on a 70 fois plus de chance de faire un accident mortel, contrairement à 1,6 fois plus de chance pour le cannabis et 4,5 fois plus de chance pour la cocaïne. Ce qui est très préoccupant, c'est le mélange de drogues et d'alcool. On voit les risques monter en flèche, 203 fois plus de chance si on combine cannabis et alcool et 500 fois plus de chance si on combine cocaïne et alcool.

2.2.2 Capacité de conduire

2.2.2.1 Effets de l'alcool

Le Tableau 2 démontre comment la capacité de conduire un véhicule est affectée par le taux d'alcool dans le sang (g d'alcool/1000 ml de sang).

0,2 – 0,5 pour mille	L'attention, la faculté de perception, les facultés visuelles et auditives baissent, le temps de réaction augmente, de même que la propension à prendre des risques.
0,6 – 1,0 pour mille	L'équilibre est perturbé, le temps de réaction augmente nettement, la vision de nuit et la faculté de concentration diminuent. Levée des inhibitions et augmentation de la tendance à surestimer ses propres capacités.
1,1 – 2,0 pour mille	Apparition de troubles de l'élocution, de confusion, de difficultés d'orientation et d'une vision tubulaire, les yeux s'adaptent plus lentement au contrastes entre la lumière et la nuit.
Plus de 2 pour mille	Apparition de trous de mémoire, de troubles de la conscience, de pertes de la coordination. Risque d'intoxication alcoolique aiguë, pouvant s'accompagner de paralysies et d'un arrêt respiratoire.

Tableau 2 Capacité de conduire un véhicule en fonction du taux d'alcool dans le sang (g d'alcool/1000 ml de sang) [7].

2.2.2.2 Effets des principales drogues

Le Tableau 3 démontre l'influence des drogues illégales sur la capacité de conduire.

Cannabis	La perception et la coordination motrice sont perturbées, le temps de réaction s'allonge, la fatigue se manifeste, les réactions sont trop lentes, les automatismes bien rôdés sont perturbés (particulièrement en situation de stress), les réserves de capacité diminuent, l'attention se porte sur des détails d'importance secondaire.
Opiacés, héroïne, morphine	L'attention et la capacité de perception diminuent, les mouvements sont plus lents, le temps de réaction s'allonge, une somnolence et une apathie se manifestent, la vision de nuit se péjore (rétrécissement de la pupille).
Cocaïne	Le conducteur surestime ses capacités, alors qu'en réalité elles sont diminuées. La concentration et l'attention faiblissent, l'irritabilité, l'agressivité et la levée des inhibitions augmentent. Les pupilles se dilatent, ce qui diminue l'adaptation à une lumière vive (éblouissement). Lorsque les effets se dissipent, ils font place à la fatigue, voire à l'épuisement.
Amphétamines, méthamphétamines	Perte du sens des réalités et mauvaise appréciation des situations, la propension à prendre des risques augmente, les pupilles sont dilatées et ne réagissent pas à l'éblouissement. Lorsque les effets se dissipent, ils font place à la fatigue, voire à l'épuisement.
Entactogènes (ecstasy)	La propension à prendre des risques augmente, les capacités diminuent, la confusion et la levée des inhibitions augmentent. Lorsque les effets se dissipent, ils font place à la fatigue, à l'épuisement et à des difficultés de concentration.
Hallucinogènes	Confusion, hallucinations, problèmes de coordination, perte du sens des réalités. La faculté d'attention peut diminuer au point de disparaître complètement. Lorsque les effets se dissipent, ils peuvent faire place à l'épuisement.

Tableau 3 Influence des drogues illégales sur la capacité de conduire [7].

2.2.2.3 Effets des principaux médicaments

Le Tableau 4 démontre l'influence des médicaments sur la capacité de conduire

Somnifères et tranquillisants	Somnolence, augmentation du temps de réaction, réduction des capacités psychomotrices, apathie, troubles de la concentration, mais aussi états d'excitation.
Antalgiques	Léthargie, somnolence, euphorie
Autres analgésiques	Vertiges et des nausées (surtout en cas de surdosage)
Médicaments contre l'allergie (antihistaminiques)	Somnolence, léthargie et, parfois, des états d'excitation sont possibles.
Médicament contre les maux du voyage	Somnolence et allongement du temps de réactions.
Relaxants musculaires	Temps de réaction allongé, somnolence et réduction des capacités psychomotrices.
Antiépileptiques	Effet soporifique, temps de réaction allongé, réduction des capacités psychomotrices. En cas de changement de dosage, des modifications importantes de l'état général peuvent survenir.
Médicaments contre l'hypertension	Allongement du temps de réaction, troubles de la concentration, somnolence. En cas d'usage de vasodilatateur: maux de tête, vertiges et troubles circulatoires.
Médicaments contre la toux	Allongement du temps de réaction et somnolence.
Médicaments contre l'hyperglycémie	Du fait d'un sous-dosage ou d'un surdosage passager, la glycémie peut s'avérer trop élevée ou trop basse. La vision crépusculaire et l'acuité visuelle peuvent être diminuées.
Diurétiques	Diminution de la capacité visuelle. Dans des situations de stress, une hyperventilation peut survenir.
Médicaments entraînant une dilatation ou un rétrécissement de la pupille	Réduction de la vision crépusculaire et l'acuité. Il y a risque d'éblouissement en cas de pupilles dilatées.
Cortisone	Limitation l'acuité visuelle
Neuroleptiques	Réduction des capacités psychomotrices et perturbation de la faculté de concentration.
Antidépresseurs	Troubles circulatoires, diminution de l'acuité visuelle, tendance à être vite fatigué, surestimation des capacités.
Stimulants et médicaments coupe-faim agissant sur le cerveau	Tendance à surestimer ses capacités et brusques accès de fatigue.
Lithium	Au début du traitement surtout, allongement du temps de réaction, tremblements et nausées.
Médicaments contre le syndrome de Parkinson	Certaines substances peuvent allonger le temps de réaction, une fatigue peut survenir.
Médicament contre la diarrhée	Certaines substances peuvent allonger le temps de réaction, une fatigue peut survenir.
Substances anesthésiantes	Réactions après une narcose (pouvant se manifester durant 48 heures): léthargie, allongement du temps de réaction, somnolence.
Médicaments à base de plantes contenant de l'alcool	Lors de la prise de doses importantes, les effets de l'alcool se font sentir.

Tableau 4 Influence des médicaments sur la capacité de conduire [7].

2.2.2.4 Indicateurs majeurs en fonction des catégories de drogues

Dans le Tableau 5, on démontre les principaux signes que l'on peut observer chez un individu en fonction du type de drogues présent dans le système de celui-ci. Ce tableau sera très pratique dans le futur pour nous permettre de faire de la classification. En effectuant plusieurs tests chez un individu tels que le HGN, le test de convergence, le test de dilatation et constriction de la pupille ainsi que la mesure des battements cardiaques. On sera en mesure d'affirmer avec une bonne certitude, la catégorie de drogue qui a été prise par l'individu.

MAJOR INDICATORS	CNS DEPRESSANTS	CNS STIMULANTS	HALLUCINOGENS	PCP	NARCOTIC ANALGESICS	INHALANTS	CANNABIS
HGN	Present	None	None	Present	None	Present	None
VGN	Present (High Dose)*	None	None	Present	None	Present (High Dose)*	None
LACK OF CONVERGENCE	Present	None	None	Present	None	Present	Present
PUPIL SIZE	Normal (1)	Dilated	Dilated	Normal	Constricted	Normal (4)	Dilated (6)
REACTION TO LIGHT	Slow	Slow	Normal (3)	Normal	Little or None Visible	Slow	Normal
PULSE RATE	Down (2)	Up	Up	Up	Down	Up	Up
BLOOD PRESSURE	Down	Up	Up	Up	Down	Up/Down (5)	Up
BODY TEMPERATURE	Normal	Up	Up	Up	Down	Up/Down/Normal	Normal

*high dose for that particular individual

NOTES: These indicators are those most consistent with the category, keep in mind that there may be variations due to individual reaction, dose taken and drug interactions.

1. SOMA, Quaaludes usually dilate pupils.
2. Quaaludes and ETOH may elevate.
3. Certain psychedelic amphetamines cause slowing.
4. Normal but may be dilated.
5. Down with anesthetic gases, up with volatile solvents and aerosols.
6. Pupil size possibly normal.

Tableau 5 Indicateurs majeurs en fonction des catégories de drogues [12].

2.3 Tests de détection des facultés affaiblies

2.3.1 Test de sobriété standardisé (SFT)

Ce test est une batterie de trois tests administrés et évalués de façon standardisée. Ils permettent d'obtenir des indicateurs validés de facultés affaiblies et permettent ainsi d'avoir des raisons valables pour permettre une arrestation. Ces tests ont été développés suite à des résultats d'une recherche parrainée par le National Highway Traffic Safety administration (NHTSA) et menée par le Southern California Institute Research.

2.3.1.1 Test du nystagmus horizontal (HGN Testing)

Un nystagmus horizontal est un mouvement involontaire de l'œil qui se produit quand le regard est dirigé vers les côtés. Dans des circonstances normales, le nystagmus se produit lorsque les yeux sont tournés vers des angles périphériques très élevés. Cependant, quand une personne a les facultés affaiblies par l'alcool ou les drogues, on peut remarquer la présence de nystagmus avec des angles beaucoup moins prononcés. Une personne en état d'ébriété aura souvent des difficultés à suivre, de façon fluide et continue, un objet en mouvement.

Le test se déroule comme suit (voir figure 1) :

Le policier observe les yeux d'un suspect à tour de rôle. La démarche consiste à suivre horizontalement un petit objet tel qu'une lampe de poche ou un stylo. Le suspect doit suivre l'objet en question et le policier essaie de remarquer trois indicateurs précis qui va lui permettre de détecter des anomalies.

Les indicateurs sont les suivants :

- L'œil doit suivre l'objet en mouvement de façon fluide;
- Les saccades sont distinctes quand l'œil est à l'écart maximum;
- L'angle des apparitions des mouvements involontaires se situe dans les 45 degrés du centre.

Si pour les deux yeux on remarque une présence de 4 mouvements involontaires ou plus. Le suspect a probablement un taux d'alcoolémie égal ou supérieur à 0,08. Ainsi, selon les recherches du NHTSA, il a été démontré que ce test permet de classer correctement 88 % des suspects [8].

De plus, le test du HGN peut aussi également indiquer la consommation de certains médicaments ou de drogues tels que les barbituriques et autres déprimeurs.



Figure 1 Démonstration d'un test de HGN en position assise [14].

2.3.1.2 Marche et se retourner (Walk and Turn)

Ce test divise l'attention du suspect et s'exécute de la façon suivante : L'individu doit suivre les directives du policier qui lui demande d'effectuer des simples exercices physiques. La plupart des personnes non intoxiquées réalisent facilement ce genre de mouvement. Par contre, les personnes en facultés affaiblies ont de la difficulté à diviser leurs attentions sur des activités mentales et physiques qui se déroulent simultanément.

Dans ce test, le sujet doit faire 9 pas en ligne droite en déposant le pied avec le talon, puis les orteils. Après cette étape, il doit faire demi-tour et refaire la même démarche dans le sens opposé.

Le policier analyse la démarche pour retrouver l'un de ces 8 indicateurs :

- Ne peut pas garder son équilibre en performant le test;
- Commence le test avant que les instructions finissent;
- Arrête de marcher pour reprendre son équilibre;
- Ne dépose pas le talon en premier, puis les orteils;
- Ne suit pas la ligne lorsqu'il marche;
- Utilise ses bras pour balancer son équilibre;
- Ne se retourne pas correctement;
- Ne fait pas le nombre de pas demandé.

Encore une fois, les recherches du NHTSA ont démontrées que 79 % des individus qui démontrent une défaillance à 2 de ces tests et plus, ont un taux d'alcoolémie supérieur ou égal à 0.08 g% [8].

2.3.1.3 Se tenir sur un pied (One leg Stand)

Dans ce test, le suspect doit se tenir sur une jambe, en laissant son pied surélevé à 6 pouces du sol. Il doit compter haut et fort par millier (1000, 2000, 3000...) durant une période de 30 secondes. Pendant ce temps, le policier essaie de retrouver 4 de ces indicateurs :

- Se balance en tentant de garder son équilibre;
- Utilise ses bras pour tenir son équilibre;
- Saute pour tenir son équilibre;
- Place le pied élevé sur le sol.

Les recherches du NHTSA ont démontrées que 83 % des individus qui démontrent une défaillance à 2 de ces tests et plus, vont avoir un taux d'alcoolémie supérieur ou égal à 0.08 [8].

2.3.2 Combinaisons des 3 tests

Quand les trois tests sont combinés, les policiers peuvent affirmer qu'ils sont sûrs à 91 % que la personne qui a subi le test a les facultés affaiblies par l'alcool [8].

2.3.3 Test du nystagmus vertical (VGN)

Ce test est effectué conformément aux lignes directrices de la NHTSA. Le stimulus a lieu devant la figure du sujet à environ 12 à 15 pouces (30 à 38 cm) du nez. Le sujet doit conserver sa tête droite et doit suivre le stimulus avec les yeux seulement. Le stimulus est élevé jusqu'à ce que les yeux du sujet soient au plus haut du regard possible. La position doit être maintenue pendant environ 4 secondes. On essaie ainsi de détecter la présence de nystagmus, mais de façon verticale [14].

2.3.4 Information extraite des tests de HGN et VGN pour détecter les facultés affaiblies

2.3.4.1 Nystagmus horizontal

Une étude a été effectuée pour prouver la véracité de ce test [6]. Elle a été réalisée sur 96 sujets et les tests ont été effectués par des policiers qualifiés. Les tests ont été réalisés sur les volontaires qui ont été placés dans 3 positions différentes, soit debout, en position assise et en position couchée.

Voici en détails les résultats de l'étude. Les schémas (Figure 2, Tableaux 6 et 7) nous démontrent que la présence de nystagmus s'accroît en fonction du taux d'alcoolémie dans le sang. On remarque aussi que si on obtient 4 présences ou plus de HGN, il est fort probable que la personne ait un taux d'alcoolémie égal ou supérieur à 0.08 g%. Il est aussi prouvé que ce test est fiable pour déterminer la présence de facultés affaiblies chez un individu.

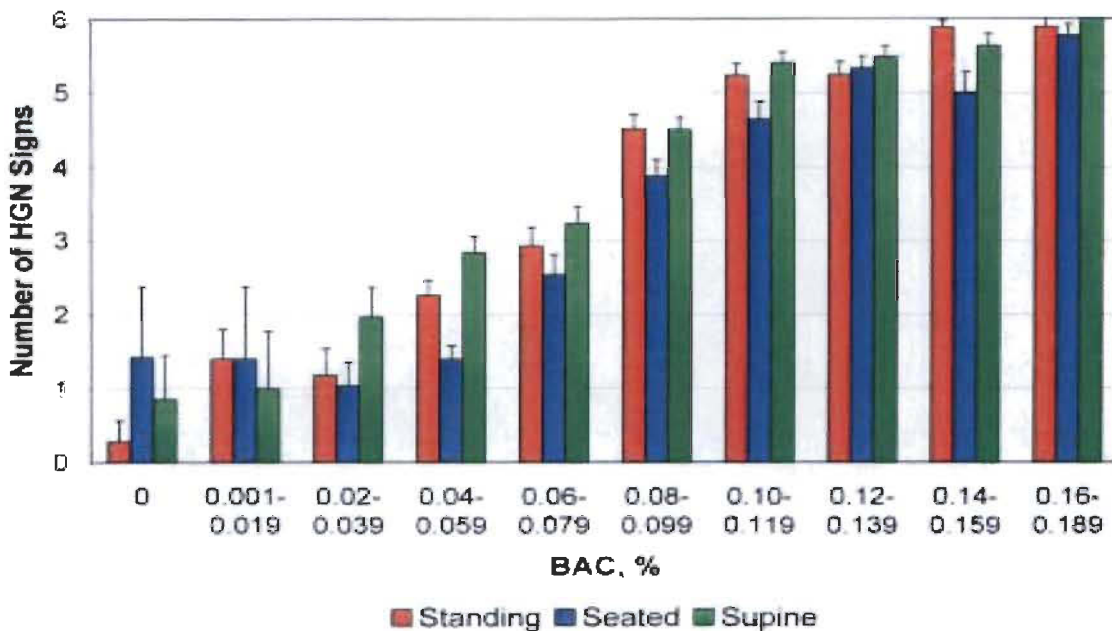


Figure 2 Nombre de présences de nystagmus horizontal en fonction du taux d'alcoolémie dans le sang (BAC) [14].

Table 3. Sensitivity, false alarm rate, accuracy, and detectability index for HGN data at each test posture at two criterion blood alcohol concentration (0.08% and 0.10%)*

BAC = 0.08%	Posture			McKnight et al.
	Standing	Seated	Supine	
Sensitivity	0.890	0.799	0.891	0.75
False alarm rate	0.367	0.285	0.462	0.32
Accuracy	77.3%	76.1%	73.0%	71%
<i>d'</i>	1.568	1.407	1.326	1.15
BAC = 0.10%	Standing	Seated	Supine	Good and Augsburg
Sensitivity	0.956	0.887	0.969	0.96
False alarm rate	0.503	0.408	0.561	0.82
Accuracy	64.7%	68.9%	61.3%	90%
<i>d'</i>	1.698	1.442	1.708	0.88

d', Detectability index; *HGN*, horizontal gaze nystagmus; and *BAC*, blood alcohol concentration.

* Included for comparison are calculations based on the data recorded by McKnight et al., 29 testing in a seated posture, and Good and Augsburg, 5 testing in a standing posture.

Tableau 6 Sensibilité, taux de fausses alarmes, exactitude et indice de détectabilité pour les données du test de HGN pour chaque position et avec 2 pourcentages de BAC (0.08 g% et 0.10 g%) [14].

Table 4. Inter-posture reliabilities, test–retest reliabilities, and test–retest accuracy for the HGN test conducted at different postures and by pairs of evaluators*

Posture:	Reliability			Accuracy
	Seated	Supine	Test-retest	Test-retest
Standing	0.672	0.616	0.589	76.1%
Seated	—	0.638	0.653	73.1%
Supine	—	—	0.713	84.7%

HGN, Horizontal gaze nystagmus.

* All reliabilities are significant at $p = 0$.

Tableau 7 Fiabilité des postures, fiabilité et exactitude des tests et des tests de confirmation pour le test du HGN [14].

2.3.4.2 Nystagmus vertical

Ce test a été effectué à la suite du test de HGN vu précédemment [14]. Les résultats montrent que les VGN sont présents seulement dans le cas où le BAC est élevé dans le sang. Il a aussi été confirmé que le VGN est présent seulement lorsque des signes de HGN ont été trouvés. Il peut donc être utilisé pour identifier de hauts niveaux d'intoxication. De plus, le test du VGN pourrait aussi être utilisé pour identifier la présence de facultés affaiblies causées par la drogue telle que les dépresseurs, les substances inhalées ou les PCP, séparément ou en combinaison ou avec de l'alcool.

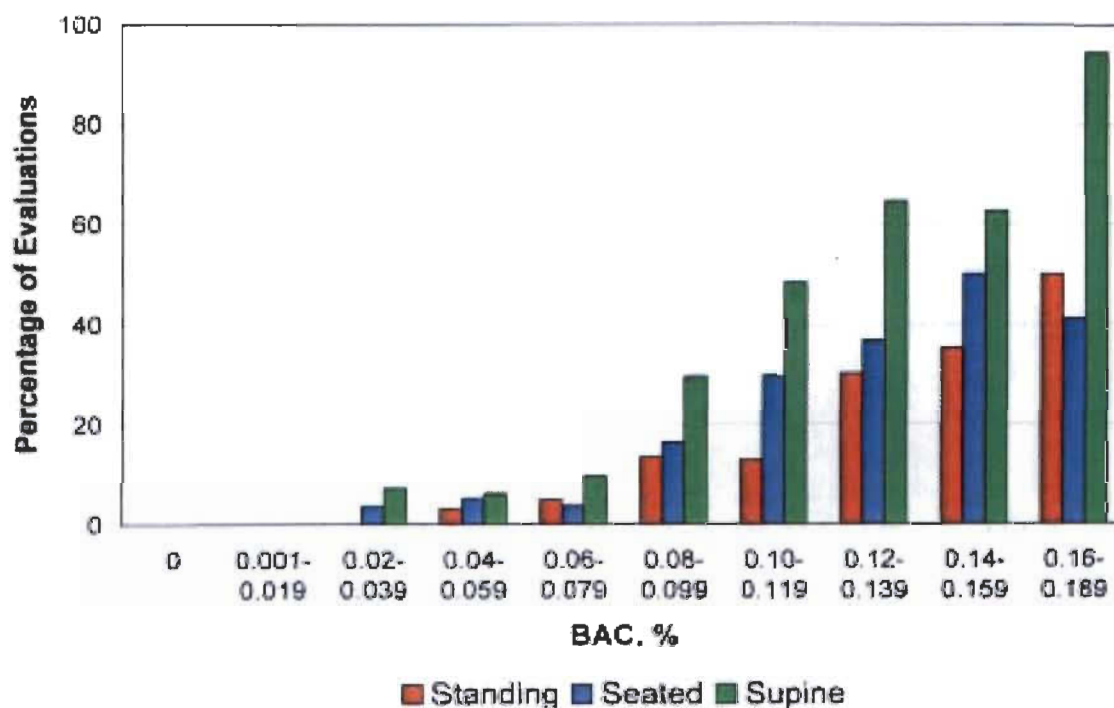


Figure 3 Nombre de présences de nystagmus vertical en fonction du taux d'alcoolémie dans le sang (BAC) [14].

Table 5. Sensitivity, false alarm rate, accuracy, and detectability index for VGN data at each test posture at two criterion blood alcohol concentrations (0.08% and 0.10%)*

BAC = 0.08%	Posture		
	Standing	Seated	Supine
Sensitivity	0.215	0.289	0.485
False alarm rate	0.032	0.041	0.072
Accuracy	0.560	0.594	0.687
<i>d'</i>	1.066	1.184	1.420
BAC = 0.10%	Standing	Seated	Supine
Sensitivity	0.268	0.371	0.610
False alarm rate	0.065	0.080	0.144
Accuracy	0.718	0.739	0.775
<i>d'</i>	1.897	1.074	1.341

d': Detectability index; **VGN**, vertical gaze nystagmus; and **BAC**, blood alcohol concentration.

Tableau 8 Sensibilité, taux de fausses alarmes, exactitude et indice de détectabilité pour les données du test de VGN pour chaque position et avec 2 pourcentages de BAC (0.08 g% et 0.10 g%) [14].

Table 6. Inter-posture reliabilities, test–retest reliabilities, and test–retest accuracy for the VGN test conducted at different postures and by pairs of evaluators*

Posture:	Reliability			Accuracy
	Seated	Supine	Test-retest	Test-retest
Standing	0.324	0.357	0.369	85.4%
Seated	—	0.391	0.401	83.0%
Supine	—	—	0.515	79.7%

VGN, Vertical gaze nystagmus.

* All reliabilities are significant at $p = 0$.

Tableau 9 Fiabilité des postures, fiabilité et exactitude des tests et des tests de confirmation pour le test du VGN [14].

2.4 Programme d'expert en reconnaissance de drogues (DRE)

Il a été conçu dans les années 1970 par le Service de police de Los Angeles en Californie. Il fournit un protocole rigoureux qui permet d'identifier les conducteurs qui sont sous l'influence de drogues et permet d'identifier de quel type de drogues il s'agit. Il fournit une procédure normalisée qui permet d'obtenir une preuve tangible pour permettre de condamner quelqu'un. C'est un processus complexe qui contient 12 étapes [11].

2.4.1 Concentration d'alcool dans l'haleine ou le sang

Dans un premier temps, si le policier détecte des anomalies dans le comportement d'un individu qui pourrait laisser croire à des facultés affaiblies, il effectue un test de concentration d'alcool dans l'haleine ou le sang pour déterminer la présence d'alcool.

Avec le résultat de l'analyse, il est en mesure de dire si le comportement du suspect est dû à l'alcool ou pas. Dans le cas échéant, Il ne va pas plus loin. Il considère que les réactions découvertes sont dues à l'alcool. Par contre, si aucune présence d'alcool n'est décelée, il demande alors à un expert en reconnaissance des drogues (DRE) de procéder à une évaluation plus poussée.

2.4.2 Entretien avec le policier ayant procédé à l'arrestation

Le DRE débute son investigation en regardant tout d'abord les résultats au test d'alcoolémie dans le sang. Il discute aussi avec le policier qui a fait l'arrestation afin de connaître tous les détails et circonstances de l'arrestation. Il essaie de savoir si le suspect a posé certains gestes ou dit certaines paroles qui pourraient aider à faire avancer l'enquête. Il demande aussi au policier, si certaines pièces à convictions ont été trouvées lors de mise sous arrêt, par exemple une pipe ou un sac qui pourrait contenir de la drogue.

2.4.3 Examen préliminaire

Le DRE commence avec une évaluation sommaire, question de voir si l'individu ne pourrait pas souffrir d'un problème de santé ou n'aurait pas certains problèmes physiques qui pourraient être la cause des comportements soupçonnés. Par la suite, il débute par une série de questions concernant la santé de l'individu, les médicaments qui lui seraient prescrits, la dernière fois où il aurait pris de la drogue et de quel type, les derniers repas ingérés, etc.

Il observe ensuite les pupilles du suspect pour voir si les 2 pupilles sont de même grosseur. Si la différence de grosseur est de plus de 0.05 millimètre, l'individu pourrait souffrir d'une maladie ou problèmes neurologiques. Il essaie de voir aussi si l'individu est capable de suivre un objet en mouvement de façon fluide et continu. Il effectue aussi une mesure du pouls de la personne en 3 occasions différentes afin de voir les différences qui pourraient y être observées ce qui permet aussi de déterminer l'état de santé tout au long du processus. Si l'expert croit que les drogues sont en cause, il poursuit l'évaluation.

2.4.4 Examen des yeux

Le DRE effectue le test du « Horizontal gaze nystagmus » (HGN) et le test du « vertical gaze nystagmus » (VGN). Il effectue aussi le test de convergence de la vision. Si un individu manque de convergence lorsqu'il essaie de suivre un stimulus qui se rapproche vers son nez, il est possible que la raison de ces problèmes soit due à un type de drogue ou à l'alcool. Il en va de même pour des défaillances dans les tests de nystagmus qui pourraient être causées par la prise de médicaments ou drogues.

2.4.5 Série d'examens d'attention partagée

L'évaluateur effectue 4 tests psychophysiques :

- Signe de Romberg
 - « Le patient doit se tenir debout, talons joints, bras tendus sur le côté du corps, puis fermer les yeux. Si l'on observe une aggravation non latéralisée du déséquilibre à l'occlusion des yeux ou une oscillation des membres supérieurs, on en conclut que le patient est atteint d'une défaillance de la sensibilité proprioceptive, car il n'y a plus d'adaptation automatique. C'est ce qu'on appelle le signe de Romberg ». ³ Il doit compter lentement jusqu'à 30 secondes.
- Marche et se retourner (Walk and turn)
- Se tenir sur un pied
- Le test du doigt sur le nez
 - Il consiste à tenir sa tête en arrière avec les yeux fermés, puis de façon aléatoire et selon les instructions de l'évaluateur, toucher son nez avec l'index qui a été demandé.

Avec ces tests, il est en mesure de savoir si les facultés psychomotrices et de division d'attention sont normales ou pas.

³ Signe de Romberg ([www.wikipedia.org](http://fr.wikipedia.org/wiki/Signe_de_Romberg)) http://fr.wikipedia.org/wiki/Signe_de_Romberg

2.4.6 Examen des signes vitaux

Le DRE prend les signes vitaux du suspect. Certains types de drogue haussent le rythme cardiaque, tandis que d'autres l'abaissent. Des signes vitaux anormaux peuvent être la cause d'une prise de médicaments ou de drogues.

2.4.7 Examen de la dilatation des pupilles dans le noir (assorti d'un examen des cavités buccales et nasales)

Il examine ensuite les pupilles de l'individu sous trois types d'éclairages différents. Il mesure ensuite la grosseur de la pupille en fonction de l'exposition à ces éclairages. Certaines drogues grossissent la pupille, tandis que d'autres la diminuent. Certaines substances ralentissent le processus de contraction ou de dilatation de la pupille.

2.4.8 Tonus musculaire

Les drogues ont aussi une influence sur le tonus musculaire. Certaines rendent les muscles plus rigides, d'autres les rendent plus mous. L'évaluateur tente donc de trouver ce genre d'anomalie.

2.4.9 Examen des sites d'injection

Le DRE essaie de retrouver des endroits sur le corps où il aurait pu avoir présence de piqûres. Il reprend aussi les signes vitaux pour une dernière fois.

2.4.10 Déclarations, interrogatoires

Il repose une série de questions concernant les habitudes de consommation de l'individu.

2.4.11 Opinion

Selon les résultats des tests précédents, le DRE se forme une opinion sur l'état dans lequel se situe son suspect. Dans le cas où il pense que la drogue est en cause, il en détermine la catégorie à l'aide de son expérience et à l'aide de la référence du Tableau 5.

2.4.12 Toxicologie (prélèvement et analyse d'échantillons)

Le DRE demande un échantillon d'urine, de sang ou de salive pour effectuer une analyse de ceux-ci.

2.5 Techniques de détection

2.5.1 Estimation de l'orientation ou la direction du regard (ligne de mire)

La direction du regard peut être trouvée en déterminant l'orientation de la figure, et par la suite l'orientation des yeux. L'orientation de la figure détermine la direction globale de la ligne de mire et la direction des yeux détermine la direction locale du regard.

L'ensemble du regard local et global précise le regard final d'une personne. Les approches les plus communes pour l'évaluation oculaire basée sur le regard fixe sont basées sur le regard local en utilisant la position relative entre la pupille et le reflet sur la cornée, à l'aide d'un appareil photo à distance.

En supposant la tête statique, les méthodes basées sur cette idée utilisent le reflet (glint) comme point de référence, ainsi le vecteur entre le reflet et le centre de la pupille va déterminer la direction du regard. Par contre, ces méthodes fonctionnent très bien seulement dans le cas où la tête ne bouge pas, ainsi un petit mouvement de la tête peut fausser cette technique [22].

La Figure 4 représente l'appareil photo utilisé pour faire les tests.

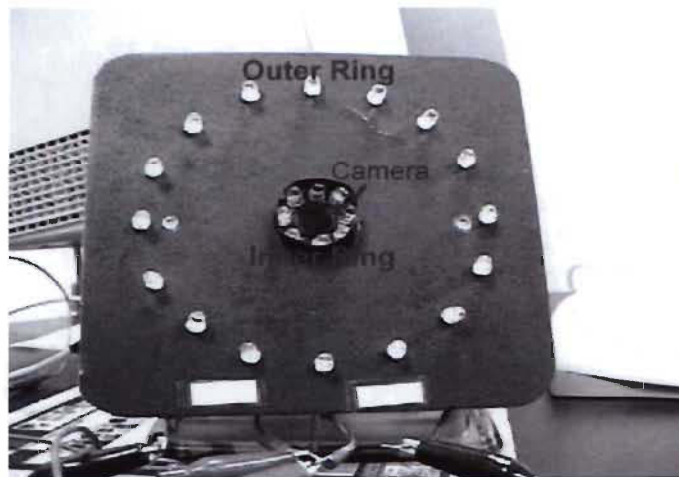


Figure 4 Caméra avec anneaux de lumières infrarouges [22].

On obtient alors une image à pupilles foncées et une autre à pupilles lumineuses en éliminant ainsi les yeux avec d'abord l'illumination des LEDS NIR placés au loin et formant un cercle (Outer Ring) et ensuite l'illumination des LEDS NIR centrés autour de l'axe optique autour de la caméra (Inner Ring) [22].

2.5.2 Détection du reflet

La Figure 5 représente la détection des reflets et des pupilles pour une image à pupilles lumineuses (bright eye) et l'autre à pupilles foncées (dark eye).

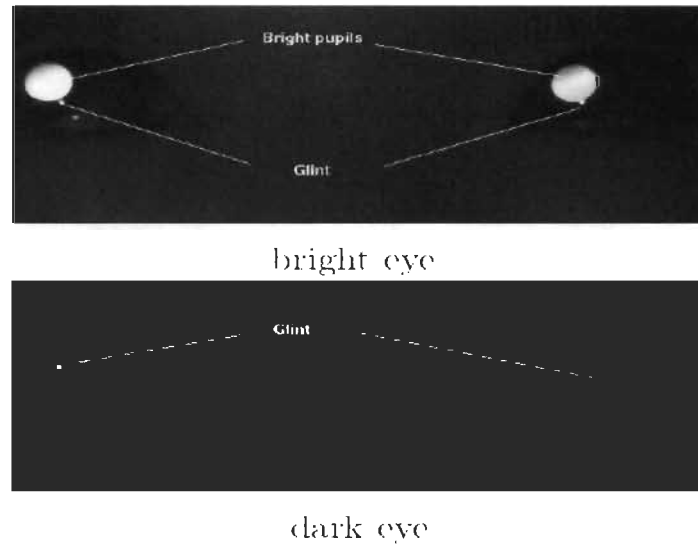


Figure 5 Pupilles brillantes et sombres [23].

2.5.3 Zones du regard

Le regard peut toujours être retrouvé dans l'une de ces zones (Figure 6) :

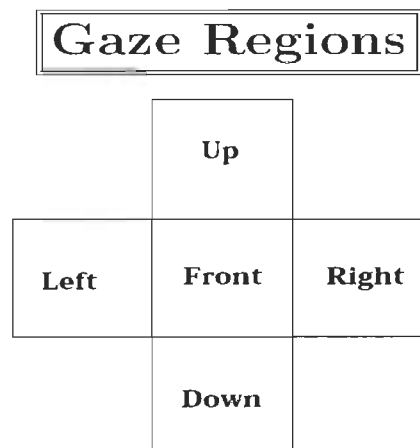


Figure 6 Zones du regard [23].

2.5.4 Détection des pupilles

Dans la plupart des tests les chercheurs vont utiliser l'infrarouge pour acquérir les images. Ils vont presque toujours utiliser un système du genre présenté à la Figure 7, mais avec quelques variantes.

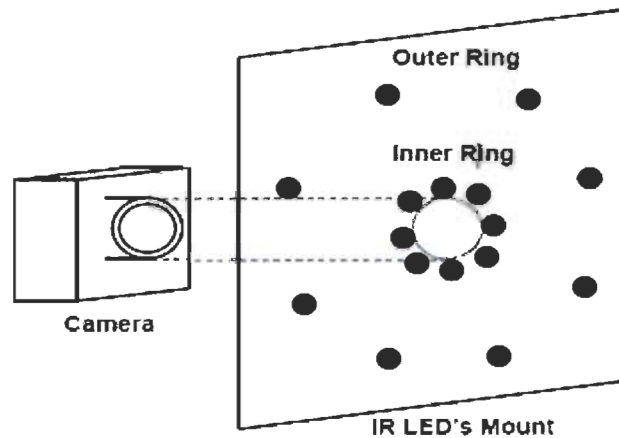


Figure 7 Caméra et lumières infrarouges [24].

2.5.4.1 Filtre de Kalman

Le dépistage de la pupille se fait en temps réel. L'approche de Kalman utilise une approche statistique pour prévoir l'emplacement de la pupille dans l'image suivante, basée sur la location de l'image précédente [23].

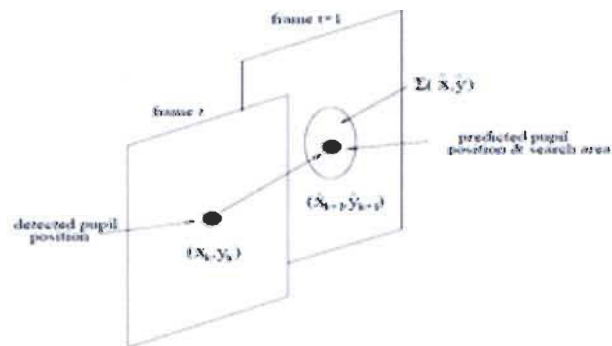


Figure 8 Suivi de la pupille avec filtre de Kalman [23].

2.5.4.2 Techniques de seuillage

Les pupilles peuvent être détectées à partir d'un simple seuillage des différences entre l'image de la pupille sombre versus la plus claire. Dans le cas de grands déplacements de la pupille dus aux mouvements rapides de la tête ou de l'œil. La pupille est perdue mais détectée à nouveau aussitôt qu'il y a un chevauchement des pupilles dans les images. Si le mouvement est lent, alors il y a un chevauchement ainsi les pupilles peuvent toujours être détectées, mais les artefacts dus aux mouvements peuvent rendre la chose plus difficile.

La plupart des artefacts de mouvements peuvent être filtrés par l'examen d'un support temporel, c'est à dire plus de deux images sont considérées pour la détection de la pupille. Si les yeux ne bougent pas beaucoup au cours de la période d'échantillonnage de F images, les pupilles peuvent être détectées comme des régions à fort contraste, par des différences entre chaque paire consécutive, tandis que la plupart des artefacts de mouvement sont détectés seulement entre certaines paires (notamment des surfaces texturées pourraient également être présentes après le temps du filtrage). Cette méthode introduit un délai de $F-1$ images à chaque fois que la pupille est perdue.

Dès qu'une pupille est correctement détectée, elle peut être suivie en utilisant la technique de seuillage comme dans [25]. Cette solution est bon marché à implémenter, mais l'exactitude du suivi peut être sévèrement affectée depuis le centre de la tache découverte du seuillage de différence de l'image correspond au centre de la région de chevauchement entre deux images consécutives. Cette région de chevauchement pourrait être de façon significative différente du vrai centre de la pupille dans l'un ou l'autre des images. Surtout pour les images de plan rapproché de l'œil. Dorénavant, pour un suivi exact, la pupille doit être suivie en utilisant des images de niveaux de gris, au lieu d'images de pupilles sombres ou brillantes.

Le suivi peut être mis en œuvre en utilisant l'image claire, noire, ou les deux images de pupilles. L'utilisation des images de pupilles sombres permet la détection de leurs et l'ordinateur hôte peut gérer le système d'éclairage alternatif de sorte que l'anneau extérieur est activé pendant le suivi.

Les taches de l'image analysée sont segmentées en utilisant un algorithme de composant connecté. Des contraintes géométriques sont utilisées pour déterminer les deux meilleures pupilles candidates et un histogramme des niveaux de gris est construit pour les régions de taches sélectionnées à partir des images de pupilles brillantes ou sombres. L'histogramme, de la fonction de luminance de l'image, est utilisé pour développer les régions jusqu'aux justes limites de la pupille. Le suivi est ensuite réalisé comme une recherche de région sombre et éclairé (Figure 9) dans l'image suivante proche de l'ancienne position de la pupille.

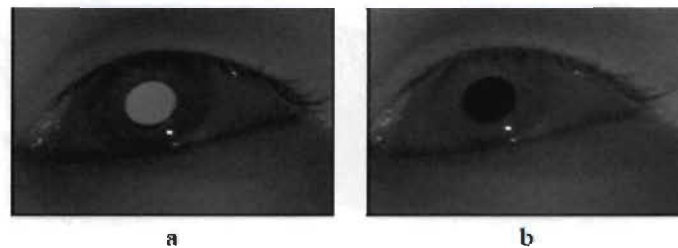


Figure 9 a) pupille brillante b) pupille sombre [24].

Le petit point brillant représente la réflexion.

2.5.4.3 Détermination du centre de l'iris, de la pupille et la détermination du radius [26]

Pour déterminer la direction du regard, le vecteur reliant la position du centre de la pupille et de la lueur doit être déterminé. Le rayon de l'iris doit être calculé pour valider les lueurs. La précision obtenue du calcul de la direction du regard est directement dépendante de la précision de la localisation du centre de la pupille et de la lueur (glint). Donc, l'algorithme proposé détermine le centre de la pupille avec la résolution de sous-pixel, en minimisant l'erreur de mesure de la distance de la brillance de la pupille.

Cet algorithme a les phases suivantes :

Estimation du centre de la pupille

Tous les pixels, en vertu d'un seuil donné (presque noir), sont sélectionnés dans l'image d'origine et son centre de masse est calculé. Ce processus est alors répété en utilisant les pixels dans une zone autour du centre précédent obtenue pour enlever les taches éloignées ou les endroits non significatifs dans l'analyse. Ce processus itératif se termine lorsque les coordonnées du centre sont stabilisées.

Recherche du contour de la pupille

Une fois que le centre de la pupille a été estimé, son contour est déterminé. Pour sauver du temps de calcul, l'image est découpée de façon à extraire uniquement l'iris. En filtrant l'image, un lissage du bruit est effectué et tous les pixels au-dessus du seuillage de la pupille sont inversés. Ensuite, un algorithme de détection de la frontière sur la base des opérateurs Laplacien est appliqué (Figure 10 (a)).

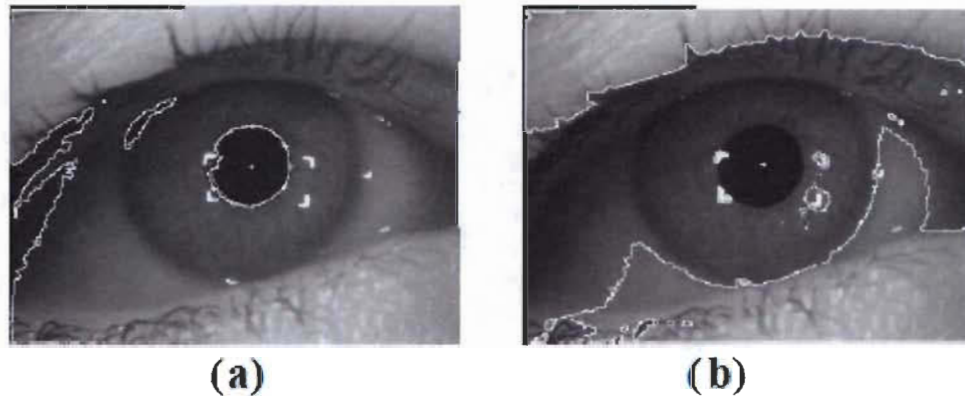


Figure 10 (a) Contours de la pupille et détermination du centre. (b) Détermination du rayon de l'iris [26].

Détermination du centre de la pupille et du radius

La pupille détectée doit être validée et ainsi respecter certains critères. En outre, son centre doit être calculé avec précision. Le contour de la pupille doit avoir une forme circulaire, si cette forme n'est pas confirmée, une erreur est renvoyée indiquant au reste du système que la pupille n'a pas été trouvée. Avec ce but, un nouvel algorithme a été développé. Il est basé sur une procédure de recherche qui commence à partir du centre estimé précédent, appliquée à n diagonales traversant le contour de la pupille à des points spécifiques. Si l'intersection des points est à la même distance du centre, sa forme est confirmée et le rayon de la pupille est déterminé. Les points qui ne sont pas à la bonne distance sont supprimés et le rayon est recalculé.

Les mêmes diagonales sont utilisées pour calculer avec précision le centre de la pupille en l'obtenant avec des résolutions sous-pixels (Figure 10 (a)). Tout d'abord, les diagonales très longues et très courtes sont rejetées. Le centre des diagonales restantes sert pour le calcul du centre de la pupille. Les mauvaises valeurs de centres sont éliminées selon un vote.

Recherche du contour de l'iris

L'objectif de cette phase est de valider les reflets situés à l'intérieur de l'iris. Tout d'abord, l'image est filtrée, une réduction du bruit est effectuée et tous les pixels au-dessus du seuillage de l'iris sont inversés. Une image binaire est obtenue avec la pupille, l'iris et les cils en noir, tandis que la peau est de couleur blanche. Un opérateur Laplacien est appliqué sur cette image pour la détection de contour. Finalement une nouvelle binarisation donnera le contour de l'iris en blanc sur un fond noir.

Détermination du radius de l'iris

En identifiant les centres des iris avec le centre de la pupille, la recherche du contour de l'iris est faite suivant des lignes radiales. Les points avec une distance non conforme sont rejetés et le rayon est calculé avec le reste des points (Figure 10 (b)).

2.5.4.4 Regard basé sur le HCI (Human computer interaction)

La méthode de suivi du regard est composée de deux étapes (Figure 11 (a)), soit la détection du regard au départ et la phase de calibration [26].

Dans la première étape, le centre de la pupille et les images de Purkinje (Figure 12) sont détectés pour calculer la direction du regard de départ. Pour ce calcul, un globe oculaire géométrique modèle est utilisé pour corriger les principaux facteurs d'erreur de détections causées par la réfraction sur la surface de la cornée (Figure 13). Dans le modèle, nous préparons une série de bords virtuels observés des images de la pupille. La position réelle de chaque point est alors estimée et le centre de la pupille réelle est dérivé de l'ensemble des arêtes de la pupille réelle. Le centre de la courbure de la cornée est estimé à partir de la position de l'image de Purkinje et la direction du regard est définie comme la différence entre deux points :

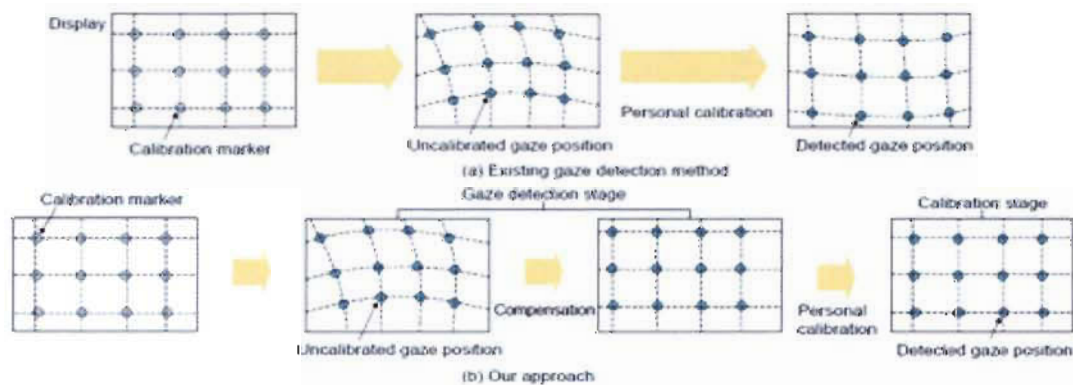


Figure 11 Méthode de calibration personnelle [27].

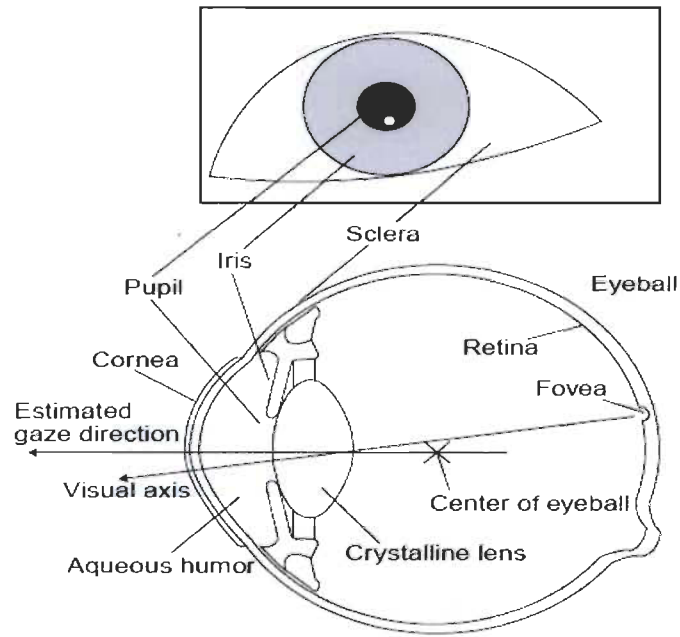


Figure 12 Structure du globe oculaire [27].

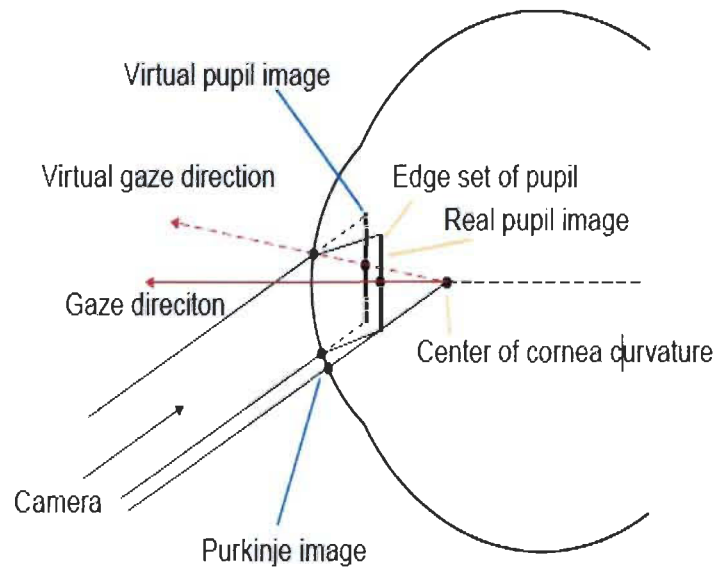


Figure 13 Modèle géométrique du globe oculaire [27].

Le centre de la pupille et le centre de la courbure de la cornée. On utilise le centre de la pupille observé (virtuelle image de la pupille à la Figure 12) pour calculer la direction du regard, puis la direction dérivée diffère de la réalité, ce qui entraîne une erreur de calcul de la direction du regard.

Dans la deuxième étape, l'erreur résiduelle est compensée par une calibration en deux points. Dans leurs approches, lorsque l'utilisateur se penche sur les marqueurs qui sont positionnés dans un tableau, la sortie de la première étape est positionnée dans un tableau à égale distance orthogonale. Par conséquent, une transformation linéaire par deux marqueurs de calibrage peut supprimer les erreurs résiduelles.

2.5.4.5 Détection et suivi des yeux en utilisant leurs propriétés physiologiques, dynamiques et d'apparences [28]

Dans cette approche de détection [28], une caméra en noir et blanc est utilisée avec des lumières infrarouges, comme source d'illumination, pour effectuer la détection de la pupille (Figure 14).

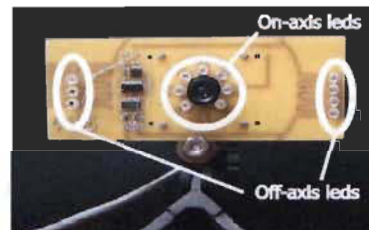


Figure 14 Caméra infrarouge [28].

Lorsque les deux anneaux de lumière sont allumés puis éteints, cela génère 2 images entrelacées (Figure 15). L'image générée lorsque l'anneau intérieur est allumé, correspond à l'image brillante (pupilles blanches). L'image générée par l'anneau externe est l'image sombre (pupilles foncées). Il utilise la différence des 2 images pour obtenir l'emplacement des pupilles. Par la suite, certaines régions (groupement de pixels) sont choisies pour définir les zones possibles de détection d'une pupille.



Figure 15 Gauche : Image brillante. Centre : Image sombre. Droite : Différence entre les deux images [28].

Les régions sont classifiées à l'aide de l'approche PPCA (probabilités que les régions choisies soient des yeux ou pas) et de la « Kalman tracker's covariance matrix ».

Cette méthode fournit un détecteur robuste qui détecte les pupilles très facilement et minimise les faux positifs. Les faux positifs se produisent très rarement, mais à la suite de l'intégration temporelle ces informations se dissipent assez rapidement (dans les cinq images ou moins).

Les faux positifs se produisent dans le système lorsque quelque chose reflète la lumière comme un retour des yeux, se déplacent lentement comme un œil et ressemblent en fait à un œil. Pour que les faux positifs se produisent, les trois conditions doivent se produire et tenir sur un grand nombre d'images, ce qui est rare.

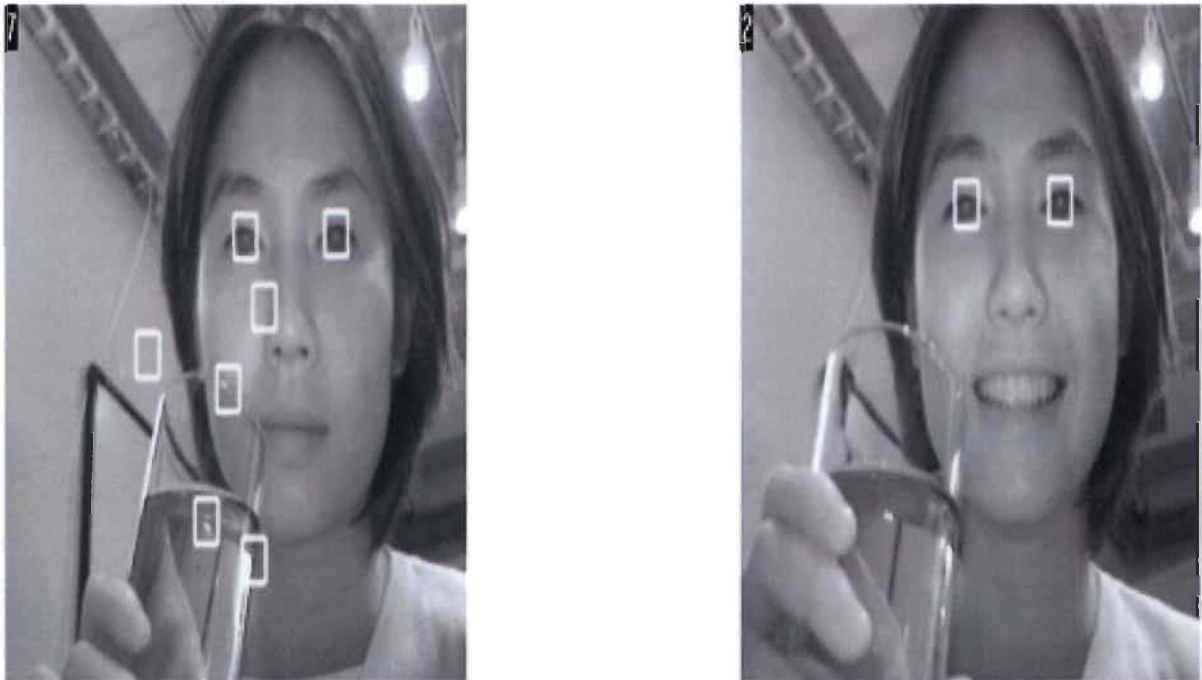


Figure 16 Gauche : tous les candidats. Droite : Candidats classifiés [28].

2.6 Recherches effectuées à l'Université du Québec à Trois-Rivières (U.Q.T.R.)

2.6.1 Premier projet

En 2003-2004, M. Pierre Drolet travailla sur le premier projet de détection automatique de présence de nystagmus chez un individu en état de facultés affaiblies [15]. Un premier prototype vu le jour (Figure 17), la démarche de détection et de capture ce décrivait comme suit :

L'individu s'appuyait le menton sur une mentonnière et une caméra web capturait une série d'images (vidéo) de l'œil du sujet. Le type d'éclairage utilisé était la lumière ambiante de la pièce et le sujet devait observer un stimulus manuel qui se déplaçait derrière la caméra. Il permet ainsi de suivre le déplacement de la pupille en fonction du déplacement du stimulus. Par contre, ils y avaient quelques inconvénients majeurs. Il était difficile d'avoir toujours la même vitesse d'exécution du déplacement du stimulus. Il était aussi très difficile de déterminer l'emplacement final et la fin de déplacement du stimulus.

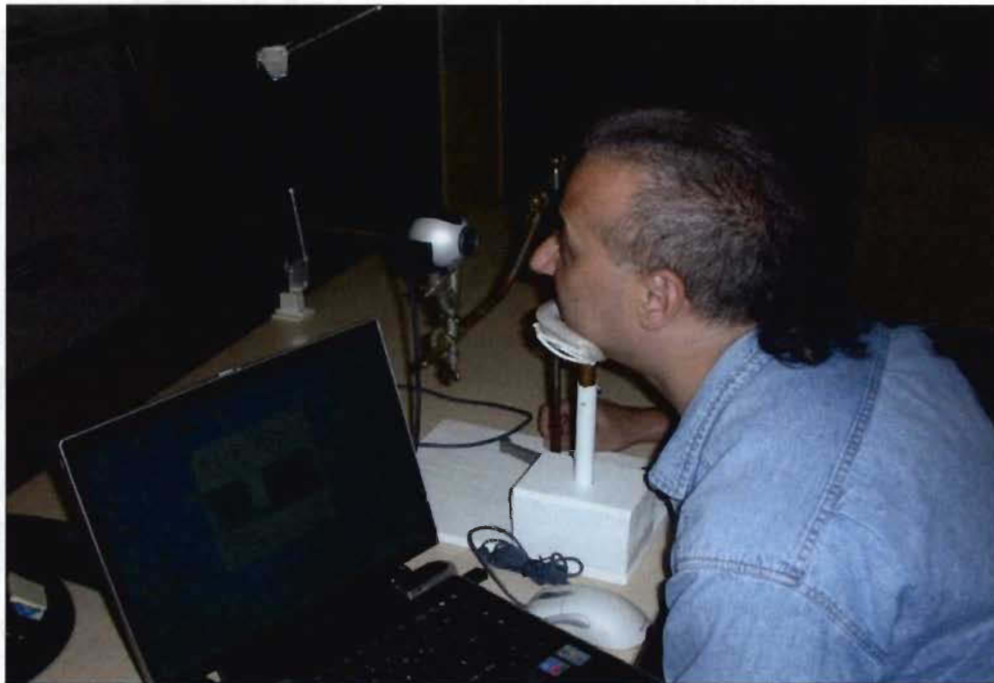


Figure 17 Premier prototype [1].

2.6.2 Deuxième projet

Dans les années 2006 à 2008, un second prototype fût élaboré (Figure 18). Il a été développé par M. François Meunier, Ph.D. et M. Pier-Olivier Houde [16-17]. Dans cette

nouvelle version, on élimine les stimuli manuels et on implémente une approche de suivi oculaire automatisée. Le suivi de l'objet se fait désormais par le suivi de diodes électroluminescentes (DEL) qui s'allument les unes à la suite des autres. On plonge l'œil de l'individu dans la pénombre à l'aide d'un casque de soudeur et on capture désormais les séries d'images avec une caméra sensible à la lumière proche-infrarouge. Tout est contrôlé par ordinateur, ce qui nous permet donc de standardiser la vitesse de déplacement du stimulus visuel, la position de l'œil ainsi que la fin du déplacement. Le temps d'exécution est aussi contrôlé.



Figure 18 Deuxième prototype [16-17].

2.6.3 Troisième projet

Le troisième prototype vu le jour en 2007-2008 (Figure 19). Les recherches furent effectuées par M. François Meunier, Ph.D. et M. David Laperrière [18-19]. Un écran ACL remplace désormais la série de DEL. Un verre réfléchissant et transparent a aussi été installé et donne l'illusion d'un stimulus se déplaçant devant les yeux du sujet. Un moteur de chorégraphies visuelles a aussi été implémenté. Il permet d'exécuter une série de commandes pour permettre l'affichage ou le déplacement du stimulus visuel, l'exécution d'effets sonores ou de commandes verbales, la communication avec un port COM, ainsi que la saisie de données qui est capturé et sauvegardé sous un format vidéo non compressé. Il permet aussi l'extraction des données et l'analyse des résultats de ceux-ci. Ils utilisent toujours une caméra capturant dans le spectre proche infrarouge pour capturer les images. Le grand avantage de l'écran ACL est la versatilité de l'affichage. On peut changer les couleurs, varier l'intensité d'éclairage et la grosseur du stimulus. La fluidité du déplacement des stimuli visuels est aussi grandement améliorée par rapport aux versions précédentes.



Figure 19 Troisième prototype [18].

2.6.3.1 Processus d'extraction de l'information

Regardons en détails chacune des étapes utilisées pour permettre l'extraction des données [18].

2.6.3.1.1 Détermination de la position des pupilles dans chacune des images

Il recherche d'abord une zone brillante (Figures 20 (g), (h) et (i)) de petite taille à l'aide d'un seuillage d'image à niveau de gris inscrite au cœur d'une zone sombre (Figures 20 (d), (e) et (f)) d'une taille plus grande qui a été extraite de la même façon que la précédente. Il applique ensuite une dilatation morphologique binaire sur chacune des images avant la différenciation (Figures 20 (j), (k) et (l)). Il retrouve ainsi la position de la pupille dans l'image.

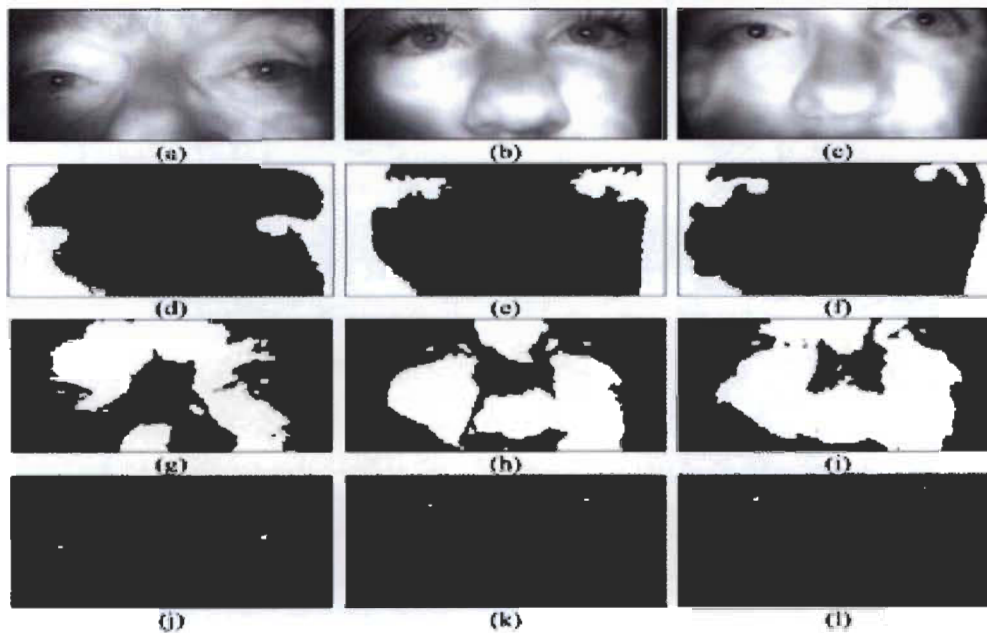


Figure 20 Détection de la position de la pupille [18].

(a) (b) (c) Images originales provenant de 3 cobayes distincts.

(d) (e) (f) Zones sombres après dilataction morphologique binaire.

(g) (h) (i) Zones brillantes après dilataction morphologique binaire.

(j) (k) (l) Intersection des zones sombres et des zones brillantes dilatées.

2.6.3.1.2 Extraction de l'histogramme des teintes de gris dans la région proche des yeux

À la suite de la première étape, une fois les reflets de pupilles trouvés, une zone de l'image autour des reflets est délimitée (Figure 21). Par la suite, l'histogramme des intensités des pixels est trouvé pour chacun des yeux (Figures 22 (a) et (b)). On applique un filtre poivre et sel (*salt and pepper*) avec une fenêtre de 5 et un second filtre de lissage par fenêtre mobile pondérée avec la forme [1 3 1] (Figures 22 (c) et (d)) pour lisser les histogrammes.

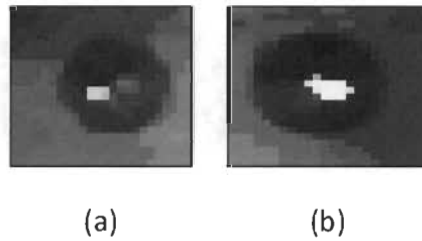


Figure 21 Voisinages des reflets sur les cornées [18].

(a) Œil gauche. (b) Œil droit.

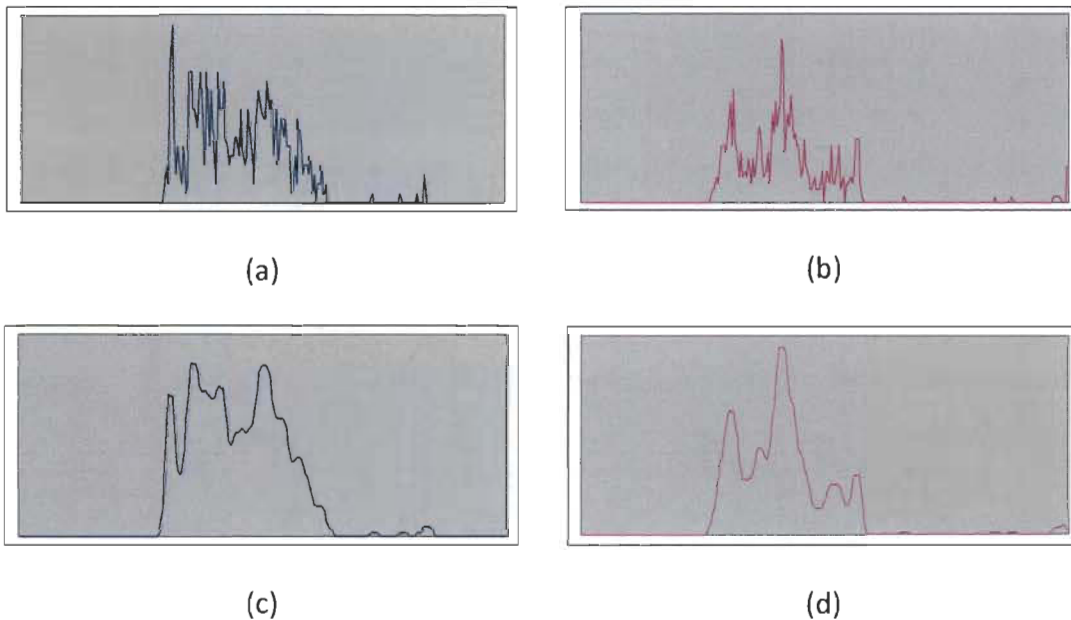


Figure 22 Histogramme des intensités des pixels [18].

(a) Histogramme brut (œil gauche). (b) Histogramme brut (œil droit).

(c) Histogramme lissé (œil gauche). (d) Histogramme lissé (œil droit).

2.6.3.1.3 Localisation des modes dans l'histogramme des teintes de gris

Au départ le premier mode est localisé. On réussit cela en localisant les extremums locaux à l'aide d'une fenêtre. Il devient l'intervalle entre les deux minimums locaux de part et d'autre du premier maximum local (Figure 23).

Les teintes de gris que chaque mode représente, ont donc de fortes chances d'être le groupe de pixels constituant les pupilles de l'individu.

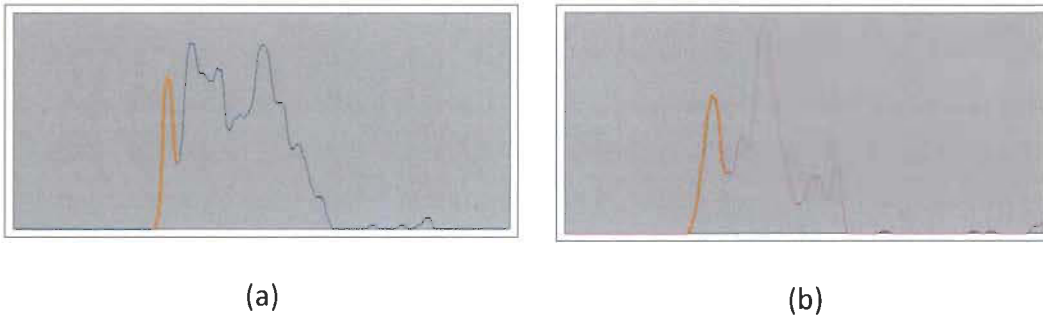


Figure 23 Premier mode de l'histogramme [18].

(a) Œil gauche. (b) Œil droit.

2.6.3.1.4 Correction des reflets

Par la suite, afin d'améliorer les résultats futurs, les pixels des zones très brillantes (reflets) sont remplacés par des pixels semblables au centre du mode associé à cette moitié de l'image (Figure 24).

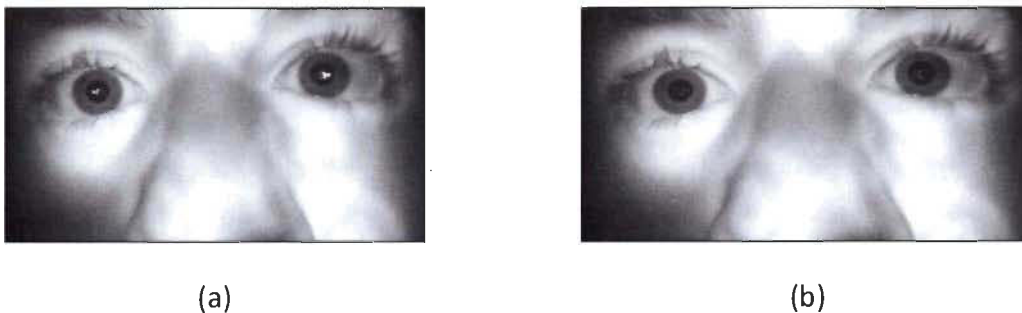


Figure 24 Correction des reflets [18].

(a) Avant la correction. (b) Après la correction.

2.6.3.1.5 Seuillage et élimination des pupilles prospects trop petits ou trop grands

Les seuils ayant été trouvés au départ à l'aide des histogrammes, un seuillage est ensuite effectué sur chacune des moitiés de l'image (Figures 25 (a) et (b)) à la recherche des pupilles (Figures 25 (c) et (d)). Ensuite, un débruitage est appliqué, en effectuant une fermeture, puis une ouverture morphologique binaire (Figures 25 (e) et (f)). Les zones trop petites ou trop grandes, qui n'ont pas une taille potentiellement valide d'une pupille, sont ensuite éliminées (Figures 25 (e) et (f)). L'image qui découle de tous ces traitements ne contient donc que les pupilles du sujet (Figures 25 (g) et (h)).

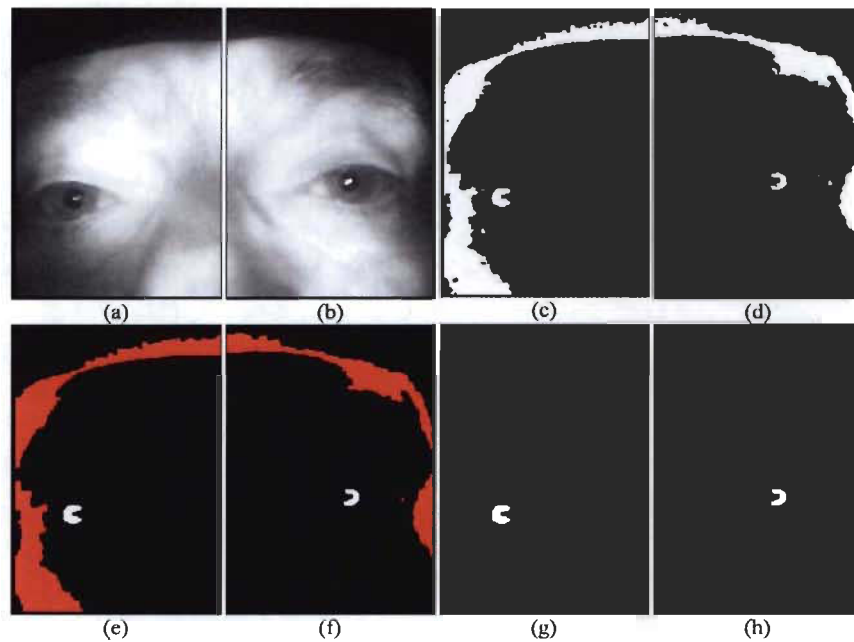


Figure 25 Détection de la pupille [18].

(a) (b) Images de base filtrées par un filtre adaptatif. (c) (d) Images seuillées.

(e) (f) Identification des blobs trop petits ou trop grands après débruitage.

(g) (h) Images des pupilles.

2.6.3.1.6 Correction de l'effet gruyère

Dans le cas où l'effet de gruyère (région avec des trous) est présent dans la pupille, il est possible de le corriger en utilisant le principe d'élimination (Figure 26) qui consiste au remplissage des trous non conforme.

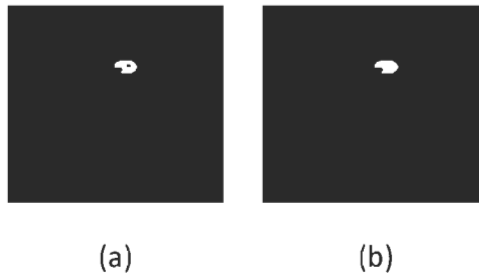


Figure 26 Correction de l'effet gruyère [18].

(a) Avant correction. (b) Après correction.

2.6.3.1.7 Extraction des données

À la fin de tout ce processus, les images qui restent ne contiennent que les pupilles trouvées. Il est donc possible d'extraire les données et ainsi de retrouver la taille de la pupille ainsi que l'orientation de l'œil.

2.6.3.1.7.1 Taille de la pupille

Plusieurs techniques ont été expérimentées pour évaluer la taille de la pupille. La première fût la méthode par convolution de Hough avec disque plein. On balaie l'ensemble des pixels d'une image afin de découvrir un pixel qui fait partie des pixels détectés au seuillage (Figure 27 (a)). Un même canevas circulaire (Figure 27 (b)) est superposé sur l'image de votation afin de déterminer le centre de toute forme circulaire d'une bonne dimension. La distance entre les deux reflets au départ nous permet de déterminer la taille du patron de départ. Elle nous permet ainsi de calculer la distance entre les 2 yeux. Donc, cela nous permet ainsi de calculer de façon approximative la taille de la pupille.



Figure 27 Méthode de Hough (Disque plein) [18].

(a) Résultat du seuillage. (b) Patron d'un disque plein de rayon 5.

La deuxième méthode est la méthode par convolution de Hough avec disques pondérés.

Elle utilise également la technique de Hough, mais utilise un disque pondéré au lieu de plein (Figure 28). Elle minimise donc l'impact du reflet au centre de la pupille.

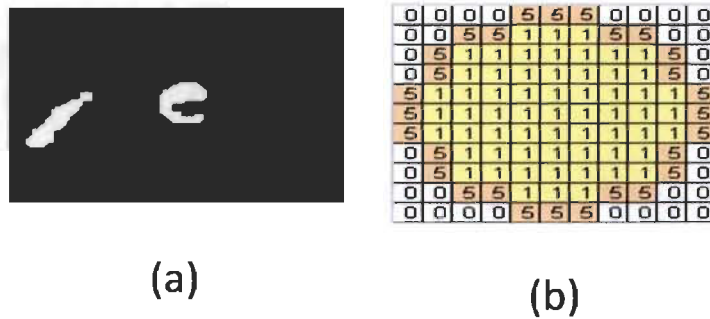


Figure 28 Méthode de Hough (Disque pondéré) [18].

(a) Résultat du seuillage. (b) Patron d'un disque pondéré de rayon 5.

Puis, pour terminer, la méthode par convolution de Hough avec agrandissement fût aussi utilisée. On applique une variation aux deux méthodes précédentes pour permettre de rendre les calculs plus précis (Figure 29).

« Une fois une taille approximative r détectée, l'image est agrandie avec un facteur k et le processus est répété avec les bornes $(r+1)*k$ et $(r-1)*k$. »⁴

⁴ François Meunier et David Laperriere, A video-based image processing system for the automatic implementation of the eye involuntary reflexes measurements involved in the Drug Recognition Expert (DRE). Conference on Computer Systems and Applications, 2008. AICCSA 2008. IEEE/ACS International; April 1-4, 2008; Doha, Qatar, 2008: p. 599-605.

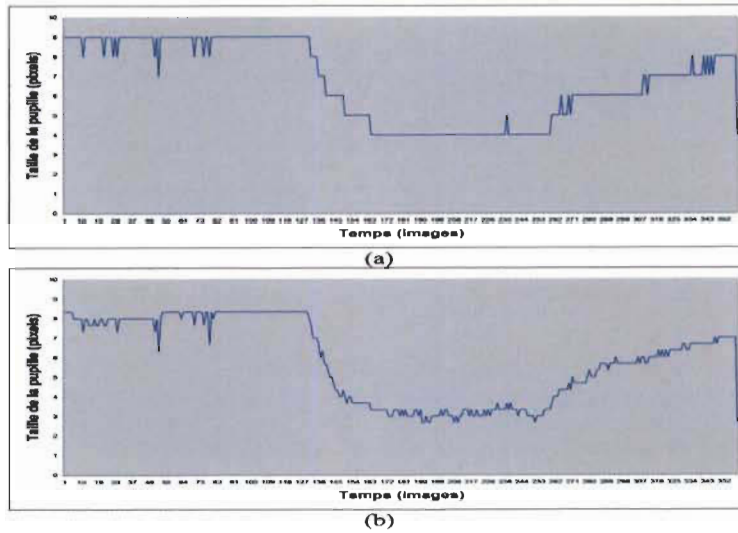


Figure 29 Méthode de Hough avec agrandissement [18].

(a) Sans agrandissement. (b) Avec un agrandissement de facteur 3.

2.6.3.1.7.2 Orientation de l'œil

Encore une fois, plusieurs méthodes ont été expérimentées pour déterminer l'orientation de l'œil. Tout d'abord, la méthode par centre géométrique. On retrouve le centre de la pupille en se fiant aux pixels conservés qui représentent la pupille. Ensuite, la méthode par centre de masse. Au lieu d'utiliser le centre géométrique, on utilise le centre de masse pour faire notre analyse. Elle est un peu moins influencée par les zones ombragées près de la pupille. Puis, pour terminer, la méthode par transformations géométriques tridimensionnelles est appliquée.

Cette méthode utilise un canevas qui a le même aspect que la pupille du sujet. Il est déterminé au départ quand le sujet pose son regard vers l'avant. On effectue des transformations géométriques dans l'espace tridimensionnel qui nous permettent de prédire la disposition de la pupille dans un angle d'orientation donné. La Figure 30 nous démontre un exemple de patrons obtenus après une rotation par rapport aux axes des x et y.

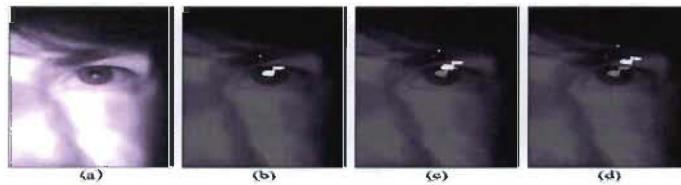


Figure 30 Transformations géométriques 3D (Patron erronées) [18].

(a) Image de référence. (b) Patron avec $\theta=0^\circ$, $\rho=0^\circ$.

(c) Patron avec $\theta=9.5^\circ$, $\rho=14.3^\circ$. (d) Patron avec $\theta=19.1^\circ$, $\rho=28.6^\circ$.

2.6.3.2 Méthodes de détection des facultés affaiblies et résultats obtenus

2.6.3.2.1 Constriction et dilatation de la pupille

Il a été prouvé par le passé, que lorsque la pupille réagit tranquillement et ne se contracte pas rapidement lorsqu'elle est exposée à une lumière vive, il y a de fortes chances d'avoir la présence de facultés affaiblies. Le temps de constriction d'une personne sobre et en santé est généralement plus petit qu'une seconde. L'unité de mesure du diamètre de la pupille est en pixel dans ces tests. Elle est donnée avec une précision au tiers de pixels près, la correspondance pixels-millimètres n'avait pas pu être calculée.

Dans la Figure 31, la personne a un taux d'alcoolémie de 0 mg% (selon des tests réalisés avec un appareil de détection d'alcool conventionnel). On remarque que la pupille réagit rapidement et se contracte dans un délai de 0.66 seconde (voir le vecteur orange de la courbe du diamètre de la pupille).

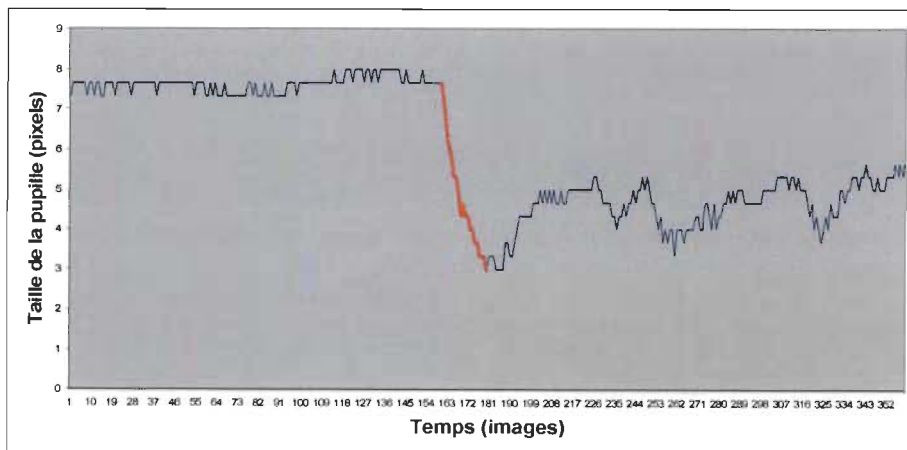


Figure 31 Taille de la pupille lors du test d'illumination (0 mg%) [18].

Temps écoulé : 20 images ou 0.66 seconde.

Par la suite, le test a été effectué sur le même sujet qui avait un taux d'alcoolémie de 100 mg% (Figure 32). On remarque que le temps de réaction est beaucoup plus lent. Soit 1.47 secondes, plus que le double du temps que lorsque le cobaye était sobre.

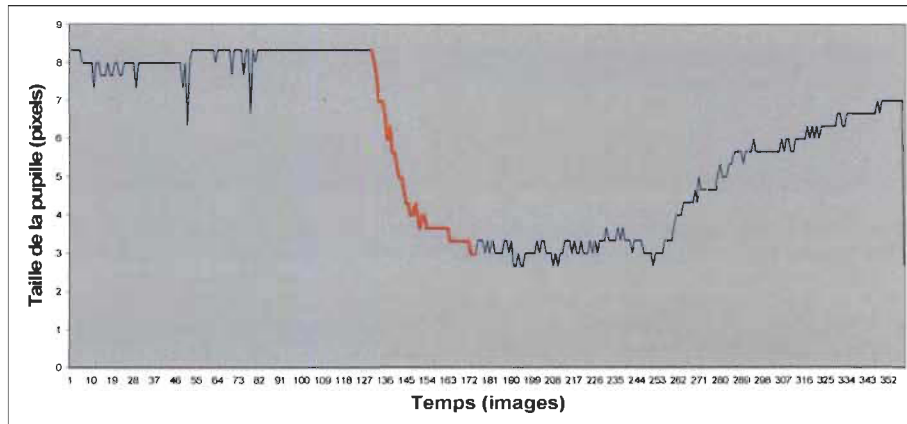


Figure 32 Taille de la pupille lors du test d'illumination (100 mg%) [18].

Temps écoulé : 44 images ou 1.47 seconde.

2.6.3.2.2 Nystagmus

Une personne, sans problème de santé et non intoxiqué par l'alcool, devrait être en mesure de suivre du regard un stimulus de façon fluide. Lorsque l'alcool est présent dans le sang, on voit apparaître des saccades (présence de nystagmus). Les figures 33 à 36 vont nous démontrer les résultats des tests effectués à différents stades d'intoxication. On remarque que plus le pourcentage d'alcool est présent dans le sang, plus le cobaye a de la difficulté à suivre de façon fluide le stimulus. On voit aussi apparaître des présences de nystagmus dans les résultats.

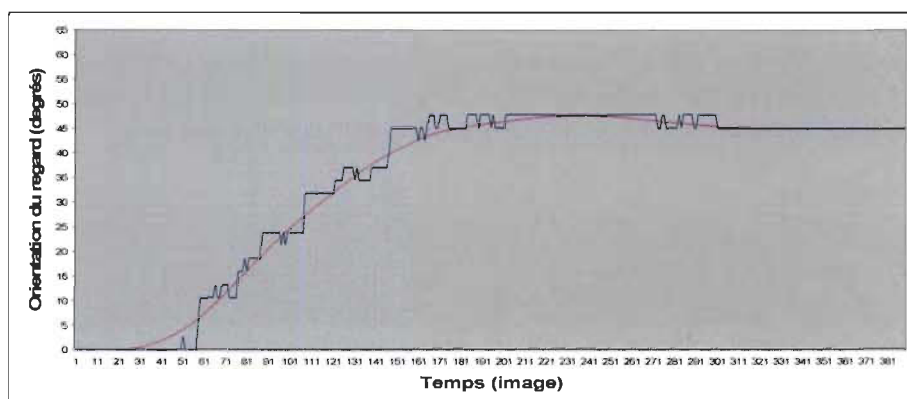


Figure 33 Suivi régulier, absence de nystagmus (0 mg%) [18].

Écart moyen = 1.17°.

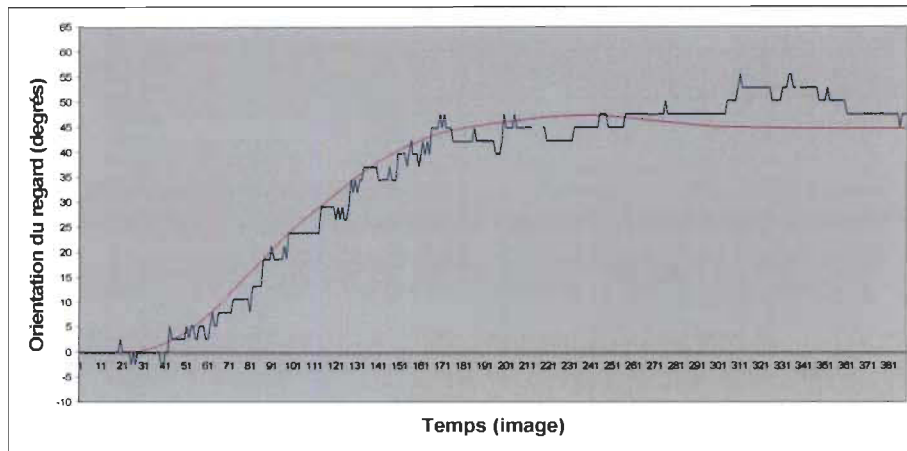


Figure 34 Suivi régulier, nystagmus modéré (83 mg%) [18].

Écart moyen = 2.90°.

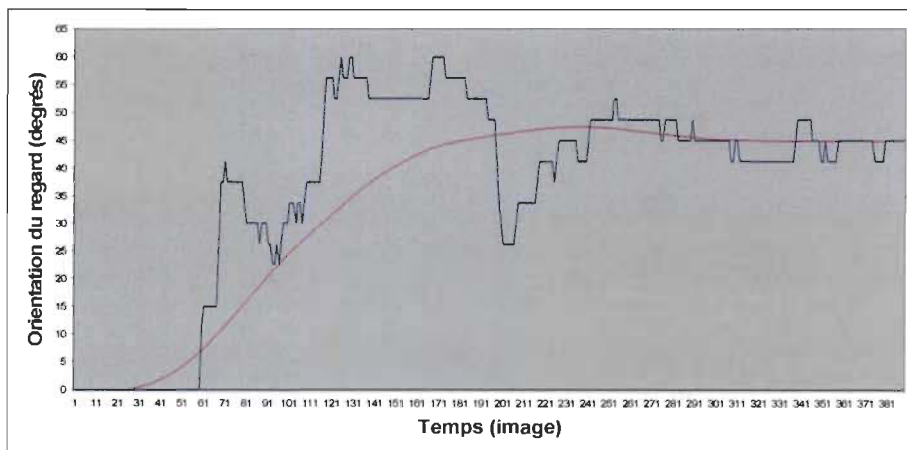


Figure 35 Suivi problématique, nystagmus modéré (100 mg%) [18].

Écart moyen = 6.51°.

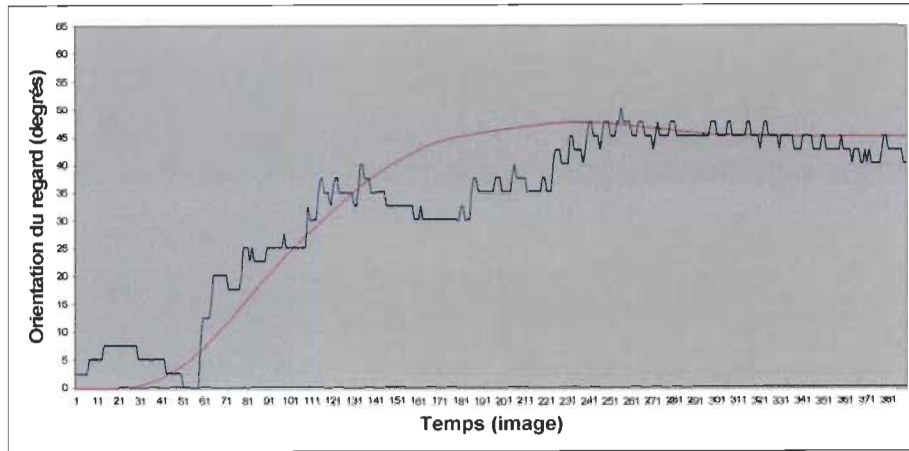


Figure 36 Suivi problématique, nystagmus prononcé (133 mg%) [18].
Écart moyen = 4.66°.

2.6.3.2.3 Convergence

La convergence du regard est un autre test efficace pour détecter les facultés affaiblies. Un individu sobre et sans problème de santé ne devrait avoir aucune difficulté à exécuter le test. Ces deux pupilles devraient converger vers son nez lorsque le stimulus se rapproche de celui-ci. Lorsqu'elle consomme de l'alcool, on remarque qu'elle a de la difficulté à suivre, de façon fluide, le stimulus. Aussi, ces yeux ne convergeront pas aussi bien vers le nez. On peut même remarquer une absence de convergence ou un décrochage de la part de l'un des deux yeux, lors de forte présence d'alcool dans le sang. La Figure 37 nous démontre justement un manque de convergence des deux yeux. Les courbes restent toujours sensiblement similaires sans se rapprocher vers la fin.

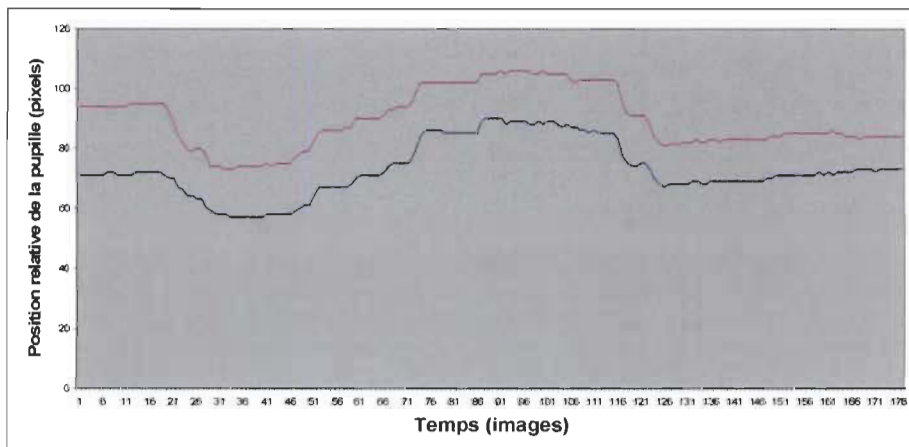


Figure 37 Courbes similaires, pas de rapprochement [18].

2.7 Mesure du rythme cardiaque

« Le rythme cardiaque est, au sens médical du terme, le mécanisme électrophysiologique à l'origine de la contraction des ventricules. Dans le sens commun, le rythme (fréquence) est le nombre de battements cardiaques (pulsations) par unité de temps (généralement la minute) ». ⁵

Le rythme cardiaque, d'un adulte en bonne santé, se situe en moyenne autour de 70. Il peut être mesuré de différentes façons. Voici les principales façons de faire :

- Méthode par prise du pouls sur le poignet ou carotidien;
- Méthode auscultatoire, écoute du cœur avec l'aide d'un stéthoscope;
- Méthode électrocardiographique, avec l'aide d'électrodes collées sur la peau, on peut avoir graphiquement et en temps réel le rythme cardiaque du sujet;
- Méthode oxymétrie, avec l'aide d'un capteur au bout d'un doigt ou sur l'oreille, on analyse, en temps réel, la variation de couleur du sang suivant son oxygénation;
- Méthode hémodynamique, avec l'aide d'un cathéter dans une artère, relié à un capteur de pression, on mesure la variation cyclique des pressions. On obtient ainsi le rythme en temps réel.

« Les algorithmes utilisés pour la détermination automatique de la fréquence cardiaque sont à base de seuillage : le dépassement d'un seuil préfixé par l'amplitude du signal analysé constitue un « top », le temps entre deux « tops » permettant le calcul de la fréquence instantanée. Souvent, cette dernière est lissée (moyennée) sur quelques battements. Si le signal est faible, parasité ou erratique (dans ce dernier cas par anomalie du fonctionnement du cœur), la fréquence inscrite est faussée, pouvant déclencher à tort certaines alarmes ». ⁵

⁵ Wikipedia, Rythme cardiaque, http://fr.wikipedia.org/wiki/Rythme_cardiaque

2.8 Mesure de la température corporelle

La température corporelle d'un individu peut être mesurée de plusieurs façons. Certaines sont plus précises que d'autres et reflètent la température interne d'une personne de façon plus juste. Pour un adulte en bonne santé la température normale se situe vers 98.6° F/37.0° C. Ces valeurs ont été définies et prouvées au 19^e siècle par 2 groupes de chercheurs. Au départ, par Becquerel and Breschet et 33 ans plus tard par Wunderlich [30].

Les méthodes de détection, les plus utilisées, de la température sont les suivantes :

- Par voie rectale, la plus efficace et la plus représentative de la valeur réelle;
- Par voie buccale;
- Dans l'oreille;
- Sous une aisselle, la moins efficace des 4 méthodes.

La Figure 38 nous démontre les résultats obtenus selon une large étude de Sund-Levander et al [31].

	Oral	Rectal	Tympanic	Axillary
Normal Body Temperature Mean and Range (males)	98.0° F (96.3-99.9) 36.7° C (35.7-37.7)	98.6° F (98.1-99.5) 37.0° C (36.7-37.5)	97.7° F (95.9-99.5) 36.5° C (35.5-37.5)	
Normal Body Temperature Mean and Range (females)	97.2° F (91.7-100.6) 36.2° C (33.2-38.1)	98.6° F (98.2-98.8°) 37.0° C (36.8-37.1)	37.0° C (36.8-37.1) 97.9° F (96.3-99.5)	
Normal Body Temperature Mean and Range (males and females combined)				97.3° F (95.9-98.6) 36.3° C (35.5-37.0)

Adapted from: Sund-Levander M, Forsberg C, Wahren LK. Normal oral, rectal, tympanic and axillary body temperature in adult men and women: a systematic literature review. *Scand J Caring Sci* 2002; 16:122-128.

Figure 38 Température d'un individu (homme et femme) selon l'endroit de détection [30].

*Note: Acrophase, Amplitude, and MESOR are standardized terms used for describing chronobiological rhythms. These terms are defined as:

ACROPHASE: Measure of the crest time of a rhythm from the cosine curve best fitting the data. It provides the timing of a rhythm in relation to a defined reference point of time. Local midnight is often used for time point for circadian rhythms. It can be expressed in degrees ($360^\circ=1$ period) or time units (hours and minutes for circadian rhythms, days or months for longer rhythms).

AMPLITUDE: One half of the extent of the change in height of a wave (the difference between the maximum height of the wave and the rhythm-adjusted mean [MESOR] of the wave form).

Midline Estimating Statistic of Rhythm (MESOR): The value midway between the highest and lowest values of the (cosine) function best fitting to the data.

Figure 39 Définition de termes utilisés dans la mesure de température d'un corps humain [30].

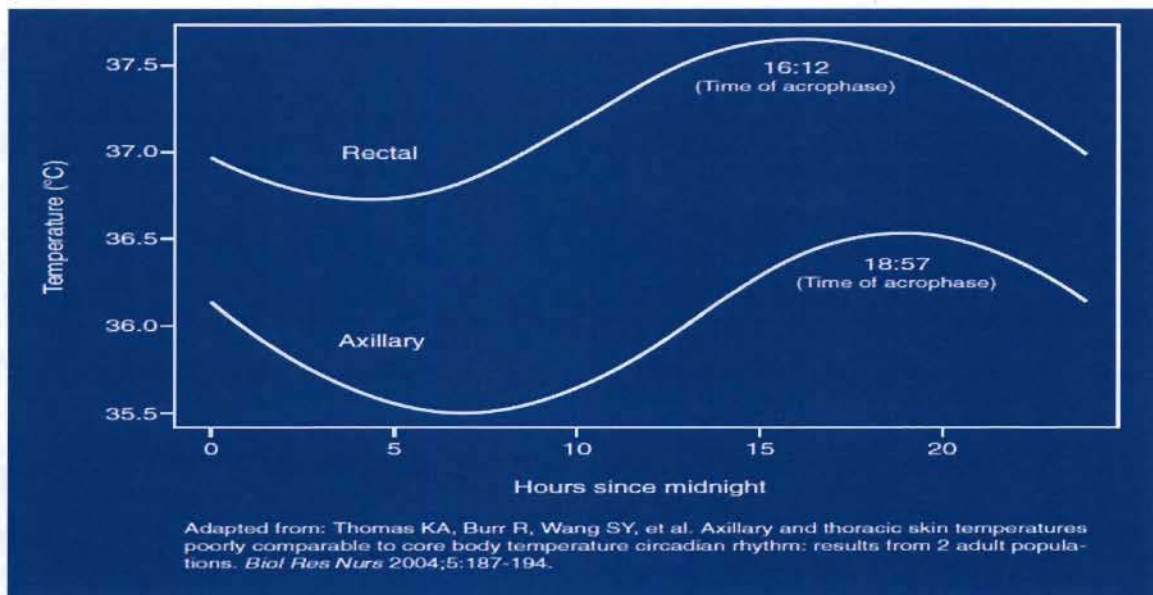


Figure 40 Comparaison des écarts de température durant 24 heures et selon la méthode : rectale ou sous l'aisselle [30].

Les figures 38 à 40 nous démontrent que la température rectale est la plus représentative de la réalité. Elle suit les cycles physiologiques ou psychologiques d'un individu. La température prise par voie orale semble aussi suivre ces concepts.

Par contre, le « Midline Estimating Statistic of Rhythm (Mesor) » est plus petit et doit être factorisé. La corrélation entre la température sous les aisselles et rectale est encore moins grande. Il y a un manque de corrélations dans les courbes en plusieurs points (Figure 40). Il est donc difficile de prédire une valeur de température rectale en fonction de données prises sous les aisselles, même si des ajustements sont fait pour les « Mesor » les plus basses.

En résumé, les méthodes les plus précises sont par voie rectale ou orale. Pour les 2 autres méthodes, elles reflètent moins la température interne d'un individu [30].

2.9 Capteurs de la température corporelle et du rythme cardiaque

2.9.1 Capteur de battements cardiaques

Plusieurs choix sont possibles quand vient le temps de choisir un capteur de battements cardiaques, mais à la suite des recherches effectuées par M. Cédric-Lucas Proulx étudiant au baccalauréat en génie électrique, un choix de capteur fût effectué. Il est muni d'une diode infrarouge ainsi que d'un phototransistor. La Figure 41 nous schématise le circuit du capteur de battements cardiaques.

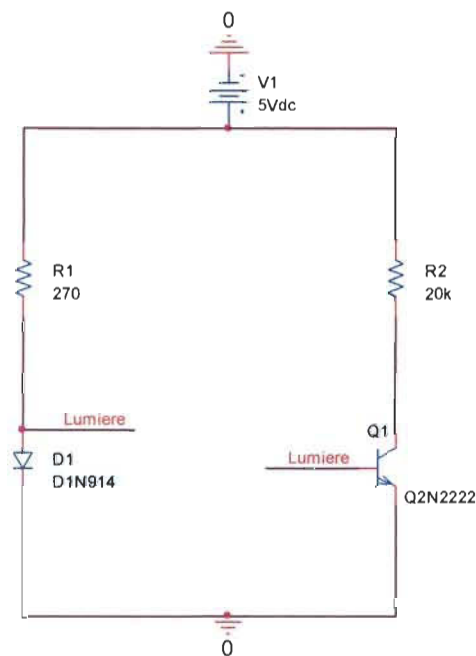


Figure 41 Schéma du capteur de battements cardiaques [33].

Son fonctionnement est le suivant : une lumière infrarouge est émise par la diode infrarouge et est ainsi absorbée par le doigt qui est placé dans le capteur. Le niveau d'absorption varie en fonction du niveau d'oxygénation du sang du sujet, car il a été observé que le sang oxygéné a une meilleure absorption des rayons infrarouges qu'un sang plus pauvre en oxygène. Il en résulte donc une altération de la conduction du transistor. Alors, il est ainsi possible de mesurer la variation de la tension sur le collecteur du phototransistor.

2.9.2 Capteur de température

Plusieurs capteurs de température sont offerts sur le marché. Cependant, un des capteurs est ressorti du lot : le capteur MLX90614 qui utilise le protocole I²C [33] et qui est plus facile d'utilisation. La Figure 42 montre le schéma de câblage utilisé pour faire fonctionner le capteur :

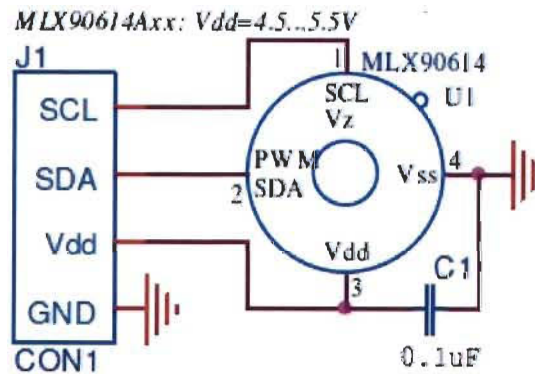


Figure 42 Schéma de câblage du MLX90614 [33].

Le capteur permet d'effectuer deux prises de température, soit la température de l'objet et celle de la température ambiante. La température de l'objet est la celle que l'on tente d'observer sur un objet, telle que la peau par exemple. La température ambiante est la température prise dans le boîtier, l'environnement.

Les valeurs de température, pouvant être mesurées pour la température de l'objet, se situent entre -70.01°C et 382.19°C . On peut les retrouver en utilisant l'équation suivante :

$$T = (0.02 * (V - 10157)) - 70.01$$

La variable « V » étant la valeur retournée par la sonde de température correspondant à la température de surface de la peau.

Il en va du même principe pour le calcul de la température ambiante. La plage des valeurs retournées se situe entre -38.2°C à 125°C . L'équation suivante nous calcule la température ambiante :

$$T = (0.02 * (V - 11748)) - 38.2$$

La variable « V » étant cette fois-ci la valeur retournée pour l'air ambiant.

Pour avoir une mesure précise des températures, on doit s'assurer de placer le capteur le plus près possible de l'endroit où l'on veut mesurer la température. La Figure 43 nous démontre la précision de la température en fonction de l'angle d'incidence.

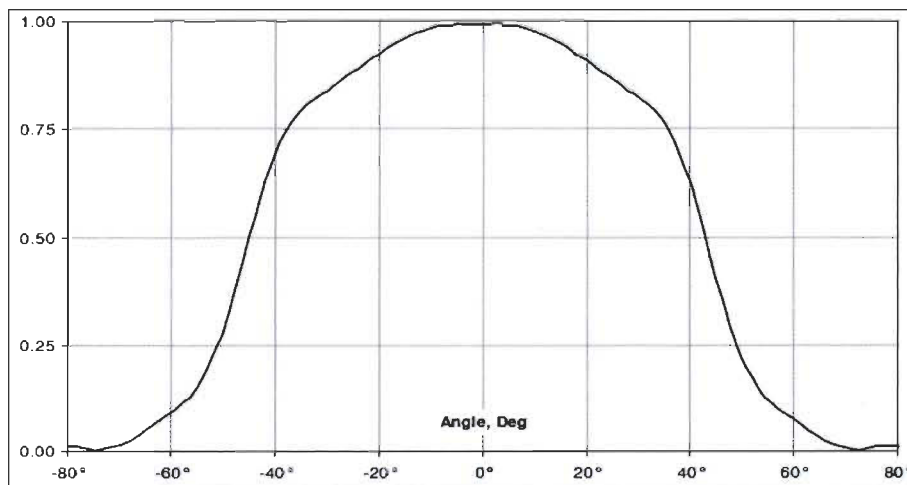


Figure 43 Précision du MLX90614 en fonction de l'angle d'incidence [33].

2.9.3 Protocole de communication et traitement des commandes

Pour leur permettre de récupérer les valeurs des capteurs, il fallait créer un protocole de communication synchronisé entre le microcontrôleur et l'ordinateur. Voici en détail la façon de communiquer entre l'ordinateur et la carte.

On utilise le caractère 'Z' (0x5A) comme étant le premier et le dernier octet de la chaîne de caractères envoyée vers l'ordinateur ou reçue de ce dernier. Le second caractère sert à appeler la fonctionnalité désirée, telle que la demande de température ou de battements cardiaques. Le troisième, quant à lui, indique le rapport cyclique et le quatrième n'est utilisé que lorsque le microcontrôleur envoie la réponse à une demande de température. Sa valeur sera toujours zéro lors de l'envoi d'une commande.

Le code de commande convenu est le suivant :⁶

- 0 pour la température objet de la sonde 0;
- 1 pour la température objet de la sonde 1;
- 2 pour la température ambiante de la sonde 0;
- 3 pour la température objet de la sonde 1;
- 4 pour les battements cardiaques;
- 5 pour allumer les DELs visibles;
- 6 pour éteindre les DELs visibles;
- 7 pour allumer les DELs infrarouges;
- 8 pour éteindre les DELs infrarouges.

⁶ Kevin Dionne, Conception d'un circuit de contrôle pour un système de détection des facultés affaiblies, 2011.

En résumé, « lorsqu'un caractère est reçu et qu'aucunes commandes ne vient d'être reçues, on vérifie si le caractère reçu correspond bien au caractère de synchronisation; si c'est le cas, on récupère le reste des octets (l'interruption se déclenche chaque fois que 4 caractères sont reçus) et on place ceux-ci dans le tableau prévu à cette fin. Ensuite, on remet le compte des caractères à zéro et on met à 1 la variable signifiant qu'une commande doit être traitée ».⁷

2.9.4 Résultats de l'acquisition des battements cardiaques

L'acquisition des battements cardiaques se fait aussi en plusieurs étapes. Tout d'abord, dans la première étape, un filtre passe-haut est implémenté et a pour fonction de bloquer la composante continue du signal provenant du capteur de battements cardiaques. Ensuite, on s'assure que la composante alternative du signal n'est pas elle aussi filtrée. Après cette étape, pour éviter le phénomène de courant de fuite, le circuit équivalent est modifié et le signal entre dans un amplificateur avec un gain d'environ 220. Il est alors observé que le nombre de changements d'état est très élevé.

Pour remédier à ce problème, on place un filtre passe-bas à la sortie du comparateur. Le résultat observé est illustré à la Figure 44.

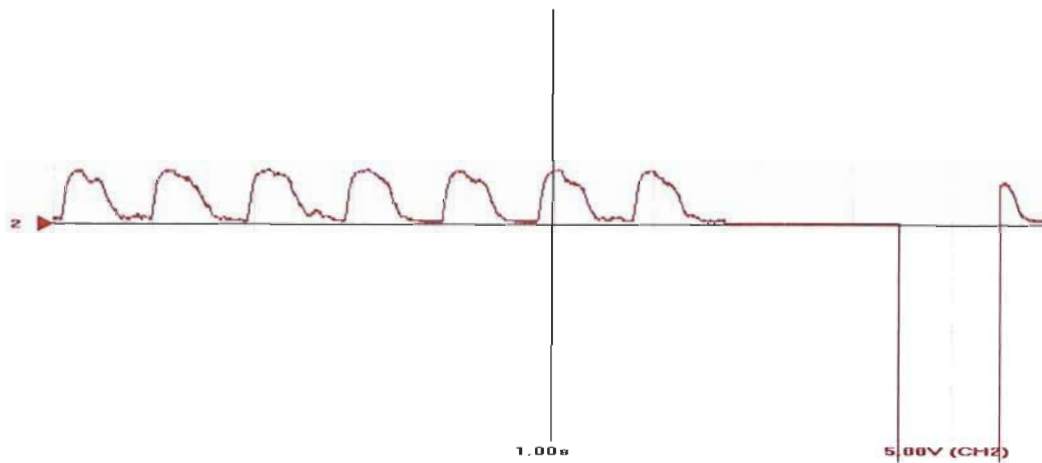


Figure 44 Sortie du comparateur après filtre [33].

⁷ Kevin Dionne, Conception d'un circuit de contrôle pour un système de détection des facultés affaiblies, 2011.

On remarque que le filtre a fait son travail et a permis d'éliminer le bruit pour ne conserver que le signal représentant un battement cardiaque. Le signal de l'état haut vers l'état bas correspond à une pulsation.

Cependant, le cycle de charge et de décharge a causé une déformation sur le signal. Le front montant est donc utilisé pour représenter un battement, car celui-ci est le moins déformé des deux. Puis, pour terminer, le microcontrôleur reçoit le signal et le traite. Il effectue le calcul et retourne le rythme cardiaque du sujet.

2.9.5 Résultats obtenus des capteurs de température

Pour vérifier l'exactitude des prises de mesure de température, deux tests ont été effectués. Soit la prise de la température de la pièce ainsi que la prise de température du corps humain au bout d'un doigt. La Figure 45 montre les résultats obtenus en plaçant le doigt très près du capteur (sans faire contact). Dans le contexte du prototype de détections des facultés affaiblies, la température est captée au niveau du visage de la personne testée.

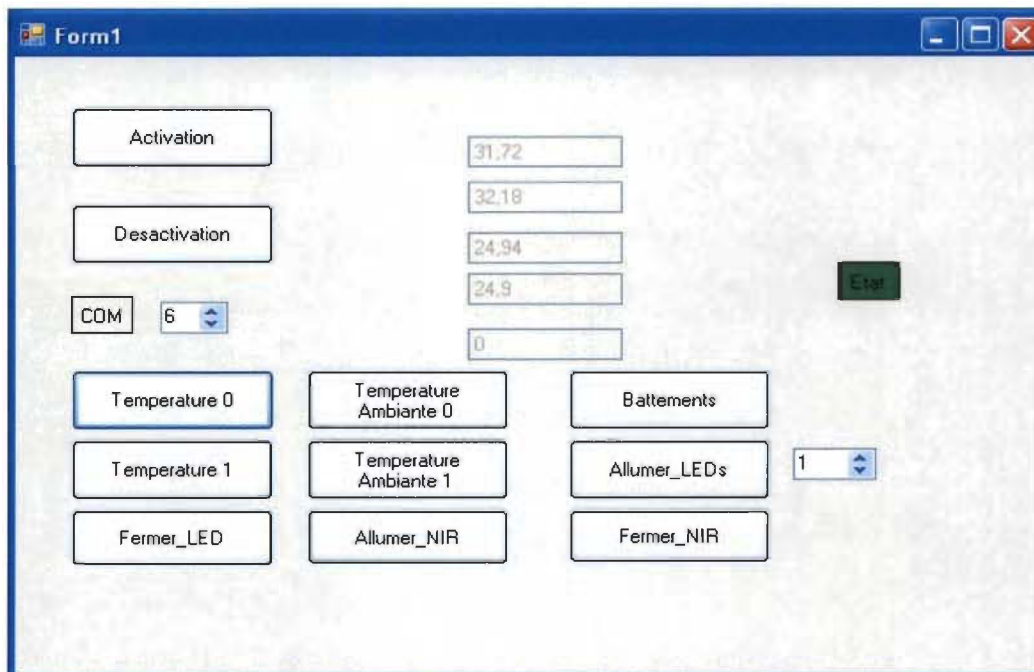


Figure 45 Mesure de la température de la pièce et du corps humain [33].

Dans les deux premières cases, on observe les résultats obtenus par le capteur de température de l'objet. Tandis que dans les deux dernières cases, on voit les résultats de mesure de température de la pièce effectuée par les deux capteurs.

Afin de justifier les mesures observées, ils ont également lu la température sur un thermomètre standard placé dans la pièce. La température indiquée de la pièce par ce thermomètre était environ égale à 25 degrés. En comparaison avec 24.94°C et 24.90°C pour les deux capteurs. On constate donc que la prise de mesure est fiable et efficace.

Dans un second temps, ils ont observé au bout du doigt des mesures de 31.72°C et 32.18°C. Encore une fois, les mesures ont du sens, car il a été démontré, dans des études antérieures, que la température corporelle au niveau de la peau se situe entre 30 à 33°C.

2.10 Conclusion

Dans ce chapitre, on a vu plusieurs méthodes qui nous permettent de détecter les facultés affaiblies. Plusieurs démarches ont prouvées avec succès qu'il était possible de déterminer ces facultés affaiblies. On a vu aussi les recherches faites dans ce domaine à l'U.Q.T.R. Ils ont permis d'avoir une base solide pour me permettre l'avancement de mon projet. Ces différentes approches ont été longuement étudiées et permettront de sauver des vies. Dans le cas de la fatigue, plusieurs systèmes, à l'aide d'une ou plusieurs caméras, ont fait leurs preuves pour démontrer quand la fatigue s'installe chez un individu et permet ainsi de le signaler.

Chapitre 3 Méthode expérimentale

3.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous allons aborder en détails la recherche effectuée depuis 2 ans. Nous allons tout d'abord voir la librairie Open CV utilisée pour la capture d'images et certaines opérations de traitement d'images de suivi oculaire et de dilatation et constriction des pupilles. Par la suite, nous regarderons les matériaux qui ont été utilisés pour construire notre prototype d'acquisition d'images. Nous ferons un survol des techniques utilisées, et, pour conclure, nous ferons un bref retour sur la démarche.

3.2 Open CV

Elle est une librairie libre qui permet de faire le traitement et l'acquisition d'images. Open CV signifie Open Computer Vision et est distribuée sous la licence BSD [20]. Elle propose plusieurs fonctionnalités, soit le traitement d'images et de vidéos, des algorithmes d'apprentissage, des calculs matriciels et d'autres fonctionnalités [21]. Dans ma présente recherche, j'utilise EMGU CV qui est un « wrapper » multiplateforme .Net pour la librairie Open CV, il permet de faire des appels aux fonctions et procédures de la librairie et ainsi pouvoir l'utiliser avec différents langages .Net tels que C# et VB. On peut retrouver toute l'information sur ce « wrapper » sur le site de EMGU CV :

http://www.emgu.com/wiki/index.php/Main_Page.

3.2.1 Traitement d'images

Elle offre plusieurs outils pour faire le traitement des images tels que :⁸

- lecture, écriture et affichage d'une image;
- calcul de l'histogramme des niveaux de gris ou d'histogrammes couleurs;
- lissage, filtrage;
- binarisation, segmentation en composantes connexes;
- morphologie mathématique.

3.2.2 Traitement vidéos

Elle offre aussi beaucoup d'outils permettant de faire le traitement de vidéos tels que :⁹

- lecture, écriture et affichage d'une vidéo (depuis un fichier ou une caméra);
- détection de droites, de segment et de cercles par Transformée de Hough;
- détection de visages par la méthode de Viola et Jones;
- cascade de classifieurs boostés;
- détection de mouvement, historique du mouvement;
- poursuite d'objets par mean-shift ou Camshift;

⁸ http://fr.wikipedia.org/wiki/OpenCV#cite_note-1

⁹ http://fr.wikipedia.org/wiki/OpenCV#cite_note-1

- détection de points d'intérêts;
- estimation de flux optique (tracker de Kanade-Lucas);
- triangulation de Delaunay;
- diagramme de Voronoi;
- enveloppe convexe;
- ajustement d'une ellipse à un ensemble de points par la méthode des moindres carrés.

3.2.3 Algorithmes d'apprentissages

Elle propose quelques algorithmes d'apprentissages tels que :⁵

- K-means;
- AdaBoost;
- Réseau de neurones artificiels;
- Machine à vecteurs de support;
- Estimateur (statistique).

3.2.4 Calculs Matriciels

Toutes les opérations matricielles de base sont disponibles et offertes. Prenons par exemple :⁵

- la transposée;
- calcul du déterminant;
- inversion;
- multiplication (par une matrice ou un scalaire);
- calcul des valeurs propres.

3.2.5 Autres fonctionnalités

Elle offre aussi beaucoup d'autres fonctionnalités qui permettent de faire de l'interfaçage graphique.

3.3 Prototype actuel

Les figures 46 à 48 affichent différentes vues du nouveau prototype. Comme dans les versions précédentes, les yeux sont plongés dans la pénombre totale. Deux caméras, capturant dans le spectre proche infrarouge, sont situées au fond pour la capture d'images vidéo de chacun des yeux. Un verre réfléchissant et transparent est aussi installé pour permettre l'affichage du stimulus qui se déplace devant les yeux du sujet. Un moteur de chorégraphies visuelles a aussi été implémenté. Il permet d'exécuter une série de commandes pour permettre l'affichage ou le déplacement du stimulus visuel, l'exécution de commandes verbales ou d'effets sonores, la communication avec un port COM, ainsi que la saisie de données qui sont capturées et sauvegardées sous un format vidéo non compressé. Il permet aussi l'extraction des données et l'analyse des résultats de ceux-ci. Puis pour terminer des lumières « led » sont installés pour permettre un éclairage des yeux lors du test de dilatation et constriction de la pupille.



Figure 46 Vue de face du prototype.



Figure 47 Vue de côté du prototype.

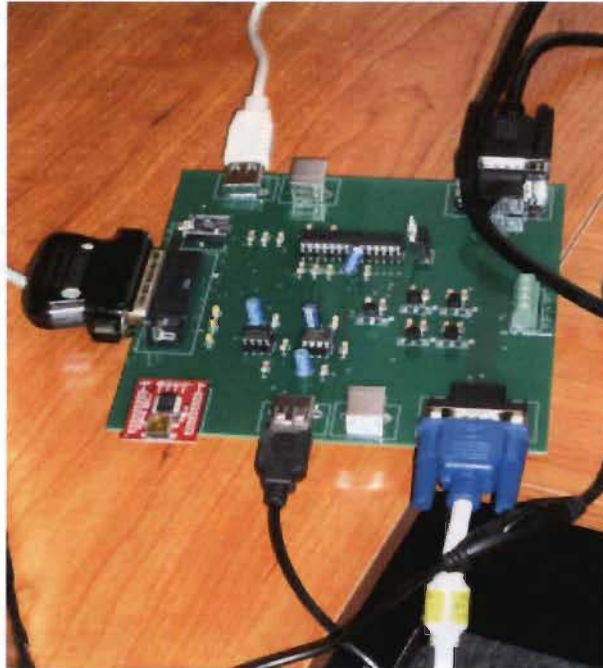


Figure 48 Carte permettant la communication entre le prototype et l'ordinateur.

3.4 Techniques utilisées

Voici en détails les étapes qui m'ont permis d'arriver à ces résultats. Tout d'abord, le sujet s'installe au poste de capture. Par la suite, les 3 tests sont effectués selon leurs scripts d'exécution respectifs (Figures 54 à 56).

À la suite du test, le vidéo de capture peut être ensuite analysé (Figures 50 à 53). Les résultats ainsi obtenus vont nous permettre de faire un diagnostic détaillé sur la façon dont l'œil du sujet a réagi au test.

Pour arriver à mes fins, j'ai utilisé la librairie Open C.V. (EMGU) pour me permettre de faire la capture des vidéos et le traitement de ceux-ci. L'analyse des résultats se fait sur chacune des images (frames) de la vidéo.

Voici en détails les techniques utilisées :

3.4.1 Algorithmes généraux

Voici en détails les principaux algorithmes utilisés dans l'exécution des différents tests, de l'acquisition des vidéos, ainsi que dans le traitement et l'affichage des résultats.

3.4.1.1 Traitement générique d'une séance de tests

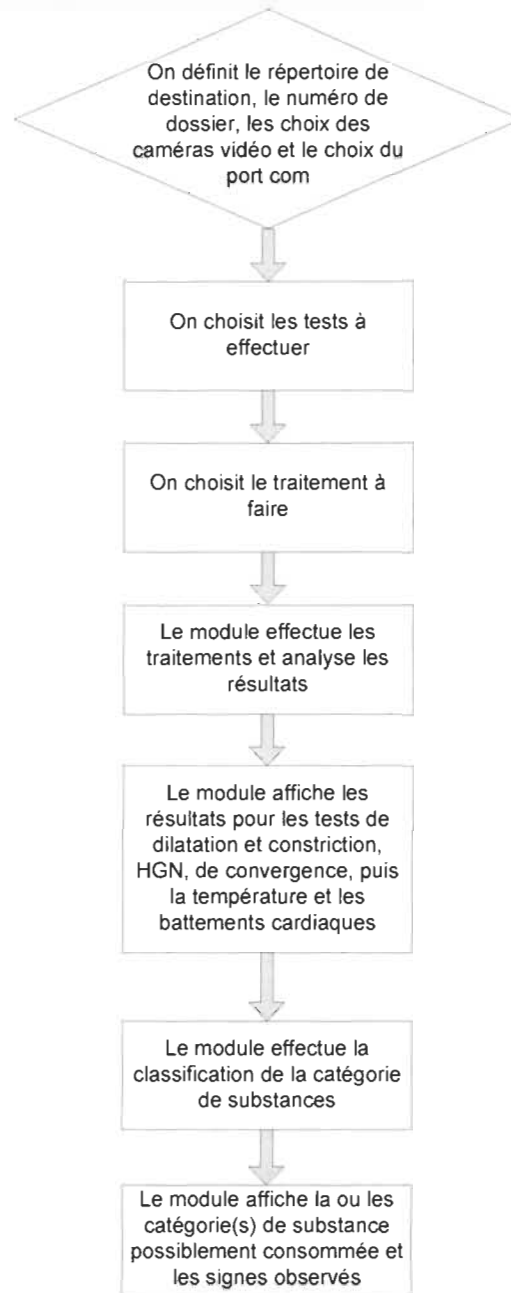


Figure 49 Traitement générique d'une séance de tests.

3.4.1.2 Traitement du vidéo de capture des tests du nystagmus horizontal et de la convergence

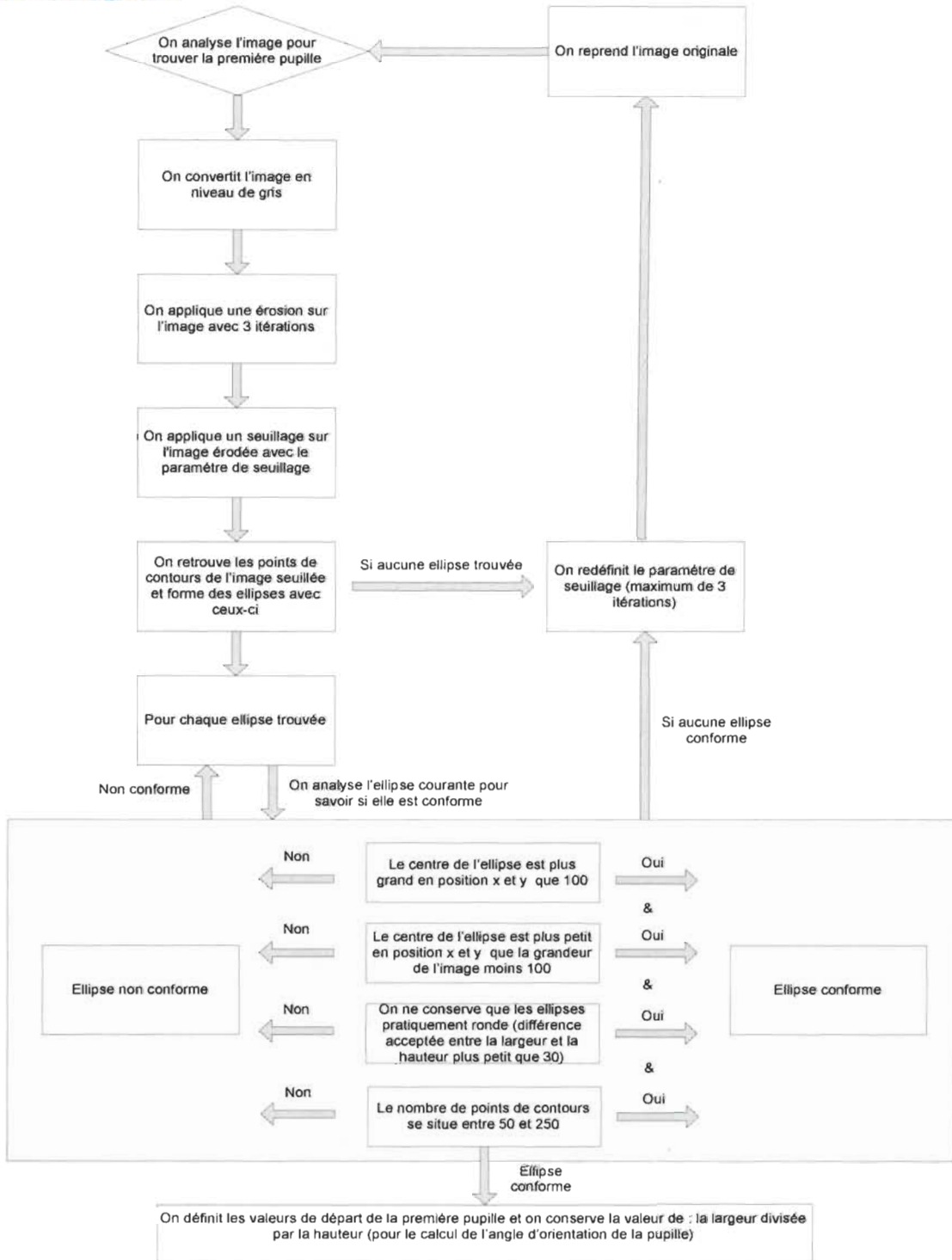


Figure 50 Algorithme effectué pour le traitement de la première image de la vidéo de capture du test de nystagmus horizontal et de convergence.

3.4.1.3 Traitement du vidéo de capture du test de dilatation et de constriction

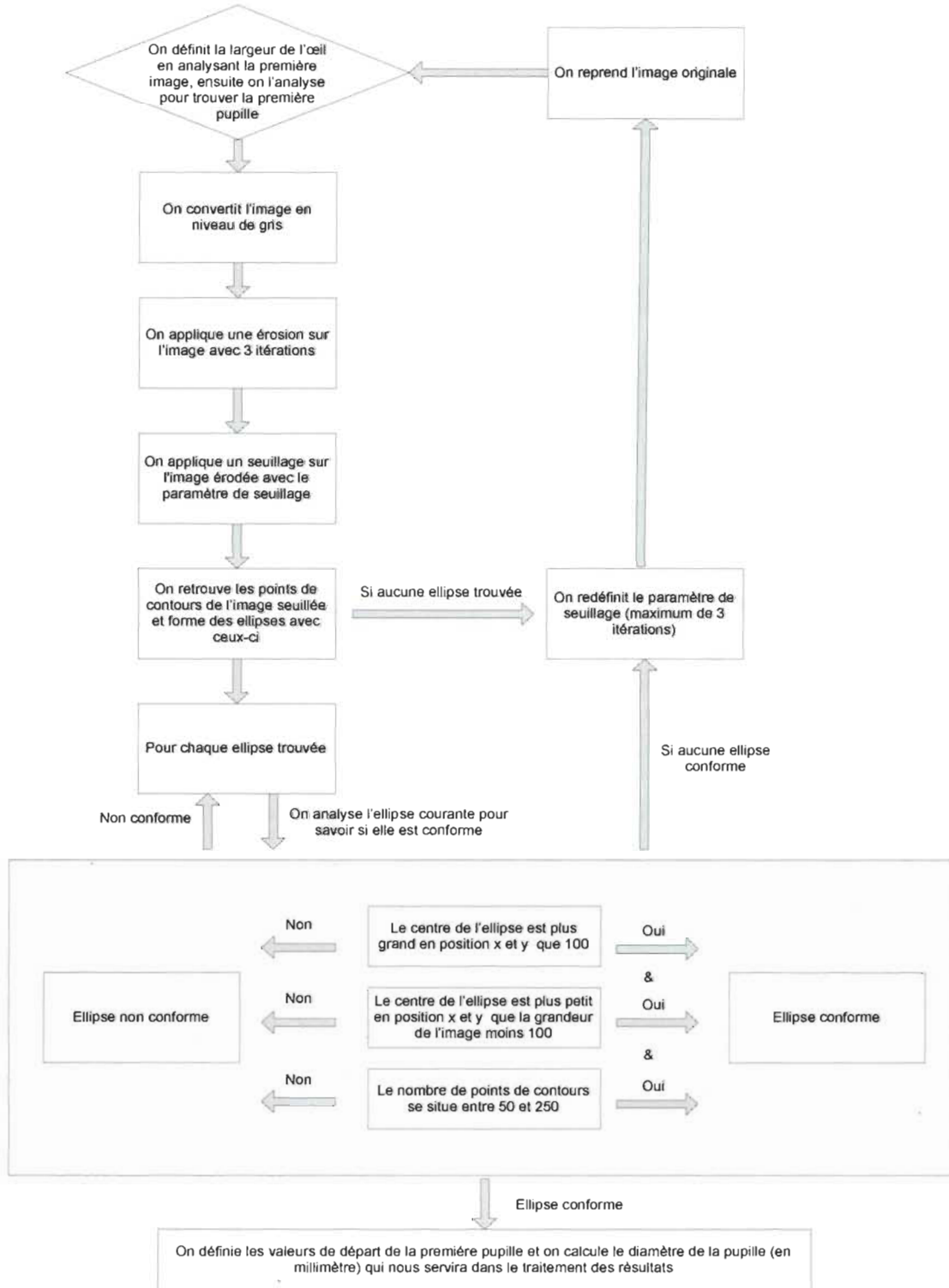


Figure 52 Algorithme effectué pour le traitement de la première image de la vidéo de capture du test de dilatation et constriction.

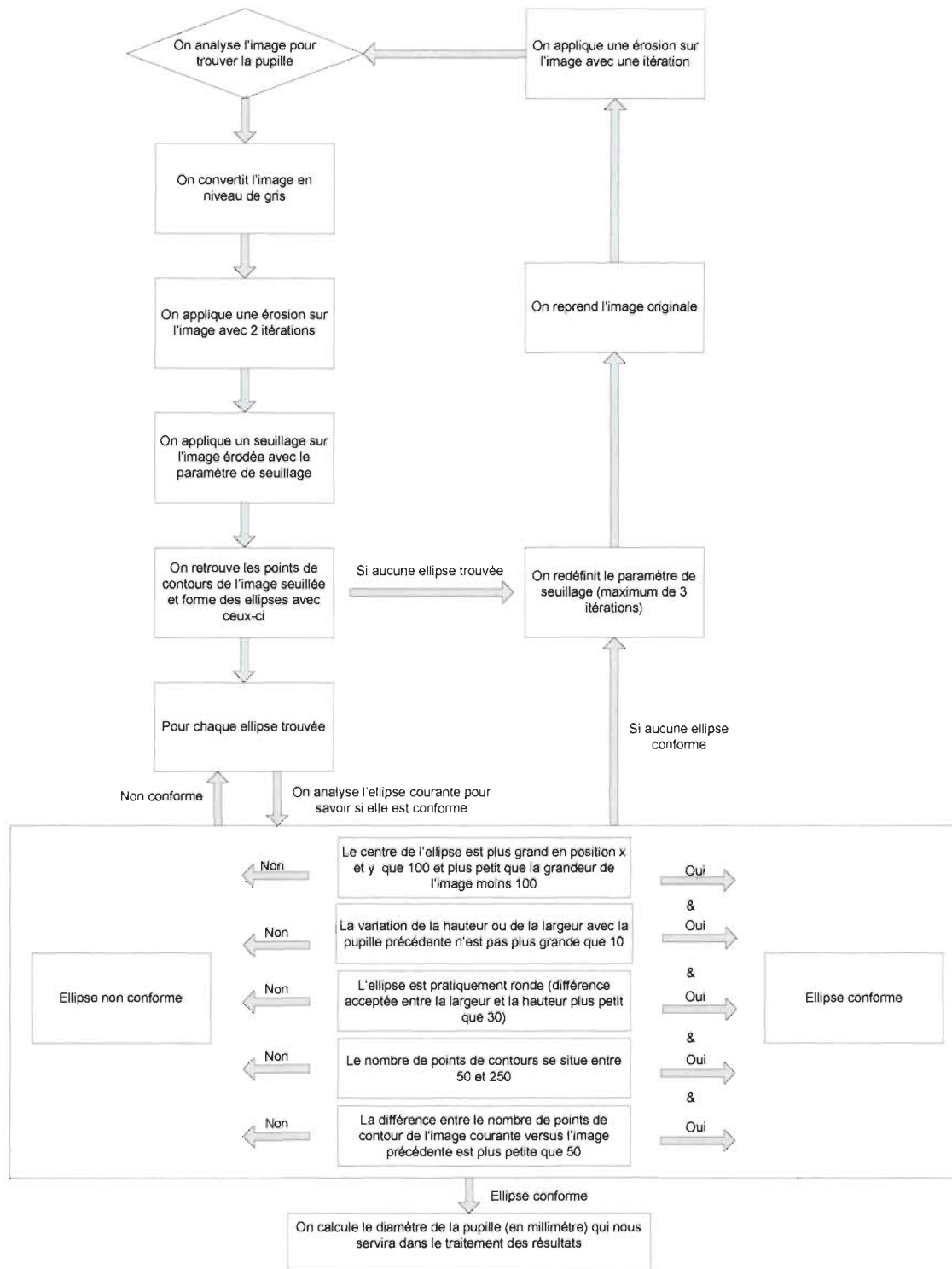


Figure 53 Algorithme effectué pour le traitement des autres images de la vidéo de capture du test de dilatation et constriction.

3.4.1.4 Algorithme du script exécuté pour effectuer le test du nystagmus horizontal

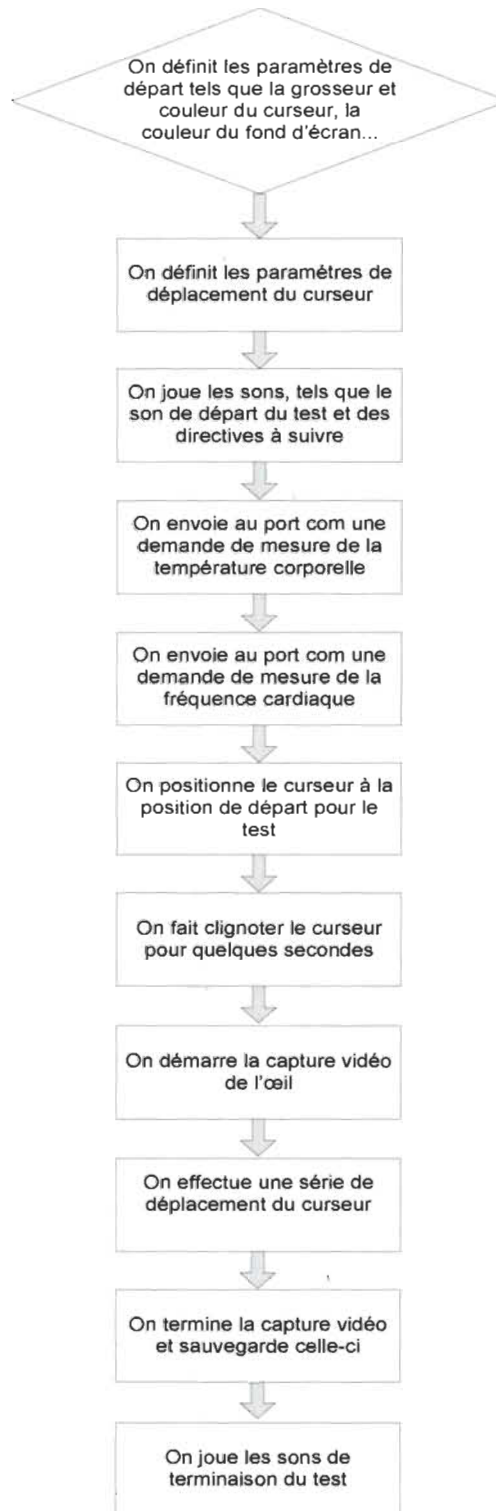


Figure 54 Algorithme du script exécutée pour effectuer le test du nystagmus horizontal.

3.4.1.5 Algorithme du script exécuté pour effectuer le test de dilatation et constriction

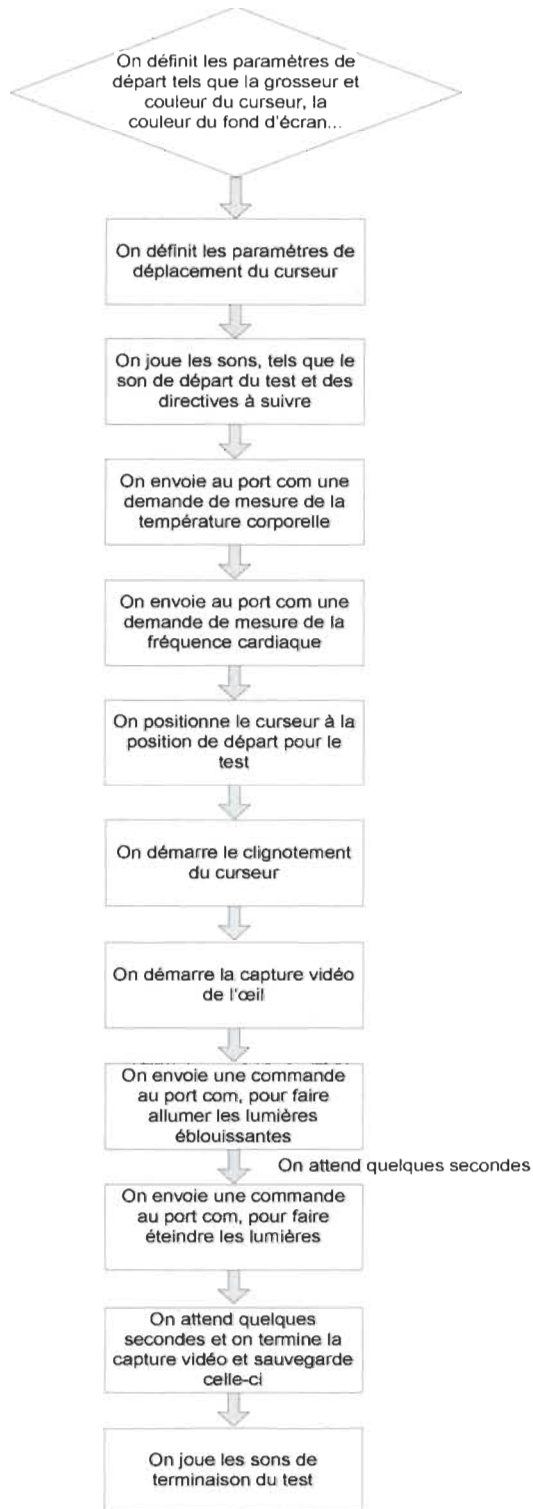


Figure 55 Algorithme du script exécuté pour effectuer le test de dilatation et constriction.

3.4.1.6 Algorithme du script exécuté pour effectuer le test de convergence

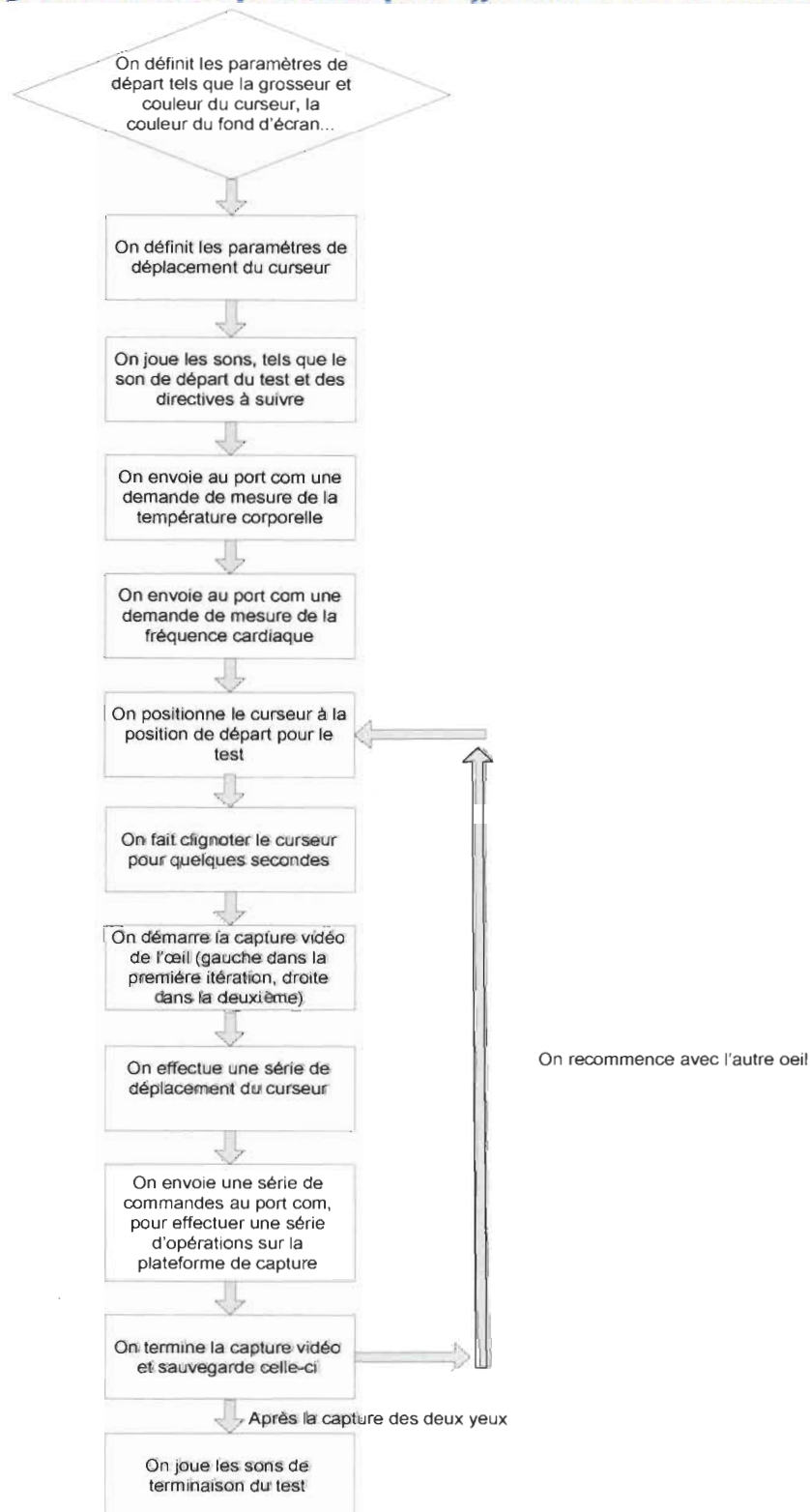


Figure 56 Algorithme du script exécuté pour effectuer le test de convergence.

3.4.2 Commandes Open CV (EMGU CV)

3.4.2.1 Convertir l'image en niveau de gris

```
Image<Bgr, Byte> imgTraitement = null;  
Image<Gray, Byte> imgGray = null;
```

```
imgGray = imgTraitement.Convert<Gray, Byte>().PyrDown().PyrUp();
```

La fonction « Convert » d'une image nous permet de convertir une image couleur en niveau de gris. Il est nécessaire d'avoir une image en niveau de gris pour nous permettre de faire un seuillage plus tard dans la démarche. La Figure 57 nous démontre le résultat obtenu.

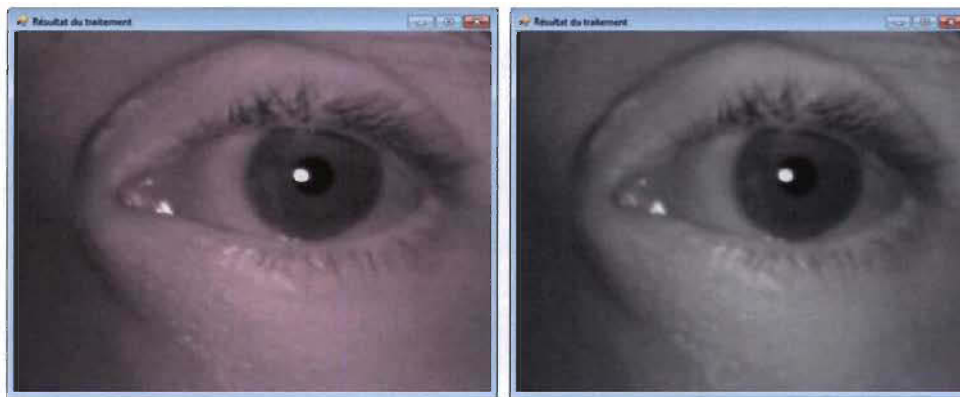


Figure 57 Conversion en niveau de gris. Gauche : image originale. Droite : en niveau de gris.

3.4.2.2 Appliquer une érosion sur l'image

```
Image<Gray, Byte> imgGray = null;  
imgGray = imgGray.Erode(3);
```

La fonction « Erode » nous permet d'appliquer une érosion sur une image. Le chiffre indique le nombre d'itération à effectuer. La Figure 58 nous démontre les résultats obtenus après 3 itérations.

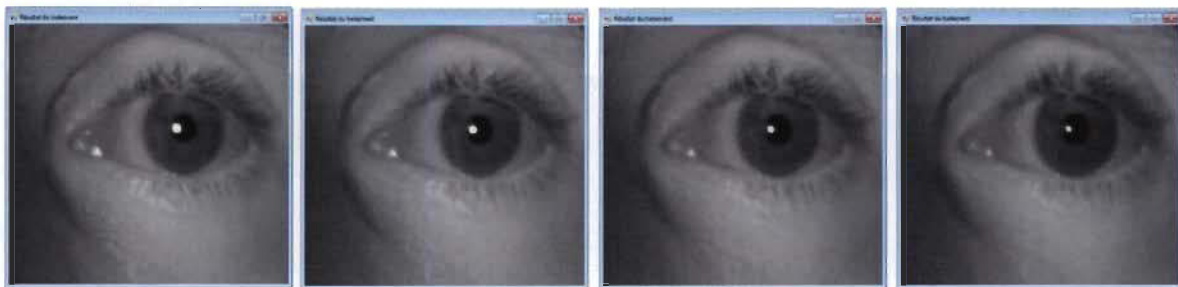


Figure 58 Érosion avec 3 itérations. Gauche : Image originale. Vers la droite : itération 1-2-3.

3.4.2.3 Appliquer un seuillage

```
Image<Gray, Byte> imgGraySeuillage = null;  
Image<Gray, Byte> imgGray = null;
```

```
imgGraySeuillage = imgGray.ThresholdBinary(new Gray(seuil), new  
Gray(valeurMaximale));
```

La fonction « ThresholdBinary » nous permet d'appliquer un seuillage sur une image. Le premier paramètre, le seuil et le deuxième sont la valeur maximale. La Figure 59 nous démontre les résultats obtenus après un seuillage sur une image. Le seuil est de 60 et la valeur maximale est 255. Un fait à noter, le seuillage doit s'appliquer sur une image en niveau de gris.

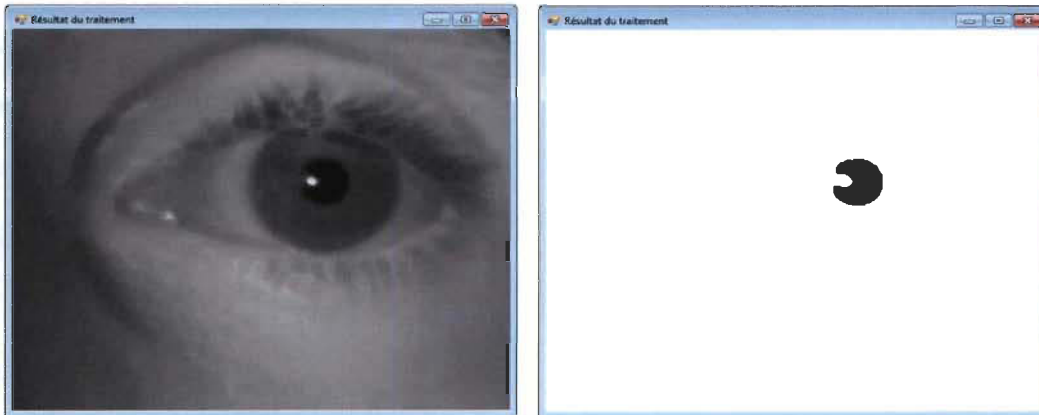


Figure 59 Seuillage sur une image. Gauche : image originale. Droite : après seuillage.

3.4.2.4 Retrouver les points de contours et création d'ellipses avec ceux-ci

```
using (MemStorage storage = new MemStorage())//On alloue une place en mémoire
{
for (Contour<Point> contours =
imgGraySeuillage.FindContours(CHAIN_APPROX_METHOD.CV_CHAIN_APPROX_NONE,
RETR_TYPE.CV_RETR_LIST); contours != null; contours = contours.HNext)
{
//On essaie de construire une ellipse avec les contours
Emgu.CV.Structure.Ellipse ellip = new Ellipse();

ellip.MCvBox2D = CvInvoke.cvFitEllipse2(contours);
}

//On dessine l'ellipse sur l'image
MCvScalar couleurLigne = new MCvScalar(255, 255, 255);

Point center_ellipse = new Point((int)ellip.MCvBox2D.center.X,
(int)ellip.MCvBox2D.center.Y);

Size size_ellipse = new Size((int)(ellip.MCvBox2D.size.Width / 2),
(int)(ellip.MCvBox2D.size.Height / 2));

double angle_ellipse = -ellip.MCvBox2D.angle;

CvInvoke.cvEllipse(imgTraitement, center_ellipse, size_ellipse, angle_ellipse, 0, 360,
couleurLigne, 1, LINE_TYPE.CV_AA, 0);
}
```

La fonction « FindContours » nous permet de retrouver les listes de points de contours contenues dans l'image. La fonction « CvInvoke.cvFitEllipse2 » permet d'essayer de construire une ellipse avec chacune des listes de points de contours. Puis, la fonction « CvInvoke.cvEllipse » nous permet de dessiner les ellipses sur l'image originale.

C'est donc avec ces méthodes que je réussis à retrouver l'emplacement et les caractéristiques de la pupille. Une certaine sélection doit être précédemment faite pour nous permettre de trouver les ellipses qui correspondent à une pupille. Certaines ellipses qui ne répondent pas aux exigences (Figures 50 à 53) ne sont pas conservées.

Voici en détails les critères de sélection qui nous permettent de valider l'ellipse dans le cas des tests de nystagmus et de convergence :

- Le centre de l'ellipse est plus grand en position x et y que 100;
- Le centre de l'ellipse est plus petit en position x et y que la grandeur de l'image moins 100;
- L'ellipse est pratiquement ronde (différence acceptée entre la largeur et la hauteur plus petit que 30);
- Le nombre de points de contours se situe entre 50 et 250;
- La différence entre le nombre de points de contour de l'image courante versus l'image précédente est plus petite que 50.

Voici en détails les critères de sélection qui nous permettent de valider l'ellipse dans le cas des tests de dilatation et constriction de la pupille :

- Le centre de l'ellipse est plus grand en position x et y que 100 et plus petit que la grandeur de l'image moins 100;
- La variation de la hauteur ou de la largeur avec la pupille précédente n'est pas plus grande que 10;
- L'ellipse est pratiquement ronde (différence acceptée entre la largeur et la hauteur plus petit que 30);
- Le nombre de points de contours se situe entre 50 et 250;
- La différence entre le nombre de points de contour de l'image courante versus l'image précédente est plus petite que 50.

La Figure 60 nous démontre les résultats obtenus après avoir éliminé les ellipses qui ne semblaient pas être une pupille. Ayant les caractéristiques de la pupille, on est en mesure de retrouver le centre de l'ellipse en X et Y dans l'image. On peut aussi avoir la largeur et la hauteur de celle-ci. Ces deux dernières données seront utilisées pour nous permettre de calculer l'orientation du regard. La largeur de l'ellipse nous permet aussi de calculer le diamètre de la pupille pour l'analyse du test dilatation et constriction de la pupille.



Figure 60 Sélection de l'ellipse qui est la pupille. Gauche : avant élimination. Droite : après élimination.

3.4.2.5 Capture vidéo à partir d'une caméra web

```
Capture capture = null;
ImageViewer imgViewer = new ImageViewer();
Videowriter videowriter = null;
bool enCapture = true;

capture = new Capture(0);
videowriter = new Videowriter(nomFichier, 0, fps, capture.Width, capture.Height,
true);

imgViewer.Show();

//Tant qu'on capture
while (enCapture)
{
    Image<Bgr, Byte> frame = capture.QueryFrame();
    imgViewer.Image = frame;
    if (frame != null)
        videowriter.WriteFrame(frame);
    else
        enCapture = false;
}

capture.Dispose();
imgViewer.Dispose();
videowriter.Dispose();
```

L'objet « Capture » permet de faire la capture vidéo en temps réel à partir d'une caméra web branchée sur un ordinateur. Le chiffre passé en paramètre est l'index de la caméra branchée.

L'objet « Videowriter » permet de faire la sauvegarde des images (frames) capturées par l'objet « Capture ».

L'objet « ImageViewer » permet le visionnement d'une image.

La fonction « QueryFrame » permet de retrouver l'image courante de la capture vidéo.

3.4.2.6 Analyse des images (frames) d'un vidéo

```
Capture capture = null;
bool finLecture = false;
Image<Bgr, Byte> imgFrame = null;
ImageViewer imgViewer = new ImageViewer();

capture = new Capture(nomDuVideo);
imgViewer.Show();

while (!finLecture)
{
    imgFrame = capture.QueryFrame();
```

```
if (imgFrame != null)
    imgViewer.Image = imgFrame;
else
    finLecture = true;
}
```

L'objet « Capture » permet d'analyser les images de la vidéo en format .avi.
La fonction « QueryFrame » permet de retrouver l'image courante dans le vidéo.

3.4.3 Calcul du diamètre de la pupille

Le diamètre antéropostérieur du globe oculaire chez l'humain adulte est en moyenne de 25 millimètres [29]. On peut donc se fier à cette mesure pour nous permettre de faire nos calculs de diamètre de la pupille.

Au départ du test de dilatation et constriction de la pupille, une image est affichée à l'utilisateur pour lui permettre de définir le début de l'œil à gauche et la fin de l'œil à droite (Figure 61). Avec ces deux positions en X sur l'image, on est en mesure de définir le diamètre de l'œil, en pixel, dans cette image.

En appliquant la formule mathématique qui suit, on peut alors retrouver la valeur X, en millimètre, d'un pixel. Ayant cette information, on pourra facilement faire le calcul pour déterminer le diamètre de la pupille.

$$X = \text{Largeur moyenne de l'œil (millimètre)} / \text{Largeur défini de l'œil (pixel)}$$

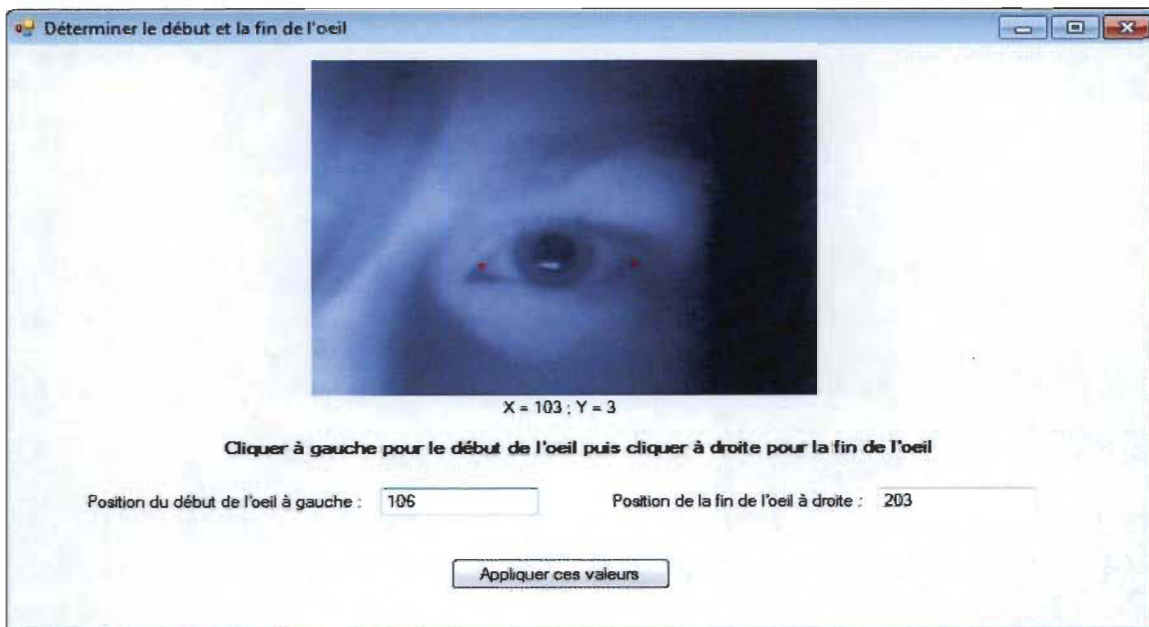


Figure 61 Définition de la largeur de l'œil.

3.4.4 Calcul angle d'orientation du regard

3.4.4.1 Position du centre de la pupille sur l'axe des X

En utilisant la valeur en X du centre de la pupille et en présumant que l'angle d'orientation du regard débute à 0 degré et se termine à 45 degrés. On est en mesure de retrouver ce que vaut en degré un déplacement d'un pixel sur l'axe des X. En ayant cette information, on peut calculer l'angle d'orientation du regard pour chacune des positions de la pupille dans la vidéo.

Par contre, il y a quelques lacunes dans cette démarche :

- On n'est pas sûr que l'angle de départ se situe à 0 degré.
- On n'est pas sûr que l'angle d'orientation du regard à la fin soit de 45 degrés.
- Plus que l'angle d'orientation s'agrandi, plus il sera difficile de retrouver les présences de nystagmus dans le vidéo, car la position en X ne varie plus beaucoup. Donc, une marge d'erreur plus grande.

3.4.4.2 Méthode des moindres carrés polynomiaux [8]

La méthode des moindres carrés polynomiaux permet de faire de l'interpolation de données selon une fonction non-linéaire nous permettant ainsi de retrouver la valeur la plus près possible de sa valeur réelle (selon des données de références réelles).

Pour pouvoir utiliser cette méthode, on a créé des vidéos de références qui nous ont permis d'avoir la référence de la largeur de la pupille / la hauteur de la pupille pour les angles de 0, 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40 et 45 degrés.

Avec ces références et la méthode des moindres carrés polynomiaux on est en mesure de retrouver l'angle d'orientation de chaque pupille du vidéo, car on connaît la valeur de la largeur de la pupille / la hauteur de la pupille pour chacune d'entre elle.

De façon détaillée, on veut trouver les coefficients A_0, A_1, \dots, A_d pour permettre au point de données de l'équation d'être le plus près possible de : $A_0 * x^0 + A_1 * x^1 + A_2 * x^2 + \dots + A_d * x^d$. Le but est de minimiser la somme des carrés des distances verticales entre la courbe et les points.

L'équation 1 nous montre la fonction des erreurs :

$$E(A_0, A_1, \dots, A_d) = \sum (y_i - (A_0 * x_i^0 + A_1 * x_i^1 + A_2 * x_i^2 + \dots + A_N * x_i^d))^2 \quad (1)$$

Pour simplifier, disons que E_i est une erreur dans le i th terme :

$$E(A_0, A_1, \dots, A_d) = \sum E_i^2 \quad (2)$$

Les étapes pour trouver la meilleure solution sont les mêmes que pour trouver les moindres carrés d'une fonction linéaire :

- Prendre les dérivées partielles de la fonction d'erreur en respectant les variables A_0, A_1, \dots, A_d .
- Mettre les dérivées partielles égale à 0 pour obtenir $N + 1$ équations et $N+1$ inconnus A_0, A_1, \dots, A_d .
- Résoudre les équations pour A_0, A_1, \dots, A_d .

La dérivée partielle de la fonction d'erreur implique que de simple puissance de A_s .

Par exemple, la dérivée partielle qui respecte A_k est :

$$\frac{\partial E}{\partial A_k} = \sum 2 * E_i * \frac{\partial E_i}{\partial A_k} \quad (3)$$

La dérivée partielle de E_i avec le respect de A_k contient beaucoup de termes impliquant des puissances de x_i et différents A_s , mais avec le respect de A_k ils sont tous des constantes à l'exception du terme $A_k * x_i^k$.

Tous les autres termes sont :

$$\frac{\partial E}{\partial A_k} = \sum 2 * E_i * (-x_i^k) \quad (4)$$

En substituant la valeur de E_i , multiplie le $-x_i^k$ terme et ajoute le A_s séparément on obtient :

$$\frac{\partial E}{\partial A_k} = 2 * (\sum y_i * x_i^k - A_0 \sum x_i^k - A_1 \sum x_i^{k+1} - A_2 \sum x_i^{k+2} - \dots - A_d \sum x_i^{k+d}) \quad (5)$$

En regardant en détails, on remarque que la plupart des termes ont des valeurs que l'on peut calculer en utilisant les valeurs x_i et y_i . Par exemple, le premier terme est une somme des produits des valeurs y_i et les valeurs x_i élevé à la k th puissance.

Le terme suivant est A_0 fois la somme des valeurs x_i élevé à la k th puissance. Parce que y_i et x_i sont des valeurs connues. Cette équation est la même que la suivante pour un jeu de données de constantes S :

$$\frac{\partial E}{\partial A_k} = 2 * (S - A_0 * S_0 - A_1 * S_1 - \dots - A_d * S_d) \quad (6)$$

C'est une équation avec $d+1$ inconnus A_0, A_1, \dots, A_d .

Quand nous prenons la dérivée partielle pour les valeurs de k variant de 0 à d , nous obtenons $d+1$ équations avec $d+1$ inconnus et nous pouvons alors déduire les inconnus.

La méthode des moindres carrés linéaires est un cas où $d = 1$. Pour les cas plus généraux, on doit utiliser une méthode plus générique, telle que l'élimination Gaussienne. Elle permet ainsi de résoudre l'équation et d'obtenir un résultat fiable.

3.5 Classification du type de substance

En utilisant les résultats et mesures de plusieurs tests. On va être en mesure, avec une marge d'erreurs très petite, de déterminer la ou les catégories de substances possiblement consommées par le suspect. En se référant au Tableau 5 des signes pouvant être retrouvés chez un individu en état de facultés affaiblies, on va pouvoir classifier le type de substance. Le Tableau 10 démontre les valeurs attribuées pour chaque catégorie en fonction des signes retrouvées. Il est à la base de notre classification. Les signes retrouvés chez un individu sont comparés à chaque vecteur de référence de la catégorie de substances. La ou les corrélations les plus fortes sont extraites et affichées comme étant un résultat probable d'intoxication.

CATEGORIES	DEPRESSANTS	STIMULANTS	HALLUCINOGENS	PCP	NARCOTIC ANALGESICS	INSALANTS	CANNABIS
MOOD	1	0	0	1	0	1	0
LACK OF CONVERGENCE	1	0	0	1	0	1	1
PUPIL SIZE	0.5	0	0	0.5	1	0.5	0
REACTION TO LIGHT	0	0	0.5	0.5	0	0	0.5
PULSE RATE	0	1	1	1	0	1	1
BODY TEMPERATURE	0.5	1	1	1	0	0 / 0.5 / 1	0.5

Pupils = 1, Nause = 0
Slow = 0, Normal = 0.5

Dilated = 0, Normal = 0.5, Constricted = 1
Down = 0, Normal = 0.5, Up = 1

Tableau 10 Valeurs attribuées à chaque signe pour permettre la classification.

Dans nos présentes recherches, on utilise 3 tests et 2 prises de mesure. Les 3 tests sont le test de nystagmus horizontal, le test de dilatation et constriction de la pupille et le test de convergence. Pour les mesures, on mesure le rythme cardiaque et la température corporelle. Alors, on est en mesure de retrouver 6 des 8 signes présent dans le Tableau 5.

Par exemple, si j'effectue une série de tests et que je remarque des présences de 5 saccades, une constriction lente de la pupille, une pupille de grosseur normale, un manque de convergence, un rythme cardiaque plus lent que la normale et une température du corps normale. En se fiant au Tableau 5, deux catégories de substances se rapprochent de ces symptômes, soit les déprimeurs du système nerveux et les inhalants. Le Tableau 11 nous démontre la classification des 2 catégories.

CATEGORIES	DEPRESSANTS	INHALANTS
HGN	1	1
LACK OF CONVERGENCE	1	1
PUPIL SIZE	0.5	0.5
REACTION TO LIGHT	0	0
PULSE RATE	0	1
BODY TEMPERATURE	0.5	0 / 0.5 / 1

Present = 1, None = 0 Dilated = 0, Normal = 0.5, Constricted = 1
 Slow = 0, Normal = 0.5 Down = 0, Normal = 0.5, Up = 1

Tableau 11 Classification de l'exemple.

Un seul signe est différent pour ces deux types de substances : le rythme cardiaque. Ayant observé un rythme cardiaque plus lent, on va pouvoir exclure les inhalants qui eux augmentent le rythme cardiaque.

Il ne restera donc que les déprimeurs du système nerveux. L'alcool fait partie de cette catégorie et vu qu'on a remarqué des présences de 4 saccades ou plus, on peut fortement croire que c'est l'alcool qui est en cause avec un taux d'alcoolémie plus élevé que 0.08 g% dans le sang.

3.6 Conclusion

Avec ces différentes techniques analysées, on est en mesure d'automatiser, de façon efficace, les tests de nystagmus et de dilatation / constriction de la pupille. La capture se fait très bien et les techniques nous permettent, de façon très efficace (à 97 % et plus), de retrouver la pupille dans chacune des images de la vidéo. Les caractéristiques de la pupille étant ainsi extraites nous permettent de calculer l'orientation du regard dans les tests de nystagmus et de la convergence et nous permet de calculer le diamètre de la pupille pour le test de dilatation / constriction de la pupille.

Pour ce qui est du test de convergence, la plateforme de capture et le script d'exécution du test devra être améliorée pour réussir à avoir une convergence des yeux optimale. Il est difficile d'obtenir l'effet 3D du déplacement du stimulus visuel vers le nez de l'observateur. Par contre, le traitement de la vidéo ne causera aucun problème, car on utilise le même principe que le test du nystagmus horizontal. Soit l'angle d'orientation du regard et la présence d'oscillation dans l'angle d'orientation. Les vecteurs de l'œil droit et de l'œil gauche pourront aussi être comparés et analysés pour en déceler le manque de parallélisme et similitude.

La détection de la pupille étant faite, on est capable de retrouver 6 des 8 signes présents dans le Tableau 5, soit la détection des HGN, le manque de convergence, le diamètre de la pupille, la réaction de la pupille à la lumière vive, la température corporelle ainsi que la fréquence cardiaque.

Avec la détection de ces 6 signes, on peut ainsi classifier, avec un faible pourcentage d'erreur, la catégorie de substances qui aurait pu être consommée.

Chapitre 4 Résultats appliqués et discussion

4.1 Introduction

Dans le chapitre précédent, on a vu les techniques utilisées pour nous permettre d'automatiser les 3 principaux tests de détection des facultés affaiblies. Maintenant, nous allons nous attarder aux résultats obtenus pour ces différents tests. Tout d'abord, nous allons visualiser les résultats du test de dilatation / constriction de la pupille, puis suivra les résultats du test nystagmus horizontal. Enfin, nous terminerons avec les résultats du test de convergence.

4.2 Test de dilatation et constriction de la pupille

Dans ce test, la principale chose à analyser est la taille de la pupille. Il y a différentes étapes qui doivent être respectées pour correspondre au test du DRE de constriction / dilatation de la pupille.

Voici les éléments qui devront être observés ou suivis :

- Le test débute dans la pénombre pour faire en sorte que la pupille obtienne une taille de départ stable;
- Une lumière brillante (illumination de lumière blanche) est ensuite allumée;
- La pupille devrait se contracter rapidement (en une seconde et moins);
- On éteint la lumière;
- La pupille devrait redevenir à un état semblable au début du test ou du moins avoir une phase de dilatation apparente.

Donc, en résumé la pupille devrait se contracter rapidement lorsque la lumière est allumée, puis se dilater lorsque la lumière visible se ferme.

Nous avons vu, dans les chapitres précédents, que l'alcool et les drogues ont une influence sur la taille de la pupille et sur sa réaction face à différents stimulus. Il a été démontré, dans différentes recherches, que lorsque la constriction se fait tranquillement et prend plus d'une seconde à se faire, il y a de forte chance, si on exclut une raison médicale, que ce soit à cause des facultés affaiblies. La Figure 62 nous démontre les résultats obtenus :

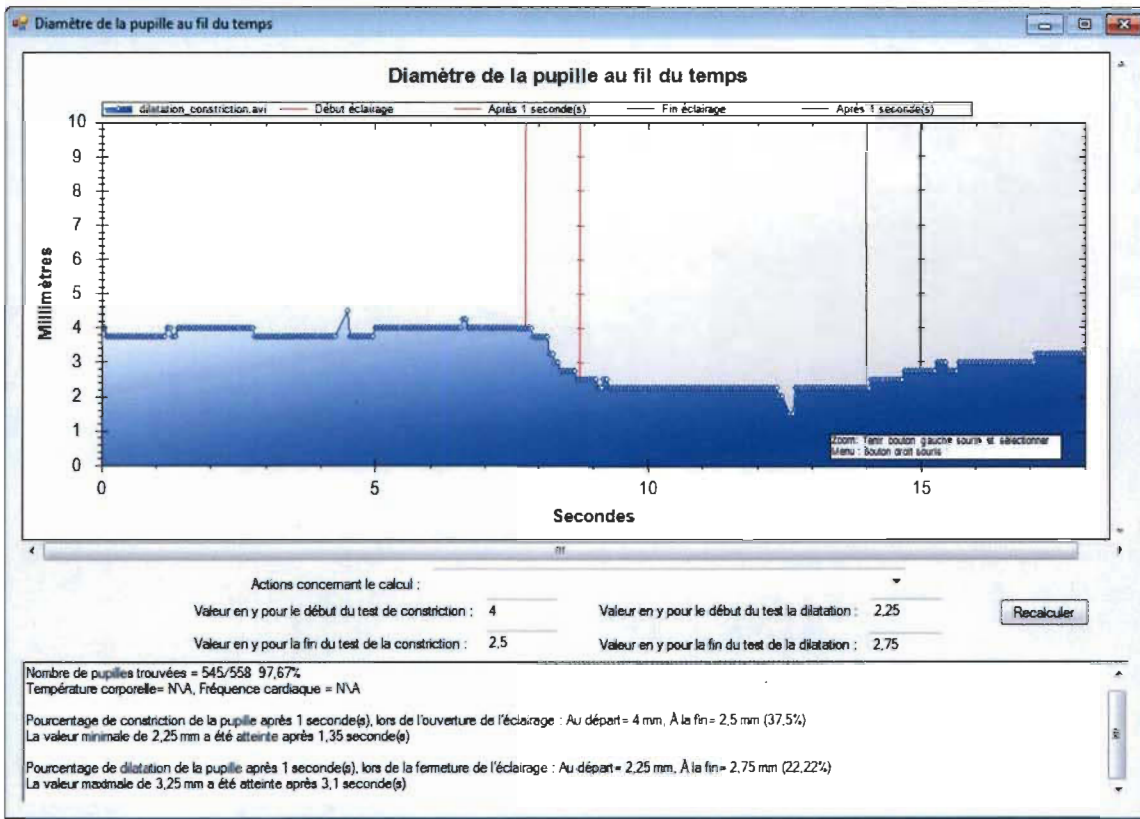


Figure 62 Résultats au test de dilatation et constriction de la pupille.

Tout d'abord, on remarque que près de 98 % des pupilles ont été détectées. Alors, avec ce pourcentage, on peut conclure que les données extraites des pupilles sont en quantité suffisante pour nous permettre d'être représentatif de la réalité.

Les résultats obtenus proviennent de la vidéo d'une personne qui n'était pas sous l'influence d'aucune substance. L'analyse nous démontre un diamètre de la pupille stable avant le début de l'éclairage. On a le diamètre de la pupille au début de l'éclairage, puis après une seconde. Ce qui nous donne un pourcentage de constriction durant la première seconde. Si on remarque une constriction, telle qu'observée dans la Figure 62, le sujet n'est pas sous l'influence d'une substance affectant les facultés de l'individu. Une absence de réaction pourrait être causée par l'alcool ou les drogues.

Lorsque la lumière blanche se ferme, on utilise le même calcul d'une seconde pour recalculer le pourcentage de dilatation de la pupille. Encore une fois, une absence de réaction pourrait être un signe de problématiques chez le sujet. L'affichage graphique des diamètres de la pupille en fonction du temps permet d'avoir une image claire des résultats obtenus. On voit nettement la progression durant toute la durée du test.

4.3 Test de nystagmus horizontal

Dans ce test, le sujet doit suivre un stimulus qui se déplace devant son œil. On doit analyser sa capacité à suivre cet objet de la façon la plus fluide possible. Comme il a été vu dans les chapitres précédents, différentes substances, telles que l'alcool, ont un effet sur la capacité à suivre un objet d'une manière cohérente et fluide. On va donc tenter d'observer les saccades (nystagmus) dans le suivi. Il a été démontré qu'une présence de 4 saccades ou plus indiquent que la personne a un taux d'alcool à 0.08 g% (80 mg) ou plus dans le sang. L'orientation du regard sera donc la chose principale à observer dans ce test.

Les résultats suivants proviennent d'une personne n'ayant consommé aucune substance qui aurait pu influencer ses facultés. La Figure 63 nous démontre les résultats obtenus d'un déplacement de regard de 0 degré jusqu'à 45 degrés. Déplacement qui est effectué lors du suivi de l'objet dans le test de nystagmus horizontal. Aussi, la Figure 64 démontre des déplacements aller-retour de 0 degré ou près vers 45 degrés.

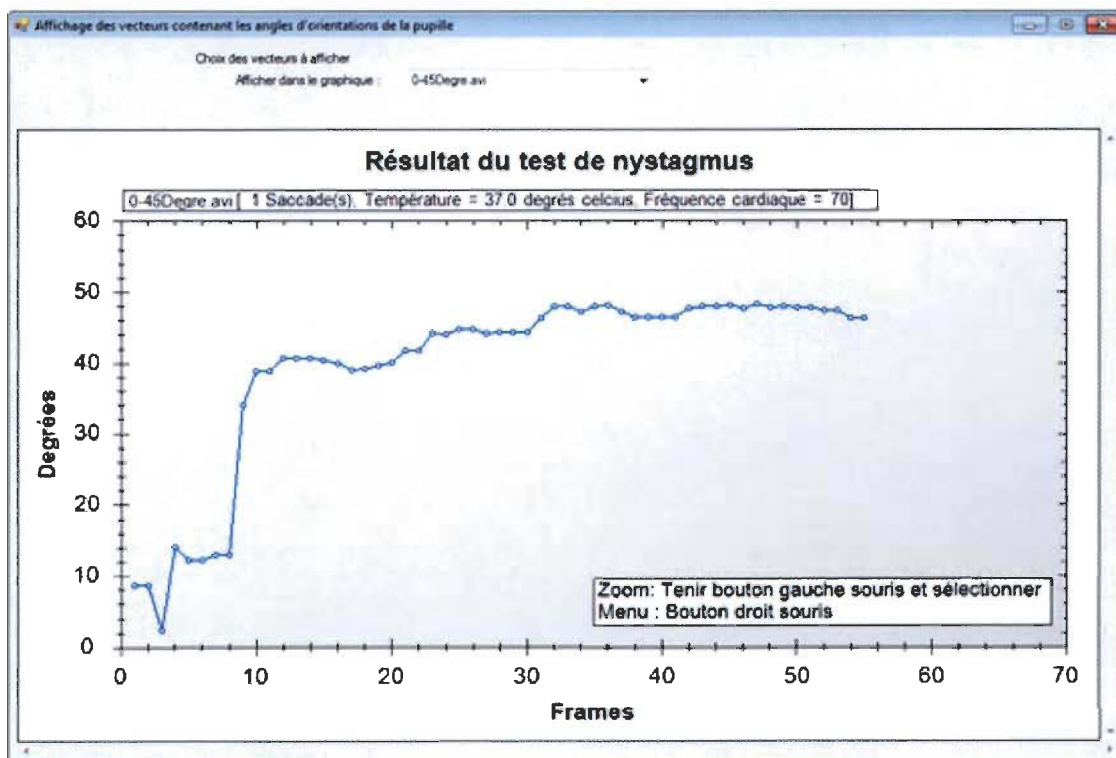


Figure 63 Déplacement du regard de 0 à 45 degrés.

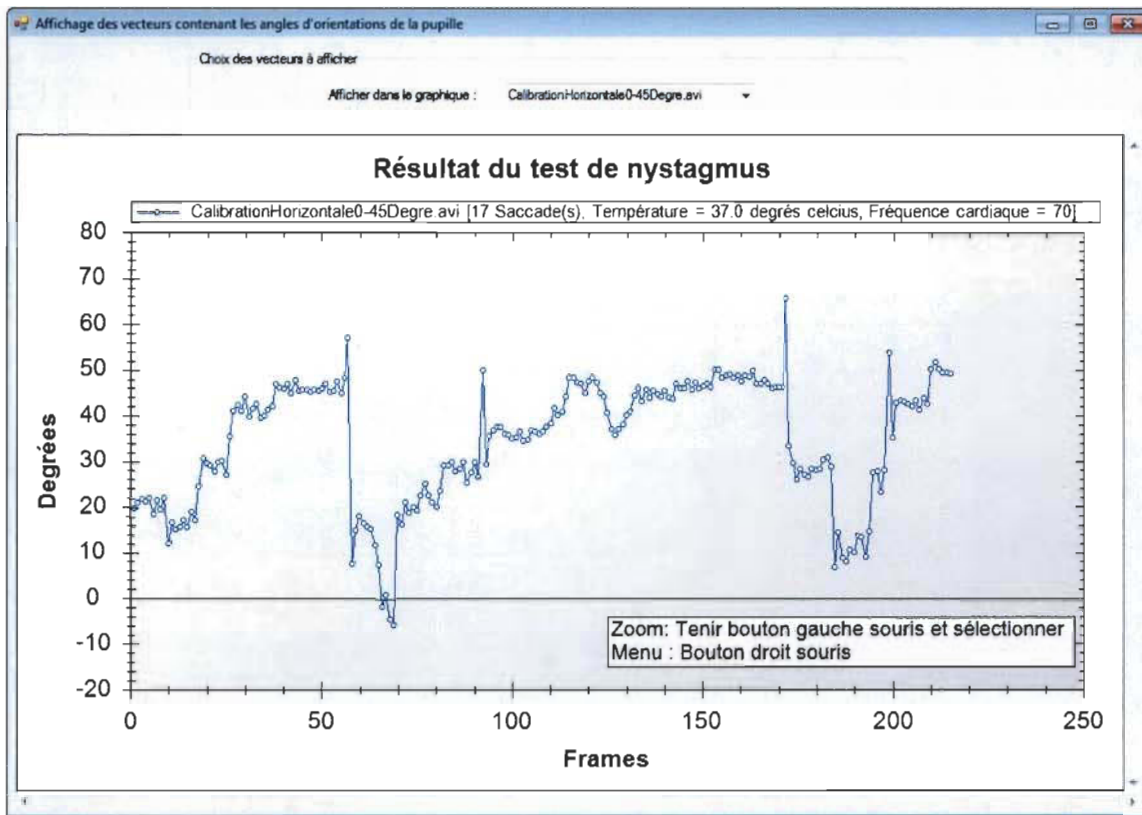


Figure 64 Déplacements aller-retour de 0 degré ou près vers 45 degrés.

Plus de 98 % des pupilles ont été détectées. Alors, avec ce pourcentage, on peut conclure encore une fois que les données extraites des pupilles sont en quantité suffisante pour nous permettre d'être représentatif de la réalité.

La détection de l'angle d'orientation de la pupille, à l'aide de la technique des moindres carrés polynomiaux, donne aussi de bons résultats. On remarque un déplacement de l'angle d'orientation tel qu'il serait sensé l'être avec les bonnes mesures d'angle.

Présentement, une saccade doit avoir un angle négatif supérieur ou égal à 3 degrés pour être considérée comme une saccade valide (présence de nystagmus). La saccade est considérée terminée lorsque l'angle calculé est revenu à la même mesure ou supérieur à l'angle de départ de la saccade. Il serait souhaitable, dans des recherches futures, de revalider ce 3 degrés d'angle avec plusieurs séquences vidéo qui contiennent la présence de nystagmus, car présentement cette valeur a été définie avec un échantillon de tests limité. La Figure 65 nous démontre les résultats obtenus avec un cobaye ayant 200 mg d'alcool dans le sang. On remarque une présence de 5 saccades (courbes en couleurs) considérées comme étant un nystagmus.

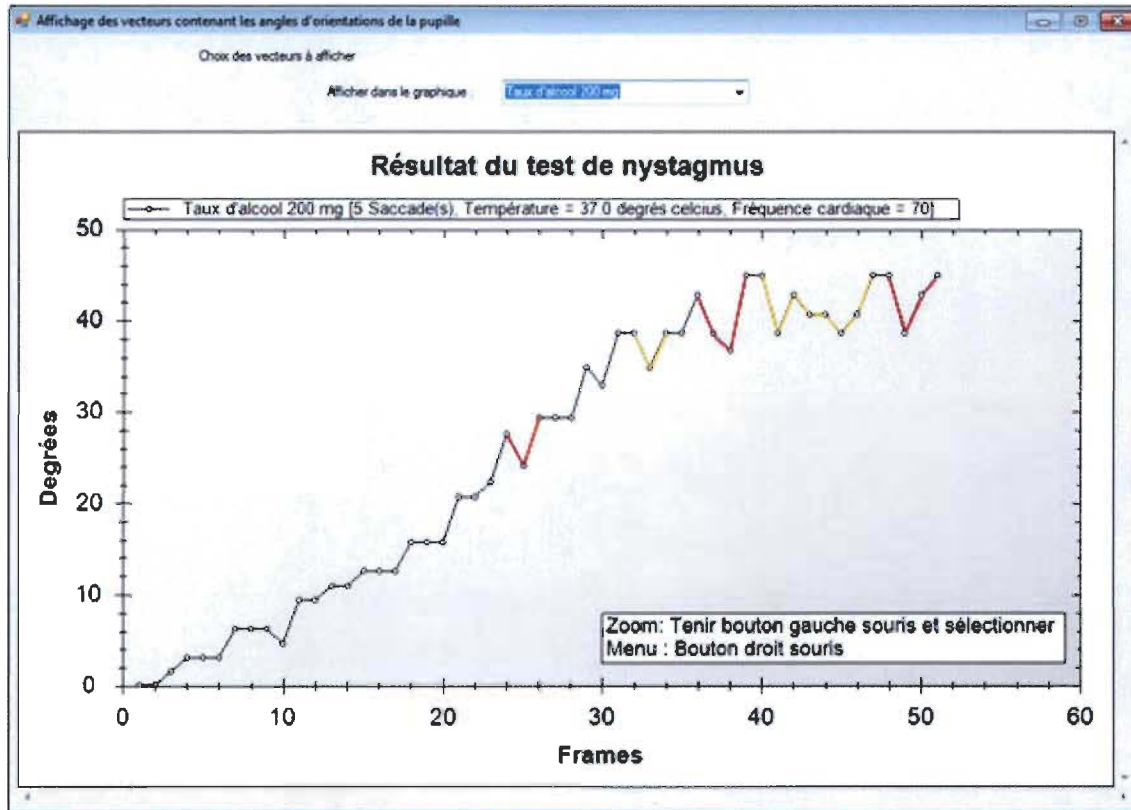


Figure 65 Cobaye avec un taux d'alcool de 200 mg d'alcool par 100 ml de sang (mg%).

Les résultats obtenus nous démontrent et nous permettent d'affirmer qu'il est possible d'automatiser aussi ce test. Les angles d'orientations de la pupille étant calculés avec précision, les saccades dans le suivi du stimulus sont ainsi détectées de manière efficace. L'affichage graphique des angles orientations, en fonction du temps, nous permet de voir très bien le suivi de la pupille tout au long de la durée du test.

4.4 Test de convergence

Dans ce test, le sujet doit suivre un stimulus qui est devant lui et qui se rapproche vers son nez. Un individu sans problème médical sera en mesure de suivre le stimulus qui se rapproche de son nez avec les deux yeux. Les deux yeux vont alors converger vers celui-ci. Comme il a été démontré, certaines substances telles que les déprimeurs et le cannabis vont altérer cette capacité à converger correctement. La capacité à suivre un objet d'une manière cohérente et fluide est aussi diminuée.

On va donc tenter d'observer les saccades dans le suivi. On va aussi comparer le vecteur de l'œil gauche avec l'œil droit. Les deux vecteurs devraient avoir une certaine similitude dans le suivi de l'objet. Par exemple, l'œil gauche devrait avoir un angle d'orientation de 0 vers - 40 degrés, puis l'œil droit de 0 vers 40 degrés. On devrait aussi observer un certain parallélisme tout au long de la durée du test. L'orientation du regard sera donc la chose principale à observer dans ce test.

La figure 66 nous démontre un résultat de convergence de l'œil gauche et de l'œil droit. Malheureusement, pour l'instant je n'ai que des vidéos de convergence de l'œil gauche. Le test a été effectué sur un sujet qui n'avait pas les facultés affaiblies. Pour vous démontrer les résultats obtenus avec les deux yeux, les résultats de l'œil gauche ont été inversés pour qu'il représente l'œil droit. Dans la réalité, la vidéo de l'œil droit ne sera pas identique à l'œil gauche, mais similaire. Dans un avenir très rapproché, la capture des deux yeux se fera en simultanée et sera différenciée comme dans le résultat de la figure 66 avec une vidéo de l'œil gauche et l'une de l'œil droite.

Les résultats obtenus sont prometteurs, quelques petits ajustements doivent être effectués pour avoir un suivi des deux yeux de façon optimale et une capture des deux yeux en simultanée. Par contre, avec les résultats déjà observés, je suis en mesure d'affirmer qu'il est possible d'automatiser aussi ce test. Les calculs d'angles d'orientations de la pupille se font encore une fois très bien et les saccades dans le suivi du stimulus sont détectées de manière efficace. L'affichage graphique des deux vecteurs nous permet de bien comparer le suivi des deux yeux au fil du temps. Le manque de convergence sera détecté en analysant le résultat de la soustraction entre l'angle de l'œil gauche et celui de l'œil droit. Le résultat devrait toujours être près de 0. Si ce n'est pas le cas, alors on retrouve un manque de convergence.

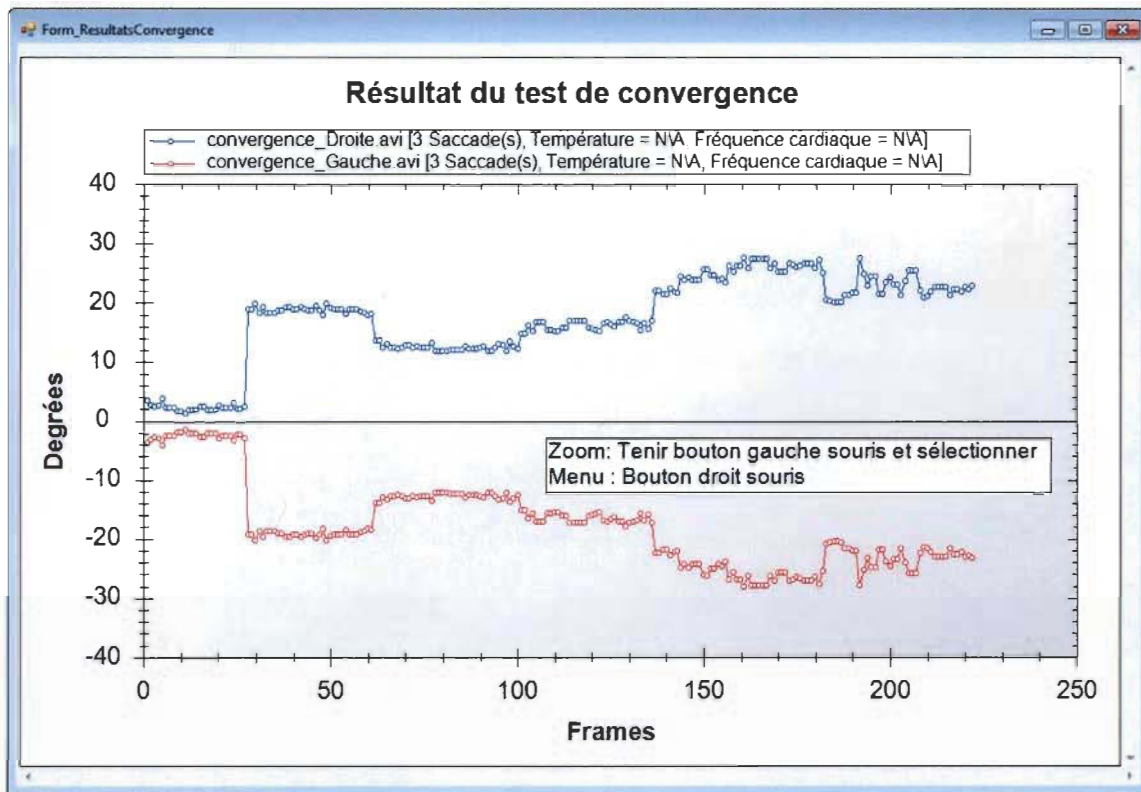


Figure 66 Test de convergence œil gauche et droit.

4.5 Conclusion

Les résultats obtenus sont encourageants. On réussit à obtenir une détection de la pupille très efficacement. On réussit aussi à déterminer son angle d'orientation et ainsi retrouver la direction du regard. Avec cette détection de la pupille, on est capable de retrouver 6 des 8 signes présents dans le Tableau 5. Soit la détection des HGN, le manque de convergence, le diamètre de la pupille, la réaction de la pupille à la lumière vive, la température corporelle ainsi que la fréquence cardiaque.

La détection de ces 6 signes, nous permet ainsi de pouvoir classifier, avec un faible pourcentage d'erreur, la catégorie de substances qui aurait pu être consommée.

Les tests de dilatation et constriction de la pupille et de nystagmus sont assez complet. Par contre, il reste encore un peu de travail à accomplir pour le test de convergence pour avoir des résultats encore plus optimaux. Mais, sans l'ombre d'un doute, il a été démontré qu'on est en mesure d'automatiser ces 3 tests principaux du DRE.

Chapitre 5 Conclusion

Dans ce mémoire, nous avons abordé plusieurs sujets. Tout d'abord, nous avons décrit les effets des médicaments et des drogues sur le corps humain et des effets qu'ils ont sur lui. Nous avons vu les effets qu'ils ont sur notre capacité de conduire. Par la suite, nous avons vu les différents signes qui peuvent être observés chez un individu selon la catégorie de substances consommée.

Les différents tests utilisés par les forces de l'ordre tant aux États-Unis qu'au Canada ont été analysés en détails. Tels que le test de sobriété standardisé et le test du DRE. Ce sont des tests qui ont fait leurs preuves et qui sont à ce jour les meilleurs pour détecter les facultés affaiblies chez un individu.

Ensuite, on a fait une revue de la littérature de ce qui a été fait dans ce domaine. Nous avons vu différentes techniques de détection du regard et de détection de la pupille. Différentes techniques de seuillage, de détection de contour et de suivi du regard ont aussi été analysées. Toute cette revue de littérature nous ont permis de connaître plus sur le domaine et parfois nous ont donné des pistes à suivre pour réaliser nos recherches.

Nous avons aussi abordé les recherches effectuées à l'U.Q.T.R. sur ce sujet. Nous avons vu l'évolution des différents prototypes développés autant au niveau de la capture que de l'analyse des résultats. Ils ont été à la base de mes recherches et sans ce développement antérieur, je n'aurais pas pu aller aussi loin dans mes résultats.

Ensuite, nous avons présenté une méthodologie de détection des pupilles et de l'orientation du regard et les résultats obtenus pour ceux-ci. L'approche par seuillage a fait ses preuves pour la détection de la pupille et la méthode des moindres carrés polynomiaux a aussi permis de détecter l'angle d'orientation de la pupille de façon efficace.

Plusieurs améliorations pourront être mises en place dans les prochaines recherches pour permettre encore plus de précision dans les différents tests. Comme par exemple dans le test de convergence, qui n'est pas à un niveau optimal, le module de chorégraphie doit être modifié pour nous permettre d'avoir une meilleure simulation du test. L'augmentation de la résolution d'image ou de la fréquence de capture des images pourraient aussi améliorer la qualité de détection des saccades et du suivi du regard. Mais à la lumière des résultats, on est en mesure d'affirmer que l'automatisation de ces 3 tests est viable et novateur dans le domaine. Elle permettra aux policiers, dans un avenir rapproché, d'avoir un autre système efficace de détection des facultés affaiblies.

Références

- [1] Pierre Drolet, *Détection automatique du nystagmus chez un individu sous l'influence d'alcool*. 2004, Université du Québec à Trois-Rivières: Trois-Rivières.
- [2] David Laperrière, *Automatisation de tests symptomatiques liés au comportement oculaire pour la détection de facultés affaiblies par l'alcool ou les drogues*, Université du Québec à Trois-Rivières: Trois-Rivières.
- [3] Société de l'assurance automobile du Québec, *La conduite avec les facultés affaiblies par l'alcool*, <http://www.saaq.gouv.qc.ca/prevention/alcool>
- [4] Société de l'assurance automobile du Québec, *Drogues au volant attention : Risqué*, http://www.saaq.gouv.qc.ca/publications/prevention/drogues_volant.pdf
- [5] Étude de la SAAQ, 2004, *Lien entre le dossier de conduite et la présence d'alcool et/ou de drogues chez les conducteurs décédés*. Étude de la SAAQ:, 2004, *Le rôle de l'alcool et des autres drogues dans les accidents mortels de la route au Québec : Résultats finaux*.
- [6] Société de l'assurance automobile du Québec, *Les médicaments et les drogues*, <http://www.saaq.gouv.qc.ca/prevention/alcool/comprendre/drogues.php>
- [7] SFA/ispa (2004), *Alcool, drogues illégales, médicaments et circulation routière*. <http://www.prevention.ch/circulationroutieref.pdf>
- [8] Rod Stephens(2010), <http://blog.csharpHelper.com/2010/11/08/find-a-polynomial-least-squares-fit-for-a-set-of-points-in-c.aspx>
- [9] Stuster, J.W. and Burns, M.(1998). *Validation of the Standardized Field Sobriety Test Battery at BACs Below 0.10*. US Department of Transportation, National Highway Traffic Safety Administration, Washington, DC, DOT-HS-808-839, (August).
- [10] NHTSA, Standardized Field Sobriety Testing http://www.nhtsa.gov/People/injury/alcohol/SFST/appendix_a.htm
- [11] Page, T. E. (1998). *The Drug Recognition Expert (DRE) response to the drug impaired driver: An overview of the DRE program, officers, and procedures*. Los Angeles : Service de police de Los Angeles.
- [12] American Prosecutors Research Institute (2004), *The Drug Evaluation and Classification (DEC) Program, Targeting Hardcore Impaired Drivers*.

- [13] CCSA-CCLAT (2005), FAQ sur les drogues et la conduite automobile.
- [14] Karl Citek, O.D., Ph.D., Bret Ball, O.D., and Dale A. Rutledge, Lieutenant. Nystagmus testing in intoxicated individuals.
- [15] Pierre Drolet, *Détection automatique du nystagmus chez un individu sous l'influence d'alcool*. 2004, Université du Québec à Trois-Rivières: Trois-Rivières.
- [16] Pier-Olivier Houde, *Détection de facultés affaiblies par l'analyse du comportement oculaire sur des séquences vidéo*. 2008, Université du Québec à Trois-Rivières: Trois-Rivières.
- [17] François Meunier, On the Automatic Detection of Alcohol Related Driving Impairments Using a Video-based Image Processing System: A Feasibility Evaluation. Proceeding of Canadian Multidisciplinary Road Safety Conference XVI; June 11-14 2006; Winnipeg, Manitoba, 2006.
- [18] François Meunier et David Laperrière, An enhanced video-based image processing system for the automatic implementation of the eye and dark room examinations involved in the Drug Recognition Expert (DRE). Proceeding of Canadian Multidisciplinary Road Safety Conference XVII; June 3-6 2007; Montréal, Québec, 2007.
- [19] François Meunier et David Laperriere, A video-based image processing system for the automatic implementation of the eye involuntary reflexes measurements involved in the Drug Recognition Expert (DRE). Conference on Computer Systems and Applications, 2008. AICCSA 2008. IEEE/ACS International; April 1-4, 2008; Doha, Qatar, 2008: p. 599-605.
- [20] Wikipedia , [http://fr.wikipedia.org/wiki/Licence BSD](http://fr.wikipedia.org/wiki/Licence_BSD)
- [21] Wikipedia, <http://fr.wikipedia.org/wiki/OpenCV>
- [22] Yousef Aichour, Rapport sur la détection automatique des expressions faciales à partir de séquences d'images pour l'évaluation de l'état des facultés d'une personne.
- [23] Qiang Ji, Xiaojie Yang, Rong Hu, and Jiangtao Zeng. An Non-invasive Multi-sensory Technique for Monitoring Human Fatigue.
- [24] C.H. Morimoto, D. Koons, A. Amir, M. Flickner. Pupil Detection and Tracking Using Multiple Light Sources. IMAGE AND VISION COMPUTING, 18 (2000) 331-335.

[25] Y. Ebisawa. Unconstrained pupil detection technique using two light sources and the image difference method. *Visualization and Intelligent Design in engineering and architecture*, pages 79–89, 1995.

[26] A. Pérez, M.L.Córdoba, A.García, R.Méndez, M.L.Muñoz, J.L.Pedraza, F.Sánchez. A Precise Eye-Gaze Detection and Tracking System

[27] Takehiko Ohno, Naoki Mukawa, and Atsushi Yoshikawa. Gaze Tracking System for Gaze-Based Human-Computer Interaction.

[28] Antonio Haro_ Myron Flickner_ Irfan Essa. Detecting and Tracking Eyes By Using Their Physiological Properties, Dynamics, and Appearance. Appears in *Proceedings of CVPR 2000* pp. 163-168.

[29] Wikipedia , Globe oculaire http://fr.wikipedia.org/wiki/Globe_oculaire

[30] Greg Kelly, ND, Body Temperature Variability (Part 1): A Review of the History of Body Temperature and its Variability Due to Site Selection, Biological Rhythms, Fitness, and Aging

[31] Mackowiak PA, Wasserman SS, Levine MM. A critical appraisal of 98.6 degrees F, the upper limit of the normal body temperature, and other legacies of Carl Reinhold August Wunderlich. *JAMA* 1992;268:1578-1580.

[32] Wikipedia , Rythme cardiaque, http://fr.wikipedia.org/wiki/Rythme_cardiaque

[33] Kevin Dionne, Conception d'un circuit de contrôle pour un système de détection des facultés affaiblies, UQTR, 2011.