

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  
**DAVID LAPERRIÈRE**

**AUTOMATISATION DE TESTS SYMPTOMATIQUES LIÉS AU  
COMPORTEMENT OCULAIRE POUR LA DÉTECTION DE FACULTÉS  
AFFAIBLIES PAR L'ALCOOL OU LES DROGUES**

MAI 2009

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 services policiers disposent d'une série de tests symptomatiques liés aux comportements oculaires pour la détection des facultés affaiblies, que ce soit par l'alcool ou par d'autres drogues. Ces tests, que sont le nystagmus horizontal, le nystagmus vertical, le test de convergence oculaire et le test d'illumination, sont présentement appliqués manuellement par des officiers spécialement formés : les Experts en Reconnaissance de Drogues (DRE). L'objectif de ce mémoire est d'évaluer la faisabilité de remplacer la perception et la subjectivité de l'évaluation humaine par la rigueur et la constance d'une machine, en utilisant une séquence vidéo des yeux d'un sujet soupçonné d'intoxication.

L'analyse de ces séquences vidéo permet d'évaluer automatiquement et d'exprimer, sous forme de courbes, plusieurs aspects, notamment la vitesse de constriction de la pupille en réaction à une forte illumination, la présence d'un nystagmus horizontal par la détection de saccades, et la capacité de convergence oculaire. Cette technique offre également des possibilités d'évaluation de la courbe de suivi dans son ensemble, de matérialiser une preuve physique et d'offrir des éléments pédagogiques bien concrets.

## **Avant-propos et remerciements**

L'idée d'automatiser le test du nystagmus par l'analyse d'une séquence vidéo a vu le jour, il y a quelques années, dans l'esprit de Pierre Drolet [1], alors responsable des équipements en sécurité routière pour la Sûreté du Québec. Elle a été développée par la suite pour englober l'ensemble des tests symptomatiques liés au comportement oculaire du programme d'évaluation du DRE.

Je tiens à remercier particulièrement M. François Meunier, professeur à l'Université du Québec à Trois-Rivières pour son soutien tout au long de la réalisation de ce mémoire et la réalisation des prototypes de capture essentiels à l'obtention des séquences vidéo à la base même de ce projet.

Pour tout ce qui touche au côté expérimentation avec des cobayes réels, il est impératif de remercier M. Marc Desaulniers, coordonnateur du Centre d'intégration et de diffusion de la recherche en activité policière (CIDRAP), et M. Michel Pilon, coordonnateur en sécurité routière et formateur depuis plus de 13 ans à l'École nationale de police du Québec (ENPQ).

Je tiens également à remercier l'agent Louis Gignac du Service de Police de la Ville de Montréal (SPVM), instructeur à l'École nationale de police du Québec depuis plus de 12 ans, pour sa collaboration et ses précieux conseils.

Je m'en voudrais de passer sous silence l'importante contribution des nombreux volontaires qui ont permis d'une part d'avoir des images pour développer ce mémoire mais également de constituer un bassin d'images suffisamment important pour ajouter à la validité de ces résultats.

## Table des matières

<b>Sommaire.....</b>	<b>i</b>
<b>Avant-propos et remerciements .....</b>	<b>ii</b>
<b>Table des matières .....</b>	<b>iii</b>
<b>Liste des figures.....</b>	<b>vi</b>
<b>Liste des tableaux.....</b>	<b>vii</b>
<b>Chapitre 1 - Introduction.....</b>	<b>2</b>
1.1 Quelques statistiques et faits.....	2
1.2 Le défi posé par les facultés affaiblies au volant.....	3
1.3 Certaines problématiques du DRE.....	4
1.4 Objectifs du mémoire .....	4
1.5 Contenu du mémoire.....	5
<b>Chapitre 2 - Revue de littérature .....</b>	<b>6</b>
2.1 Introduction.....	6
2.2 Le programme DEC ou DRE.....	6
2.2.1 Les 12 étapes du processus d'évaluation des drogues.....	7
2.2.1.1 Test d'alcoolémie par l'haleine.....	7
2.2.1.2 L'interview par l'officier lors de l'interception.....	7
2.2.1.3 Examen préliminaire.....	8
2.2.1.4 Examen des yeux .....	8
2.2.1.5 Division de l'attention .....	9
2.2.1.6 Examen des signes vitaux .....	10
2.2.1.7 Examen en chambre sombre.....	10
2.2.1.8 Examen du tonus musculaire .....	10
2.2.1.9 Examen des traces d'injection.....	10
2.2.1.10 Entrevue et autres observations .....	10
2.2.1.11 Opinion de l'évaluateur .....	11
2.2.1.12 Examen toxicologique .....	11
2.3 Les catégories de drogues.....	11
2.3.1 Dépresseurs du système nerveux central .....	11
2.3.2 Stimulants du système nerveux central.....	12
2.3.3 Hallucinogènes .....	12
2.3.4 Phencyclidine (PCP) et substances similaires .....	12
2.3.5 Analgésiques narcotiques .....	12
2.3.6 Inhalants.....	12
2.3.7 Cannabis .....	13
2.4 Les tests oculaires du processus d'évaluation des drogues .....	13
2.4.1 Nystagmus .....	14
2.4.2 Convergence oculaire .....	15

2.4.3	Illumination des yeux .....	15
2.4.4	Pathologies oculaires ou du système nerveux .....	16
2.5	Techniques et méthodologies proposées pour la détection de la position ou de la taille des yeux ou du visage .....	17
2.5.1	Effet de pupille sombre/brillante .....	18
2.5.2	Les patrons ou « patterns » .....	19
2.5.3	Détection par la couleur .....	20
2.5.4	Détection de l'orientation des contours par le calcul du gradient .....	21
2.5.5	Détection par la projection des gradients.....	23
2.5.6	Méthodes particulières.....	24
2.5.7	Approche par différenciation.....	25
2.5.8	Méthode par détection de cercles ou d'ellipses .....	26
2.6	Conclusion .....	28
<b>Chapitre 3 - Méthode expérimentale .....</b>		<b>29</b>
3.1	Introduction.....	29
3.2	Évolution des prototypes .....	29
3.2.1	Première génération .....	29
3.2.2	Seconde génération.....	30
3.2.3	Troisième génération .....	31
3.2.3.1	Le moteur de chorégraphies visuelles.....	33
3.3	L'acquisition des séquences vidéo.....	34
3.4	Le processus d'extraction de l'information .....	35
3.4.1	Déterminer la position des pupilles dans chacune des images .....	35
3.4.2	Extraction de l'histogramme des teintes de gris.....	38
3.4.3	Localisation des modes dans l'histogramme des teintes de gris.....	40
3.4.4	Correction des reflets.....	41
3.4.5	Seuillage et élimination des prospects trop petits ou trop grands.....	42
3.4.6	Correction de l'effet gruyère .....	43
3.4.7	Extraction des données .....	44
3.4.7.1	Détection de la taille de la pupille .....	44
3.4.7.1.1	Méthode par convolution de Hough avec disques pleins .....	45
3.4.7.1.2	Méthode par convolution de Hough avec disques pondérés .....	46
3.4.7.1.3	Méthode par convolution de Hough avec agrandissement .....	47
3.4.7.2	Détection de l'orientation des yeux.....	49
3.4.7.2.1	Méthode par le centre géométrique .....	49
3.4.7.2.2	Méthode par le centre de masse.....	50
3.4.7.2.3	Méthode par transformations géométriques tridimensionnelles.....	51
3.5	Conclusion .....	55
<b>Chapitre 4 - Résultats appliqués et discussion .....</b>		<b>56</b>
4.1	Introduction.....	56
4.2	Résultats.....	56
4.2.1	Taille de la pupille .....	57
4.2.2	Position de la pupille .....	59

4.2.2.1 Nystagmus .....	59
4.2.2.2 Convergence .....	63
4.3 Discussion.....	64
4.3.1 Évolution constante du prototype .....	64
4.3.2 Résolution des images .....	64
4.3.3 Qualité des images.....	65
4.3.4 Fréquence de capture .....	66
4.3.5 Illusion d'un environnement tridimensionnel.....	66
4.4 Conclusion .....	67
<b>Chapitre 5 - Conclusion .....</b>	<b>69</b>
<b>Références.....</b>	<b>71</b>

## Liste des figures

Figure 2.1 Appareils de mesure du taux d'alcoolémie.....	8
Figure 2.2 Test du nystagmus appliqué manuellement [12].....	9
Figure 2.3 Division de l'attention [13].....	9
Figure 2.4 Effet de pupille sombre/brillante [41]. .....	18
Figure 2.5 Effet de pupille sombre/brillante en présence de lunettes [41]. .....	18
Figure 2.6 Mosaïque de patrons de type « bitmap » [38]. .....	19
Figure 2.7 Patrons vectoriels [43].....	20
Figure 2.8 Approche de détection par la couleur [34]. .....	21
Figure 2.9 Méthode par projection du gradient [45]. .....	24
Figure 2.10 Reflets de formes particulières [17]. .....	25
Figure 2.11 Méthode par différenciation [46]. .....	25
Figure 2.12 Méthode de Hough pour la détection de formes circulaires.....	27
Figure 3.1 Prototype de première génération. ....	30
Figure 3.2 Prototype de seconde génération. ....	31
Figure 3.3 Prototype de troisième génération.....	32
Figure 3.4 Détection de la position de la pupille. ....	36
Figure 3.5 Voisinages des reflets sur les cornées. ....	39
Figure 3.6 Histogramme des intensités des pixels.....	39
Figure 3.7 Superposition des histogrammes (Œil gauche et œil droit).....	40
Figure 3.8 Premier mode de l'histogramme.....	41
Figure 3.9 Correction des reflets. ....	42
Figure 3.10 Détection de la pupille.....	43
Figure 3.11 Correction de l'effet gruyère.....	44
Figure 3.12 Méthode de Hough (Disque plein). .....	45
Figure 3.13 Matrice de votation (Disque plein).....	46
Figure 3.14 Méthode de Hough (Disque pondéré). .....	46
Figure 3.15 Matrice de votation (Disque pondéré).....	47
Figure 3.16 Méthode de Hough avec agrandissement.....	48
Figure 3.17 Centre géométrique (Image problématique). ....	50
Figure 3.18 Transformations géométriques 3D. ....	52
Figure 3.19 Transformations géométriques 3D (Patron erronées). ....	53
Figure 3.20 Transformations géométriques 3D (Profondeur erronée). ....	54
Figure 3.21 Appréciation du nystagmus à une faible résolution. ....	54
Figure 4.1 Taille de la pupille lors du test d'illumination (0 mg%). .....	58
Figure 4.2 Taille de la pupille lors du test d'illumination (100 mg%). .....	58
Figure 4.3 Suivi régulier, absence de nystagmus (0 mg%). ....	60
Figure 4.4 Suivi régulier, nystagmus modéré (83 mg%). .....	60
Figure 4.5 Suivi problématique, nystagmus modéré (100 mg%). ....	62
Figure 4.6 Suivi problématique, nystagmus prononcé (133 mg%). .....	62
Figure 4.7 Courbes similaires, pas de rapprochement.....	64



**Liste des tableaux**

Tableau 1.1 Victimes décédées suite à un accident de la route au Québec [4]. .....	2
Tableau 3.1 Calcul du centre des pupilles. ....	37
Tableau 4.1 Résumé des résultats présentés. ....	67

## Chapitre 1 - Introduction

### 1.1 Quelques statistiques et faits

Au Québec, 86 % des hommes et 77 % des femmes de 15 ans et plus consomment de l'alcool [2].

L'alcool étant un dépresseur de notre centre de décision, le système nerveux central (SNC), il diminue nos tensions et nos inhibitions, nous rend souvent plus audacieux, mais diminue également nos capacités. Notre jugement est ralenti et nous ne pouvons plus coordonner nos mouvements aussi bien [3].

Comme le démontre clairement le tableau 1.1, la tranche d'âges 15-24 ans est celle où l'on retrouve le plus de décès suite à un accident de la route à chaque année, de 2002 à 2007. C'est également la tranche d'âges où l'on retrouve le plus de blessures graves et le plus de blessures mineures, dans les mêmes conditions, et ce, pour l'ensemble de ces années.

Âge des victimes	Nombre de décès par année					
	2002	2003	2004	2005	2006	2007
0 à 14 ans	28	26	24	21	28	18
15 à 24 ans	179	131	162	171	175	146
25 à 34 ans	94	87	108	114	131	96
35 à 44 ans	108	99	89	86	100	79
45 à 54 ans	103	108	84	118	99	97
55 à 64 ans	70	57	62	70	75	74
65 à 74 ans	54	51	44	56	53	52
75 ans ou plus	64	59	61	64	56	44
Non précisé	4	5	10	7	4	2
<b>Total</b>	<b>704</b>	<b>623</b>	<b>644</b>	<b>707</b>	<b>721</b>	<b>608</b>

**Tableau 1.1 Victimes décédées suite à un accident de la route au Québec [4].**

L'alcool est responsable annuellement d'environ 30 % des décès, 18 % des blessés graves et de 5 % des blessés légers suite à des accidents de la route [3].

Le taux d'alcoolémie désigne le poids de l'alcool (en milligrammes) dans un volume normalisé de sang (généralement 100 millilitres) [5]. On parlera d'un taux d'alcoolémie de 80 milligrammes pour 100 millilitres de sang ou, selon le jargon du métier, d'un taux de 80 mg%. Dans le jargon « populaire », on parlera plutôt de « 0.08 g% » ou tout simplement « .08 ».

Un conducteur avec un taux d'alcool dans le sang de 40 mg% voit les risques d'être impliqué dans un accident mortel multipliés par 1.5, avec 80 mg%, les risques sont multipliés par 3 et à 160 mg%, les risques sont multipliés par 30 [6].

Les infractions associées à l'alcool ont représenté 95 % des infractions au Code criminel reliées à la conduite d'un véhicule routier entre 1997 et 2006 [7].

La conduite en état d'ébriété chez les camionneurs (0.03 %) est beaucoup plus marginale que chez les conducteurs de véhicules de promenade (2 %) [8].

## **1.2 Le défi posé par les facultés affaiblies au volant**

Afin de détecter et retirer de la route les conducteurs dont les facultés sont affaiblies par l'alcool ou les drogues, diverses techniques ont vu le jour. Il y a eu notamment le développement des tests de sobriété normalisés ou *Standardized Field Sobriety Test* (SFST) et plus récemment le programme *Drug Evaluation and Classification* (DEC) aussi connu sous le nom de programme *Drug Recognition Expert* (DRE).

Le SFST donnait de bons résultats, mais comportait notamment de lacunes face aux consommateurs accoutumés, ceux-ci parvenant parfois à tromper les forces de l'ordre en

réussissant haut la main les tests de coordination et d'équilibre, même avec un taux d'alcoolémie important.

### **1.3 Certaines problématiques du DRE**

Pour le DRE, deux des problématiques importantes demeurent la subjectivité et la « liberté » d'exécution des officiers évaluateurs. Bien que ceux-ci soient formés rigoureusement à l'application d'une méthode stricte, il est plus que fréquent de voir apparaître de légères variations ou omissions dans l'application de certains tests et l'évaluation du temps, des distances, des angles et de la vitesse de déplacement sont très subjectifs d'un individu à l'autre.

Pour assurer une uniformité et une conformité, il convient de remplacer l'humain par un appareil automatisé, lequel pourrait s'appuyer sur l'utilisation d'images vidéo des mouvements oculaires d'une personne soupçonnée de facultés affaiblies exécutant les tests du DRE dédiés aux propriétés oculaires. Cet appareil pourrait être programmé pour effectuer le même test encore et encore sans afficher de variations considérables, tout en matérialisant, du même coup, une preuve absente de toute subjectivité.

### **1.4 Objectifs du mémoire**

L'objectif de ce mémoire est de démontrer la faisabilité de l'automatisation des tests du DRE basés sur les réflexes oculaires à partir d'images extraites d'un flux vidéo. À cette fin, tant le processus de saisie des données que l'analyse de celles-ci devront être automatisés et en mesure d'être reproduits sans la moindre variante.

## **1.5 Contenu du mémoire**

Ce mémoire contient, au chapitre 2, une revue de littérature présentant les grandes lignes du programme du DRE, les différentes catégories de drogues couvertes par ce programme et leurs effets sur leurs consommateurs, et finalement différentes techniques ou approches utilisées pour la détection de la morphologie faciale ou la reconnaissance des yeux, qu'il s'agisse de la taille des iris, de la taille des pupilles, de la position des yeux ou de l'orientation de ceux-ci, dans un référentiel bidimensionnel (2D) ou tridimensionnel (3D). L'évolution des différents dispositifs de capture, les différentes limitations et améliorations de ceux-ci et une méthodologie permettant la détection automatique des facultés affaiblies divisée en trois étapes principales : la capture de séquences vidéo du comportement oculaire, l'analyse des images vidéo permettant de localiser les pupilles et ainsi déduire soit l'orientation du regard ou la dimension de la pupille et ultimement, une analyse statistique des données extraites de l'analyse d'image, permettant d'émettre un diagnostic sur l'état des facultés d'une personne, sont présentées au chapitre 3. Les résultats découlant de l'utilisation du prototype de capture, du module de traitement d'image et le module de diagnostic sont présentés plus en profondeur au chapitre 4 et une conclusion suivra au chapitre 5.

## Chapitre 2 - Revue de littérature

### 2.1 Introduction

Dans ce chapitre, j'approfondirai avec un peu plus de substance les origines du programme DRE, un survol de celui-ci, les douze étapes qui le composent et les diverses catégories de drogues dont il enseigne la reconnaissance. Par la suite, je traiterai des divers tests oculaires qui y sont inclus.

Je conclurai la revue de littérature par la présentation de quelques approches proposées visant principalement les techniques de détection des iris ou pupilles dans des séquences d'images vidéo ou plus spécifiquement de l'angle de visée du regard ou de la taille de la pupille, ces approches étant utiles pour implémenter les tests du DRE associés aux réflexes oculaires.

### 2.2 Le programme DEC ou DRE

Le programme *Drug Evaluation and Classification* (DEC) ou *Drug Recognition Expert* (DRE) est un programme essentiellement axé sur la détection des conducteurs avec les facultés affaiblies [9]. Géré et coordonné par le *International Association of Chiefs of Police* (IACP) avec le support du *National Highway Traffic Safety Administration* (NHTSA) du département américain des transports.

Développé au début des années 1970 à Los Angeles, en Californie, par le *Los Angeles Police Department* (LAPD), son succès à identifier les conducteurs avec les facultés affaiblies lui a permis de devenir un programme international. Il est aujourd'hui appliqué dans 38 états américains, dans le District of Columbia, au Canada et dans plusieurs autres pays.

L'expert en reconnaissance de drogues (DRE) agit généralement dans un environnement contrôlé, comme un poste de police ou des quartiers généraux, et n'agit pas directement en bordure de route. Il entre généralement en scène après l'arrestation d'un suspect.

L'évaluation complète par le DRE prend environ une heure. Durant cette évaluation, le DRE évaluera et mesurera divers aspects de l'apparence et des comportements du suspect, effectuera diverses mesures des signes vitaux et procédera à plusieurs tests afin d'évaluer le jugement du suspect, sa capacité à traiter l'information, sa coordination et plusieurs autres caractéristiques.

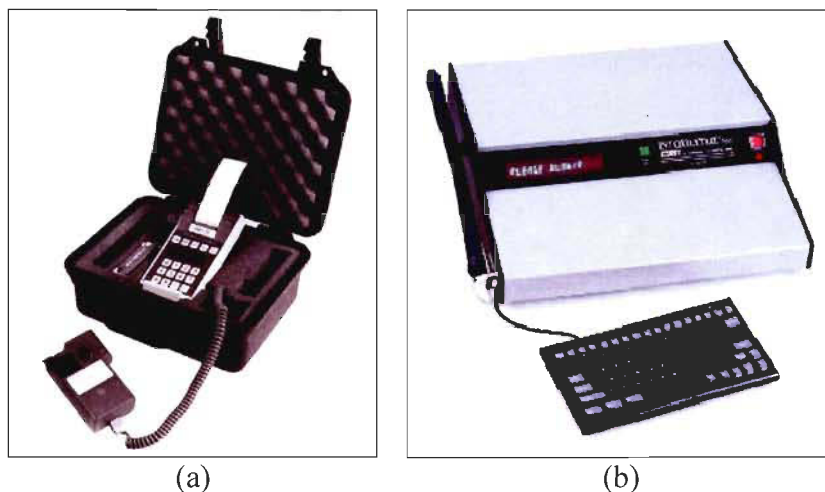
## **2.2.1 Les 12 étapes du processus d'évaluation des drogues**

### **2.2.1.1 Test d'alcoolémie par l'haleine**

Le DRE a besoin de savoir si le suspect a échoué le test d'alcoolémie par l'haleine, car celui-ci devra déterminer si les symptômes observés sont attribuables ou non à l'intoxication par l'alcool. Des appareils de mesure du taux d'alcoolémie comme ceux présentés à la figure 2.1 sont utilisés par les forces de l'ordre au Québec.

### **2.2.1.2 L'interview par l'officier lors de l'interception**

Si le DRE n'est pas l'officier qui a procédé à l'arrestation du suspect, il devra interroger cet officier.



**Figure 2.1 Appareils de mesure du taux d'alcoolémie.**

(a) Alco-Sensor IV / RBT-IV [10]. (b) Intoxilyzer 5000 [11].

### 2.2.1.3 Examen préliminaire

Le DRE procède à une évaluation sommaire afin de vérifier si le suspect nécessite des soins médicaux. Dans un tel cas, il peut décider de mettre fin à l'évaluation. Le DRE procèdera à une série de questions visant à déterminer si l'incapacité du suspect est liée à l'absorption d'alcool, de drogue ou à une condition médicale particulière. Si une intoxication par absorption de drogue est suspectée, l'évaluation continue.

### 2.2.1.4 Examen des yeux

Le DRE administre trois tests sur les yeux du suspect : nystagmus horizontal, nystagmus vertical et l'absence de convergence. Un exemple d'application manuelle du test du nystagmus horizontal est présenté à la figure 2.2.

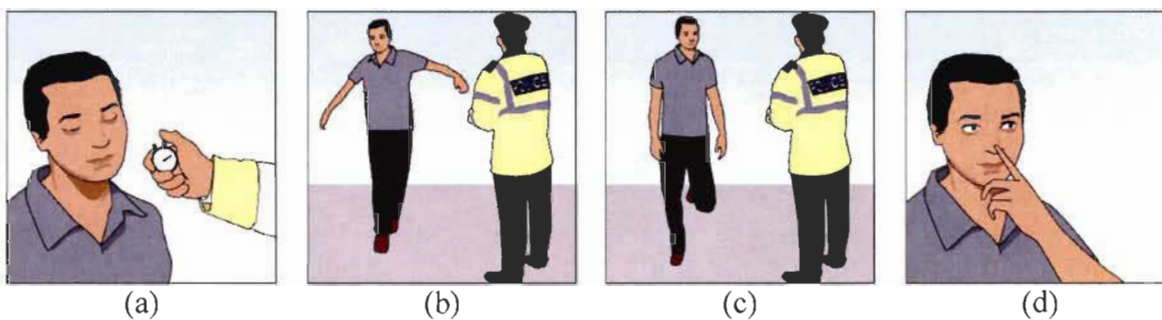




**Figure 2.2 Test du nystagmus appliqué manuellement [12].**

#### 2.2.1.5 Division de l'attention

Le DRE conduit une série de tests psychophysiques lui permettant de déterminer la condition du suspect et sa capacité à opérer un véhicule de façon sécuritaire. Quatre tests sont appliqués : Romberg Balance (Figure 2.3 (a)), Walk and Turn (Figure 2.3 (b)), One Leg Stand (Figure 2.3 (c)) et Finger to Nose (Figure 2.3 (d)).



**Figure 2.3 Division de l'attention [13].**

(a) Romberg Balance. (b) Walk and Turn. (c) One Leg Stand. (d) Finger to Nose

#### **2.2.1.6 Examen des signes vitaux**

Le DRE effectue la lecture à l'aide d'instruments du rythme cardiaque, de la pression sanguine et de la température corporelle.

#### **2.2.1.7 Examen en chambre sombre**

Le DRE procède à une estimation de la taille de la pupille des yeux du suspect sous différentes conditions d'éclairage. Le DRE utilise un pupillomètre et une lampe de poche de type *penlight* pour effectuer les évaluations sous l'éclairage ambiant, la presque obscurité et l'illumination directe.

#### **2.2.1.8 Examen du tonus musculaire**

Le DRE procède à l'évaluation du tonus musculaire des bras du suspect.

#### **2.2.1.9 Examen des traces d'injection**

Immédiatement après l'évaluation du tonus musculaire, le DRE recherche sur les bras, les mains, les doigts et le cou du suspect des preuves d'injections récentes ou passées à l'aide de seringues hypodermiques.

#### **2.2.1.10 Entrevue et autres observations**

Le DRE questionne le suspect sur différents éléments constatés durant l'évaluation.

### **2.2.1.11 Opinion de l'évaluateur**

Le DRE documente ses conclusions et produit une opinion d'expert concernant la condition du suspect et les catégories de drogues possiblement en cause.

### **2.2.1.12 Examen toxicologique**

L'étape finale de l'évaluation est l'obtention d'un échantillon d'urine ou de sang du suspect, lequel est envoyé au laboratoire pour analyse. Les résultats d'analyses seront transmis au DRE ou à l'officier ayant procédé à l'arrestation.

Une fois l'évaluation complétée, le DRE produit un rapport complet relatant les différents éléments observés, les preuves obtenues, son opinion quant à l'incapacité du suspect et les catégories de drogues potentiellement en cause.

## **2.3 Les catégories de drogues**

Les DRE sont entraînés à identifier les signes et symptômes découlant de l'intoxication par sept catégories de drogues. Voici les grandes familles de drogues, les effets qu'elles ont sur leurs utilisateurs et quelques substances membres desdites familles.

### **2.3.1 Dépresseurs du système nerveux central**

Effets : ralentissent l'activité cérébrale et corporelle.

Substances : alcool, barbituriques, tranquillisants contre l'anxiété (Valium, Librium, Xanax, Prozac et Thorazine), GHB (acide gamma-hydroxybutyrique), Rohypnol, etc.

### **2.3.2 Stimulants du système nerveux central**

Effets : accélèrent le rythme cardiaque et la pression sanguine et stimule le corps.

Substances : cocaïne, amphétamines et méthamphétamines.

### **2.3.3 Hallucinogènes**

Effets : l'utilisateur perçoit des choses différemment de ce qu'elles sont en réalité.

Substances : le diéthylamide de l'acide lysergique (LSD), Peyotl, Psilocybine et méthylène-dioxyméthamphétamine (MDMA ou Ecstasy).

### **2.3.4 Phencyclidine (PCP) et substances similaires**

Effets : ressemblent à ceux des dépresseurs, des stimulants et hallucinogènes.

Substances : les substances dites similaires incluent le Kétamine, Kétalar et Kétaject.

### **2.3.5 Analgésiques narcotiques**

Effets : soulagent la douleur, crée une certaine euphorie et provoquent des changements d'humeur chez l'utilisateur.

Substances : opium, codéine, héroïne, Démérol, Darvon, morphine, méthadone, Vicodin et OxyContin

### **2.3.6 Inhalants**

Effets : altération de la pensée.

Substances : toluène, colle forte, essence, décapant à peinture, bombe aérosol pour cheveux, etc.

### **2.3.7 Cannabis**

Effets : influence la capacité et la volonté de division de l'attention.

Substances : marijuana, hashish et Marinol (THC synthétique)

### **2.4 Les tests oculaires du processus d'évaluation des drogues**

Au cours des étapes 4 et 7 du DRE, l'évaluateur procédera à plusieurs évaluations du comportement oculaire du suspect. Les évaluations sont principalement basées sur des réflexes. Des suspects accoutumés à l'état d'ébriété ou à la prise de certaines drogues ont démontré une capacité de contrôle suffisante pour tromper les tests classiques d'équilibre et de coordination que sont le *Romberg Balance*, le *Walk and Turn*, le *One Leg Stand* et le *Finger to Nose*. Les tests oculaires étant basés sur des réflexes et les réflexes étant, par définition, involontaires, il est donc pratiquement impossible pour un individu de contrôler suffisamment ceux-ci pour tromper l'évaluateur.

Voici les tests oculaires réalisés durant l'évaluation par le DRE.

- Nystagmus horizontal et vertical;
- Test de convergence oculaire;
- Taille de la pupille en quasi pénombre;
- Réaction à l'illumination ambiante;
- Réaction à l'illumination directe.

### 2.4.1 Nystagmus

Le nystagmus [14] est un mouvement saccadé de l'œil généralement observable lorsqu'une personne regarde vers l'extrême gauche ou l'extrême droite, dans le cas du nystagmus horizontal, ou vers le haut dans le cas du nystagmus vertical. Des tests ont démontré qu'un individu possédant un taux d'alcoolémie de 80 mg% présente un nystagmus lorsqu'il porte son regard latéralement à 45° [15]. Plus haut est le taux d'alcoolémie, plus hâtive se fera l'apparition du nystagmus.

À l'instar du nystagmus horizontal, le nystagmus vertical est généralement présent chez une personne encore plus fortement intoxiquée. À moins d'une pathologie particulière, la présence du nystagmus vertical implique la présence du nystagmus horizontal, mais non l'inverse. En effet, aucune drogue connue ne génère un nystagmus vertical, sans produire un nystagmus horizontal.

Pour évaluer l'angle d'apparition du nystagmus, l'officier évaluateur déplace un objet lumineux, habituellement une lampe de poche de type *penlight* sur laquelle il place son doigt, devant les yeux du suspect. La procédure est similaire pour le nystagmus vertical, du bas vers le haut.

La présence d'un nystagmus hâtif est souvent révélatrice d'une intoxication par l'alcool ou par des médicaments pour contrer les convulsions. Il est important de noter que certaines conditions médicales peuvent causer la présence d'un nystagmus hâtif, voire permanent, même en l'absence d'intoxication.

### **2.4.2 Convergence oculaire**

La convergence est la capacité d'un individu à fixer un objet de façon à forcer l'angle de visée des yeux à se croiser comme lorsque l'on regarde le bout de son nez. Plusieurs drogues, dont les dépresseurs, les inhalants, le cannabis et les drogues de la famille du PCP, peuvent venir troubler la capacité de convergence des yeux.

Pour évaluer la capacité de convergence, l'officier évaluateur déplace un objet de petite taille, généralement un crayon ou une lampe de poche de type *penlight* sur laquelle il place son index, de façon à produire un mouvement circulaire en se rapprochant du bout du nez du suspect. Le trouble de convergence est constaté si le suspect est incapable de fixer l'objet proche du bout du nez. Dans un tel cas, un des deux yeux peut loucher vers l'extérieur.

### **2.4.3 Illumination des yeux**

La taille de la pupille est évaluée sous plusieurs conditions d'illumination que sont la lumière ambiante, la quasi-pénombre et l'illumination directe. Sans instrument particulier, il est plutôt difficile de déterminer la taille de la pupille dans la noirceur totale, c'est pourquoi on parle ici de quasi-noirceur.

L'officier évaluateur fait l'évaluation de la taille initiale de la pupille à la lumière ambiante. Dans cette condition, une pupille plus petite ou plus grande que la taille dite normale est souvent révélatrice d'une intoxication. Une pupille trop petite peut être signe d'une intoxication aux analgésiques ou aux narcotiques alors qu'une pupille trop dilatée peut être signe d'une intoxication par le cannabis.

Ultérieurement, l'évaluateur procède à l'évaluation de la taille de la pupille dans des conditions de quasi-pénombre. Dans de telles conditions, la pupille devrait normalement être plus dilatée. Soumise à un éclairage soudain et direct, la pupille devrait se contracter rapidement, soit en deçà d'une seconde. Une réaction trop rapide, trop lente ou absente peut être révélatrice d'une intoxication particulière.

Une pupille initialement trop petite peut révéler une intoxication à un narcotique alors qu'une réaction lente ou absente peut être révélatrice d'une intoxication par l'alcool ou toute autre drogue de la famille des dépresseurs du système nerveux central.

Pour évaluer la taille de la pupille, l'officier évaluateur place à proximité de l'œil du suspect un gabarit gradué à l'aide duquel il doit évaluer rapidement la taille de la pupille. La vitesse de constriction est également subjective.

#### **2.4.4 Pathologies oculaires ou du système nerveux**

Une fois de plus, il est important de noter que certaines pathologies peuvent modifier le comportement dit "normal" des pupilles au niveau de la taille et de leurs réactions à la lumière. La pupille d'Adie notamment se caractérise par le fait que la pupille atteinte, s'il n'y en a qu'une, est plus grande que l'autre et sa réaction aux variations de lumière est plus lente. Le signe d'Argyll Robertson, qu'on retrouve chez certains candidats atteints de syphilis, provoque une pupille petite et irrégulière [16].



## **2.5 Techniques et méthodologies proposées pour la détection de la position ou de la taille des yeux ou du visage.**

Comme les tests du DRE consistent à observer le comportement de l'œil, que ce soit la position ou la taille de la pupille, et ce sur une base temporelle, il est essentiel, dans un premier temps, de localiser les yeux sur chacune des images de la séquence vidéo. Dans un contexte idéal, comme avec le dispositif de capture présenté dans ce mémoire, une fois localisés, les yeux sont relativement toujours au même endroit. Étant donné que la morphologie du visage peut être différente d'une personne à l'autre, il demeure impératif d'utiliser des techniques de localisation des yeux et du visage. Les prochains paragraphes présentent plusieurs techniques répertoriées dans la littérature en ce sens.

Plusieurs auteurs se sont intéressés à la détection de la position des yeux, que ce soit au moyen de la détection de la couleur, des arrêtes ou de reflets, de la reconnaissance basée sur la forme ou la similitude avec des images de référence.

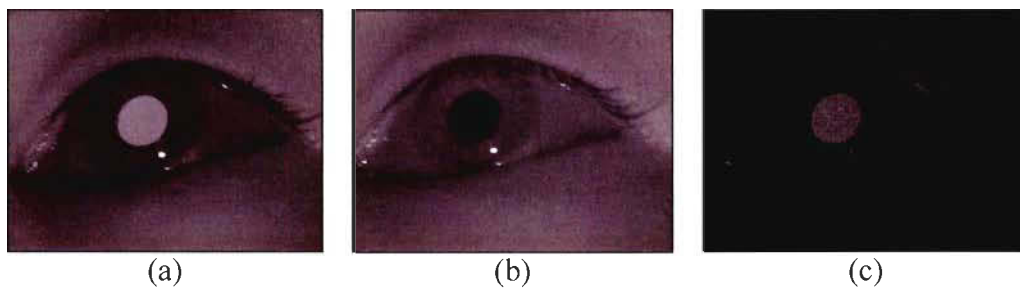
Certains auteurs s'intéressent à l'orientation des yeux [17-24] alors que d'autres s'intéressent à l'orientation de la tête ou du visage [25-30]. Certains tentent de combiner l'orientation du visage et des yeux [23] pour obtenir l'orientation du regard de façon encore plus précise.

Quelques techniques visent à mesurer la taille ou la forme bien précise de la pupille [31-33], d'autres à détecter les signes de fatigue ou de perte de vigilance, notamment par la détection des clignements des yeux [20, 28, 34, 35].

Voici plusieurs techniques, ou familles de techniques, recensées dans la littérature.

### 2.5.1 Effet de pupille sombre/brillante

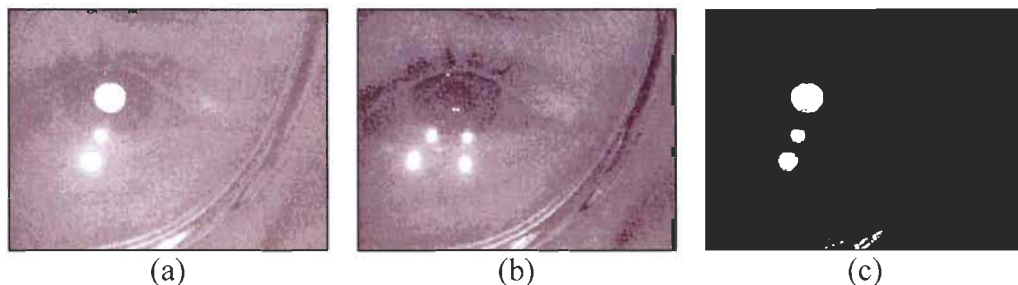
La technique proposée par T.E. Hutchinson [36], communément appelée effet de pupille sombre/brillante, est générée par l'illumination à l'aide de deux sources de lumière proche-infrarouge alignées (Figure 2.4 (a)) et non alignées (Figure 2.4 (b)) sur l'axe de la caméra [19, 20, 24, 25, 35, 37-42] et permet de localiser rapidement, par différenciation (Figure 2.4 (c)), les pupilles dans les images vidéo.



**Figure 2.4 Effet de pupille sombre/brillante [41].**

(a) Pupille brillante. (b) Pupille sombre. (c) Isolation par différenciation d'images.

Cette technique présente toutefois des limitations, notamment en présence de lunettes ou tout autre objet réfléchissant près des yeux. Comme le montre la figure 2.5, les multiples réflexions et réfractions sur le verre et la monture gênent particulièrement la détection.



**Figure 2.5 Effet de pupille sombre/brillante en présence de lunettes [41].**

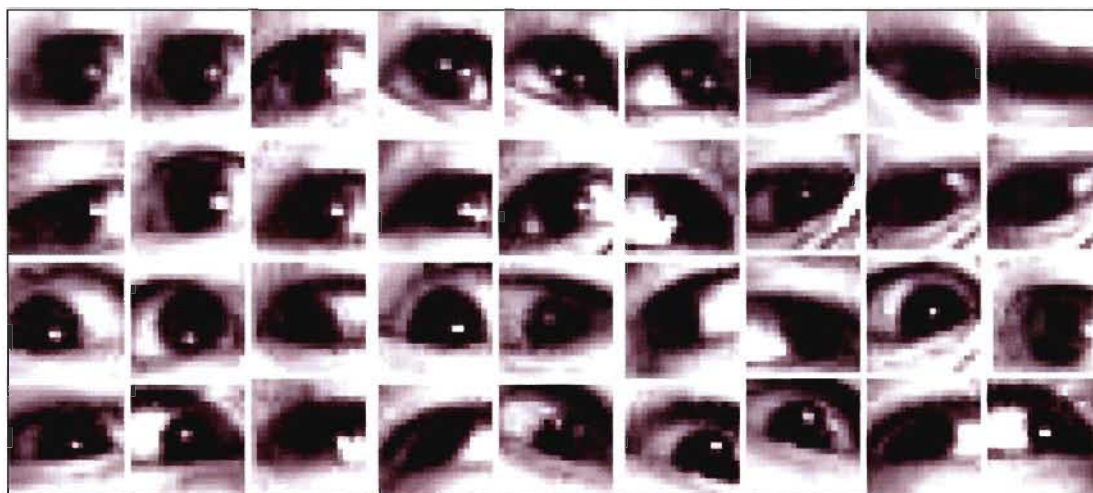
(a) Pupille brillante. (b) Pupille sombre. (c) Isolation par différenciation d'images.

### 2.5.2 Les patrons ou « patterns »

Les patrons de type "bitmap" sont des images de référence des yeux et sont utilisés pour la détection ou la confirmation de la présence d'un œil dans une image [20, 29, 37, 38, 40].

Pour procéder à une recherche par patron « bitmap » (Figure 2.6), l'image doit être analysée pour y identifier des zones susceptibles de présenter le motif d'un œil. Une fois ces zones identifiées, un processus de comparaison avec les différentes images stockées doit être réalisé.

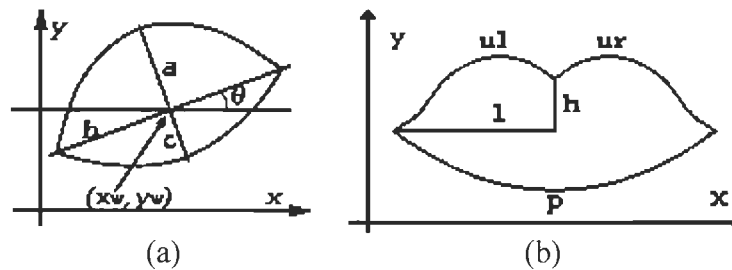
Ces techniques, relativement coûteuses en temps, ont généralement besoin d'une phase d'entraînement et sont souvent sensibles aux variations morphologiques d'une personne à l'autre.



**Figure 2.6 Mosaïque de patrons de type « bitmap » [38].**

Les patrons vectoriels [43] sont utilisés, conjointement à un algorithme de détection de contours, pour la localisation de caractéristiques particulières.

Après l'extraction d'une image présentant différents traits correspondants aux contours des yeux, des lèvres ou d'autres zones à hauts contrastes du visage, celle-ci est analysée afin de détecter une forme se rapprochant des patrons recherchés. Les paramètres de déformation appliqués aux patrons pour ajuster l'image peuvent alors fournir l'information recherchée comme l'orientation du visage. La figure 2.7 présente un exemple de patrons utilisés pour la détection des yeux et des lèvres.



**Figure 2.7 Patrons vectoriels [43].**

(a) Patron d'un œil. (b) Patron des lèvres.

### 2.5.3 Détection par la couleur

La détection à partir de la couleur, telle que proposée par Smith, Shah et Lobo [34], permet de restreindre ou de localiser l'information recherchée. Cette technique, à l'instar des techniques par patrons de type « bitmap », nécessite également une phase d'apprentissage et est sensible aux spécificités de chacun.

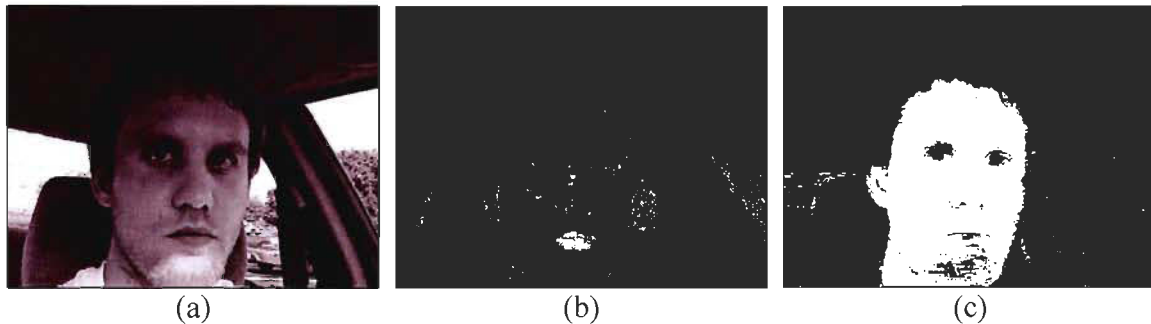
Essentiellement cette méthode est utilisée comme suit :

- Les lèvres sont localisées sur l'image originale (Figure 2.8 (a)) par la recherche d'un regroupement de pixels d'une couleur attendue (Figure 2.8 (b)); puis, les commissures des lèvres sont localisées à l'aide de la ligne foncée qui relie ces deux commissures.
- Une seconde phase de localisation par la couleur implique cette fois la couleur de la peau du visage (Figure 2.8 (c)). Les yeux n'étant pas de la même couleur que le

reste du visage, ceux-ci ressortent comme des trous. Aidé de certaines heuristiques, notamment que les yeux devraient être au-dessus des lèvres, ceux-ci sont localisés.

- Le procédé est raffiné jusqu'à identifier la position de la pupille et, le cas échéant, la disparition de celle-ci indiquant que les yeux sont fermés. L'orientation du visage est aussi évaluée par la position relative des yeux, des lèvres et de la surface du visage.

L'efficacité d'une telle technique en présence de pilosité faciale importante ou de lunettes reste à être démontrée.



**Figure 2.8 Approche de détection par la couleur [34].**

(a) Image originale. (b) Localisation des lèvres (c) Localisation des yeux.

#### **2.5.4 Détection de l'orientation des contours par le calcul du gradient**

La technique de l'orientation des contours par le calcul du gradient, utilisée par Sirohey, Rosenfeld et Duric [44], semble intéressante quoiqu'elle nécessite une image de bonne définition et peu de bruit. Le gradient (Eq. (1)) constitue le calcul de la première dérivée ou l'orientation de la plus grande différence où  $\delta I/\delta x$  et  $\delta I/\delta y$  sont les différentielles d'image selon l'axe  $x$  (horizontal) et l'axe  $y$  (vertical).  $D_x$  (Eq. (2)) et  $D_y$  (Eq. (3)) sont la forme des filtres numériques de la différentielle d'image.

L'iris de l'œil présentant un fort contraste avec la sclère, la limite entre ces deux éléments présente un fort potentiel de détection par la méthode des gradients. Le calcul du gradient étant sensible au bruit, il est important d'utiliser un filtre comme le filtre gaussien avant de le calculer.

Voici essentiellement les étapes de cette méthode :

- L'image originale est filtrée pour en obtenir l'orientation (Eq. (4)) et l'amplitude (Eq. (5)) du gradient en chacun des points de l'image. L'amplitude est également utilisée pour la détection des contours;
- Chacun des regroupements d'au moins trois pixels contigus issus de la détection de contours formant un segment de courbes est analysé et confronté à l'orientation du gradient des pixels qui forment le segment de courbe. S'il y a une assez bonne corrélation, de l'ordre de  $\pi/6$ , entre la normale de la courbe et l'orientation du gradient, les pixels sont considérés et le contour de l'iris ainsi déterminé par un principe de votation.

$$\nabla I = \left[ \frac{\partial I}{\partial x}, \frac{\partial I}{\partial y} \right] \quad (1)$$

$$D_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$D_y = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$I_\theta = \tan^{-1} \left( \frac{\frac{\partial I}{\partial y}}{\frac{\partial I}{\partial x}} \right) \quad (4)$$

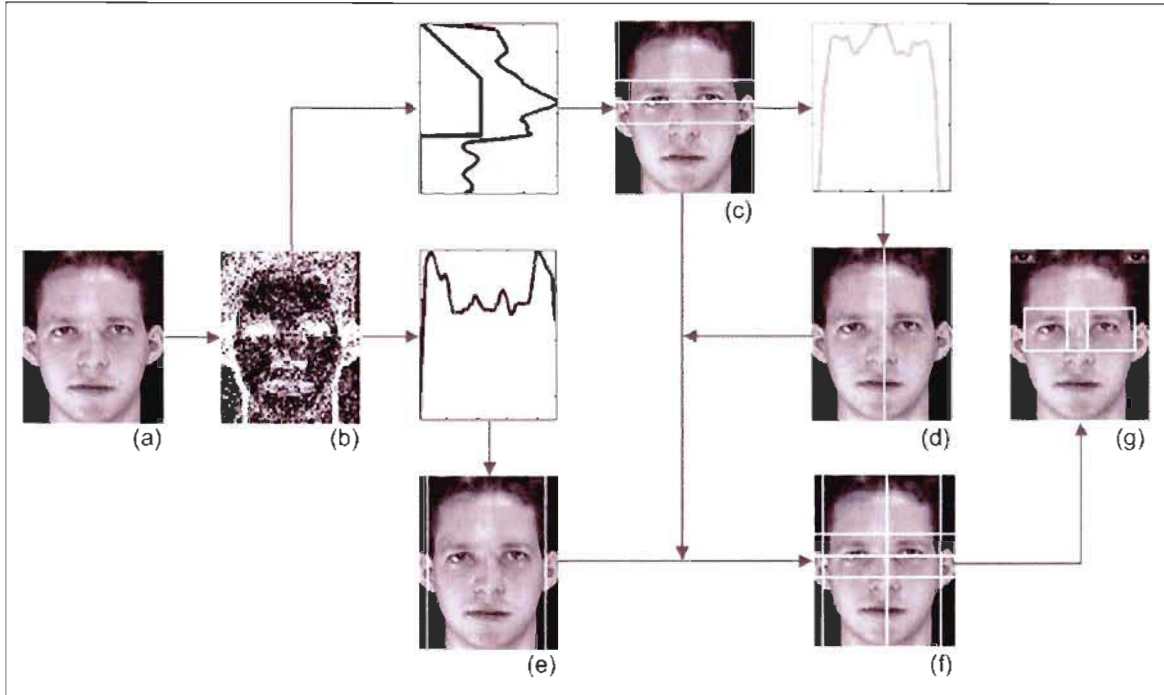
$$I_s = \|\nabla(i, j)\| = \sqrt{I_x^2 + I_y^2} \quad (5)$$

### 2.5.5 Détection par la projection des gradients

La méthode par projection des gradients développée par Peng et al. [45], est aussi fort intéressante quoique basée sur le fait que l'image est relativement ajustée au visage, qui doit également être rigoureusement à la verticale dans l'image. Ces contraintes obligent une connaissance préalable de l'emplacement du visage.

Voici les étapes clés de cette méthode, telles qu'illustrées par son auteur :

- À partir de l'image originale (Figure 2.9 (a)), une image des gradients est calculée (Figure 2.9 (b)) et ses valeurs projetées dans le but d'en obtenir la valeur moyenne pour chaque ligne ou colonne de l'image dépendamment du type de projection (horizontale ou verticale);
- La projection horizontale est utilisée pour détecter la hauteur des yeux (Figure 2.9 (c));
- La projection verticale restreinte aux lignes avoisinant la hauteur des yeux permet de déterminer la position du centre du visage;
- La projection verticale non restreinte est utilisée pour déterminer les limites du visage (Figure 2.9 (e));
- En regroupant l'ensemble des détections (Figure 2.9 (f)), on parvient à définir le voisinage probable des yeux.



**Figure 2.9 Méthode par projection du gradient [45].**

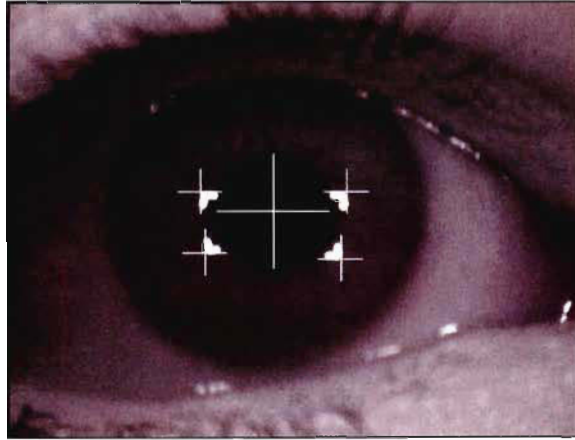
(a) Image originale. (b) Image des gradients. (c) Hauteur des yeux. (d) Centre du visage.  
(e) Limites du visage. (f) Combinaison des détections. (g) Voisinage des yeux.

### 2.5.6 Méthodes particulières

L'approche par seuillage jumelée à la recherche de reflets de formes bien particulières (Figure 2.10) provenant de sources lumineuses, elles aussi de formes bien particulières [17], proposée par Pérez et al, apporte une excellente piste de solution au problème des faux-positifs dans la détection.

Cette technique intéressante cherche à localiser les reflets produits sur la surface de l'œil par des sources lumineuses. Dans l'éventualité où l'ensemble des reflets des sources lumineuses ne sont pas identifiés, la forme particulière de chacun d'eux permet tout de même d'identifier ceux trouvés.





**Figure 2.10 Reflets de formes particulières [17].**

### 2.5.7 Approche par différenciation

Une approche par différenciation d'images est proposée par Magee et al. [46], approche par laquelle deux ou plusieurs images de l'œil dans des conditions d'éclairage identiques sont comparées pour en extraire une information. La figure 2.11 présente un œil regardant vers l'avant, un œil regardant vers la droite et la différenciation des deux images.



**Figure 2.11 Méthode par différenciation [46].**

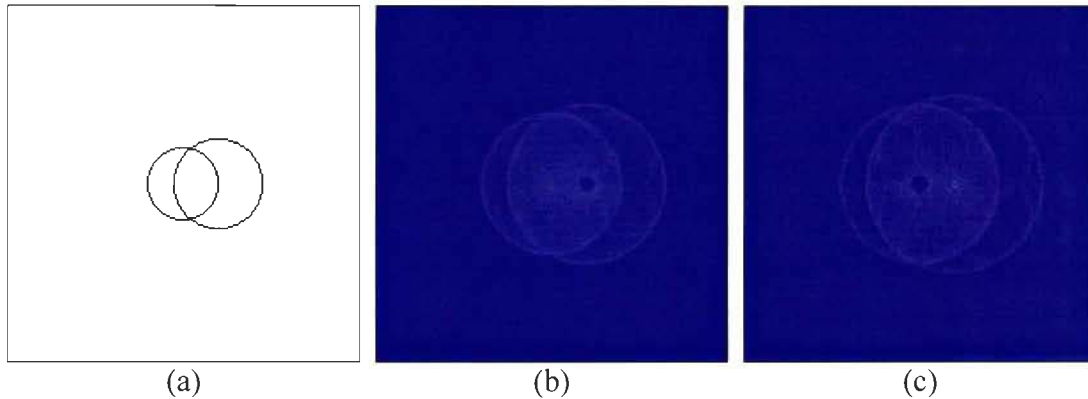
### 2.5.8 Méthode par détection de cercles ou d'ellipses

Certaines approches sont présentées pour la détection de cercles ou d'ellipses, que ce soit dans un référentiel bidimensionnel (2D) [19, 21, 26, 34] ou tridimensionnel (3D) [40]. Dans le cas du référentiel 2D, la méthode par convolution et votation de Hough ou une amélioration de celle-ci est souvent utilisée.

Voici une généralisation de la méthode par convolution de Hough pour la détection de cercles :

- L'image sur laquelle des formes circulaires doivent être détectées est filtrée pour en extraire les contours notamment par l'utilisation de l'image du gradient ou image des dérivées premières ou des filtres comme Sobel ou Canny;
- L'image est alors balayée à la recherche des pixels constituant ces contours. Lorsqu'un tel pixel est rencontré, la valeur 1 est ajoutée à la valeur de toutes les cases de la matrice de votation ayant une distance euclidienne, avec la case représentant le pixel détecté sur la matrice de votation, égale au rayon du cercle recherché;
- Un cercle est réputé avoir été trouvé lorsque la matrice de votation présente une case dont la valeur dépasse un seuil d'acceptation prédéfini. Dans des conditions idéales, la valeur maximale de la matrice de votation correspond au nombre de pixels formant la circonférence du cercle recherché.

La figure 2.12 présente une schématisation de la méthode basée sur la transformée de Hough pour la détection de cercles. Une représentation en image des matrices de votation permet visuellement de détecter les centres des cercles lorsque  $r=20$  et  $r=25$ . Les images sur lesquelles nous travaillons ne sont toutefois pas toujours aussi nettes et les cercles ne sont pas nécessairement complets.



**Figure 2.12 Méthode de Hough pour la détection de formes circulaires.**

(a) Image présentant deux cercles ( $r_1=20$ ,  $r_2 = 25$ ).

(b) Matrice de votation ( $r = 20$ ). (c) Matrice de votation ( $r = 25$ ).

La méthode de Hough pour la détection de cercles fait intervenir 3 paramètres : la position en x, la position en y et le rayon. La méthode pour la détection d'ellipses est relativement semblable, mais fait intervenir davantage de paramètres. Dans un contexte 2D, on parlera de la position en x, la position en y, le petit diamètre, le grand diamètre et l'orientation. L'utilisation d'une matrice de votation n'est plus possible et on doit se rabattre sur une structure à 5 dimensions.

## 2.6 Conclusion

Plusieurs techniques de détection de l'orientation ou de la position du visage, des yeux ou des pupilles ont été présentées, certaines s'appuient sur des heuristiques ou des conditions particulières ou requièrent du matériel particulier. Contraint à plusieurs égards notamment par la petitesse du prototype et la nature des tests, certaines techniques ne nous sont pas accessibles.

- L'effet de pupille sombre/brillante requiert une certaine distance entre la source lumineuse et l'œil du sujet;
- Les méthodes par détection de la couleur impliquent une capture dans le spectre de lumière visible, or la nature des tests en chambre sombre nous contraint à une capture d'image dans le spectre proche-infrarouge.

Notre méthode, inspirée ou corroborée par plusieurs des techniques recensées dans la littérature, est présentée au chapitre 3. On y retrouve des similitudes notamment avec la méthode de transformée de Hough, la méthode du patron vectoriel, la détection du reflet sur la cornée et le seuillage selon l'intensité des pixels.

## **Chapitre 3 - Méthode expérimentale**

### **3.1 Introduction**

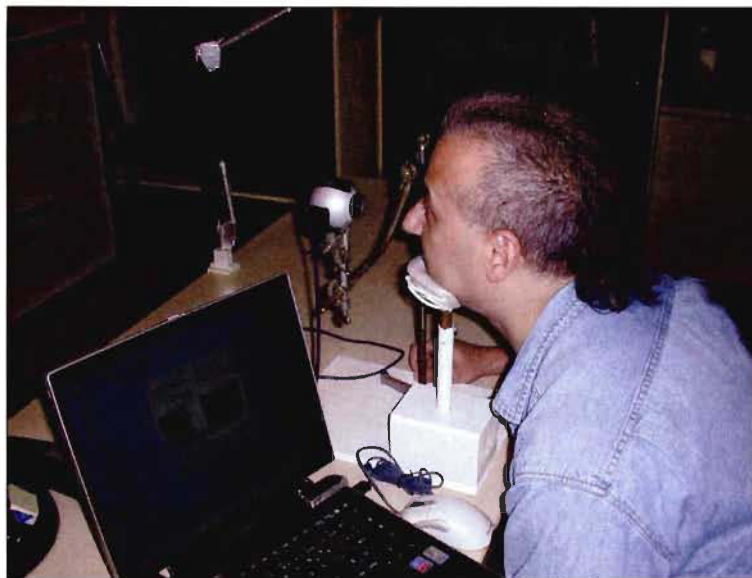
La méthode présentée vise l'implémentation des tests présentés aux étapes 4 et 7 du processus d'évaluation du DRE. L'ensemble des tests oculaires sont essentiellement basés sur deux aspects : la taille et la position des pupilles des yeux en fonction du temps. La méthode proposée vise donc à déterminer, selon le test réalisé, ces paramètres avec le plus de précision possible.

Je débiterai par la revue des différents prototypes de capture réalisés à l'UQTR au cours des dernières années avant de poursuivre avec des explications détaillées de la technique proposée.

### **3.2 Évolution des prototypes**

#### **3.2.1 Première génération**

Le projet initial devait permettre de détecter la présence et le moment d'apparition du nystagmus. Le prototype de l'époque (Figure 3.1) consistait en une mentonnière fixée devant une caméra de type webcam [1]. Le stimulus visuel devait être déplacé manuellement derrière la caméra. La caméra filmait en utilisant le spectre de lumière visible.



**Figure 3.1 Prototype de première génération [1].**

Cette approche présente un avantage sur la méthode entièrement manuelle grâce à l'analyse uniforme des images mais présente un inconvénient majeur, l'imprécision de la vitesse d'exécution, l'emplacement et le temps d'arrêt à la fin du déplacement du stimulus, deux aspects reprochés à l'application manuelle.

### **3.2.2 Seconde génération**

Une seconde phase du projet (Figure 3.2), développée par M. François Meunier, Ph.D. et M. Pier-Olivier Houde [47, 48], va remplacer le déplacement manuel du stimulus par l'illumination successive d'une série de diodes électroluminescentes (DEL). La saisie des images s'effectue maintenant dans l'obscurité d'un casque de soudure adapté, à l'aide d'une caméra sensible à la lumière proche-infrarouge. La série de DEL, contrôlée par ordinateur, permet de standardiser la vitesse de déplacement, la position et le temps d'arrêt à la fin du déplacement du stimulus visuel. La saisie d'images proche-infrarouge permet de placer le

suspect dans la pénombre, condition essentielle et impossible à obtenir avec une caméra sensible à la lumière visible, pour une réalisation adéquate du test d'illumination directe.

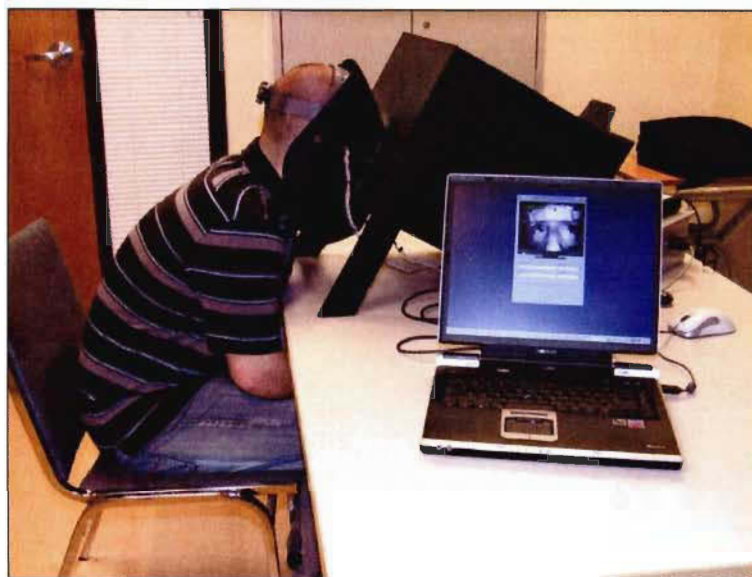


**Figure 3.2 Prototype de seconde génération.**

Bien que tout cela représente une amélioration tangible vers une standardisation complète, la série de DEL ne permet pas une fluidité adéquate, ni une liberté de mouvement suffisante pour l'application du test de convergence.

### **3.2.3 Troisième génération**

La troisième et actuelle phase (Figure 3.3), développée par M. François Meunier, Ph.D et M. David Laperrière [49, 50], remplace la série de DEL par un écran ACL et un verre à la fois réfléchissant, pour donner l'illusion d'un stimulus se déplaçant devant les yeux du suspect, mais également transparent pour permettre à une caméra sensible au proche-infrarouge placée devant les yeux du suspect de saisir la séquence vidéo. Avec l'écran ACL, la liberté de mouvement est grandement augmentée. On peut facilement créer des chorégraphies visuelles fluides ajoutant la couleur, l'intensité lumineuse et la taille du stimulus visuel au potentiel du prototype de la génération précédente.



**Figure 3.3 Prototype de troisième génération.**

Le test le plus difficile à simuler demeure le test de convergence. Bien que le mouvement circulaire soit relativement facile à reproduire, le rapprochement vers le bout du nez pose encore problème. Une approche prometteuse de vision stéréoscopique par anaglyphe a été tentée mais sans grand succès jusqu'à maintenant. Du point de vue physiologique, la perception de la profondeur à l'aide d'anaglyphes requiert un certain effort au niveau de la convergence oculaire, or il s'agit de la faculté que le test est sensé évaluer.

Une autre limitation importante du prototype actuel est la résolution des images obtenues. Une trop faible résolution ne permet au nystagmus d'avoir qu'une amplitude visible de quelques pixels seulement. Le test d'illumination directe présente également une variation moins importante en faible résolution.

La faible résolution engendre également une dégradation par le bruit trop importante produit par le CCD de la caméra sous un éclairage faible.



### 3.2.3.1 Le moteur de chorégraphies visuelles

L'utilisation d'un écran ACL permet une plus grande liberté quant à ce qui est affiché à l'intérieur du prototype. Son utilisation a nécessité le développement d'un moteur exécutant des chorégraphies visuelles présentées sous la forme de scripts séquentiels simples.

Les scripts permettent les instructions élémentaires suivantes :

- Positionnement, modification de la taille et de la couleur du stimulus visuel;
- Exécution d'une pause ou d'un temps d'arrêt;
- Envoi d'un signal sur un port de communication standard (COM, LPT);
- Émission d'une consigne via la lecture d'un fichier sonore;
- Attente asynchrone de la fin d'une émission sonore;
- Enclenchement et fermeture de la saisie de données.

Le moteur s'est avéré fort utile puisqu'il permet rapidement de corriger, d'adapter ou de créer une nouvelle chorégraphie visuelle sans qu'aucune compilation ne soit nécessaire.

Certaines améliorations au moteur de scripts permettraient de faciliter encore davantage le développement des chorégraphies :

- L'utilisation d'une syntaxe calquée sur un langage connu comme le *ANSI-C*;
- L'utilisation de variables;
- L'utilisation de structures itératives et conditionnelles (*for, while, if*);
- L'encapsulation et l'appel de routine;
- L'utilisation de la récursivité;
- L'utilisation de fonctions mathématiques et trigonométriques.

### **3.3 L'acquisition des séquences vidéo**

L'acquisition des images vidéo se fait dans l'obscurité totale à l'aide d'une caméra sensible à la lumière proche-infrarouge. Les images sont transmises à un ordinateur qui les enregistre sous la forme d'une vidéo non compressée. L'aspect non compressé, bien que nécessitant un espace disque plus important, permet d'une part de ne pas ralentir le processus d'acquisition déjà très demandant par l'ajout d'une phase de compression et supprime la possibilité de dégradation de l'image par la compression à perte.

Les séances d'acquisition ont lieu en marge de formations pratiques données à l'École nationale de police du Québec (ENPQ) et visant l'apprentissage ou le rafraîchissement des connaissances relatives à l'utilisation de divers instruments de mesure d'alcoolémie en usage au Québec. Durant ces séances, un groupe d'officiers s'entraîne à l'utilisation des instruments à l'aide de cobayes ayant réellement consommé de l'alcool.

Ces cobayes volontaires, généralement au nombre de 4 ou 5 et issus des bancs du cours de Technique Policière du Cégep de Trois-Rivières, sont sous la supervision constante d'un instructeur et la quantité d'alcool qu'ils consomment est contrôlée. Un accompagnateur, parmi le groupe de volontaires, doit s'abstenir de toute consommation d'alcool et officialiser sa non-consommation en subissant lui aussi le test d'alcoolémie.

Les cobayes sont appelés à plusieurs reprises à subir en rafale le test d'alcoolémie auprès de divers officiers en formation. Après chaque rafale, les cobayes qui le désirent réalisent les tests automatisés à l'aide du prototype présenté précédemment dans ce chapitre.

### 3.4 Le processus d'extraction de l'information

Les processus d'extraction de l'information, qu'il s'agisse de la taille de la pupille ou de la direction du regard répondent à un schéma précis.

- Détermination la position des pupilles dans chacune des images;
- Extraction de l'histogramme des teintes de gris dans la région proche des yeux;
- Localisation des modes dans l'histogramme des teintes de gris;
- Correction des reflets;
- Seuillage et élimination des prospects trop petits ou trop grands;
- Correction de l'effet gruyère;
- Extraction des données.

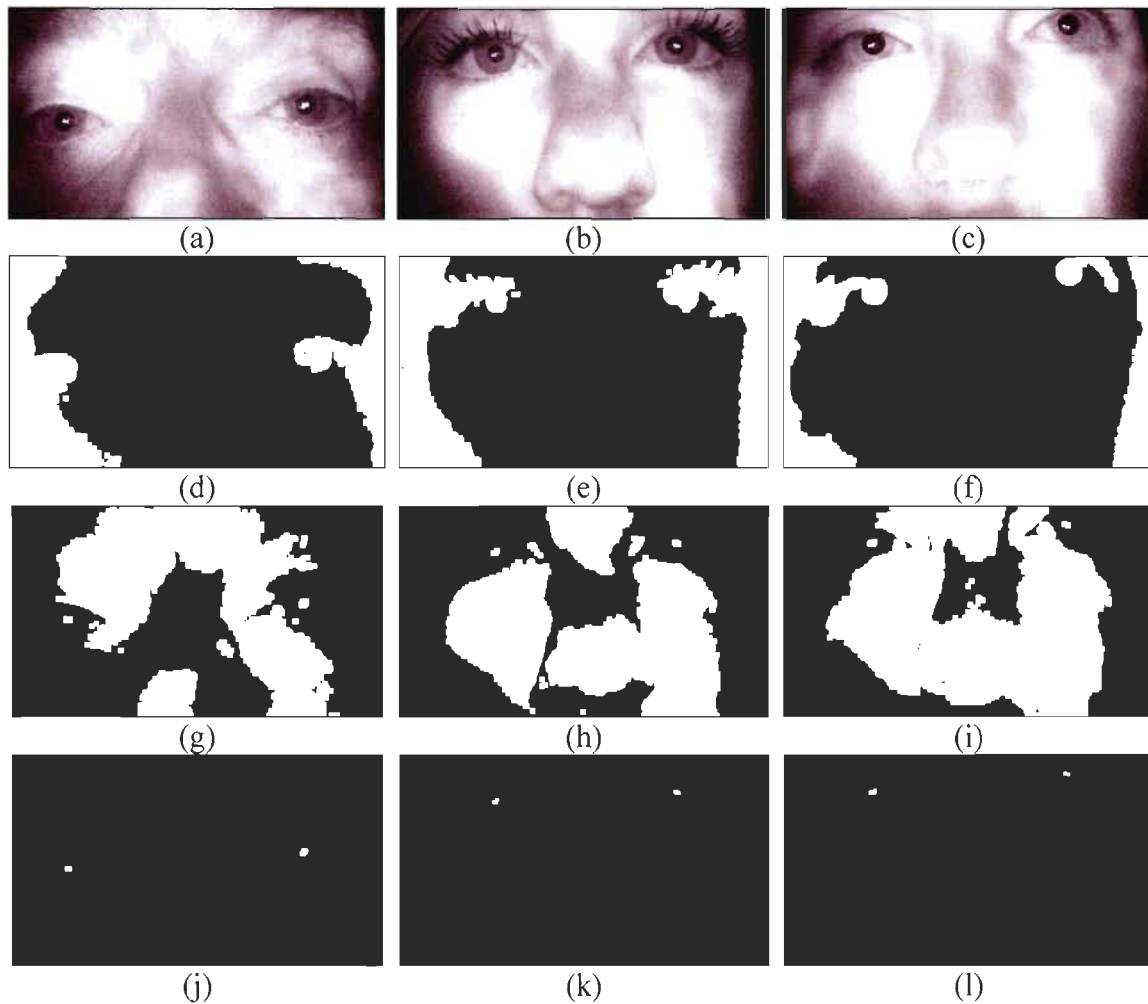
Chacune des étapes sera expliquée plus profondément et illustrées par des captures réelles et des schémas selon la nécessité. L'ensemble des illustrations peuvent ne pas provenir de la même séquence vidéo.

#### 3.4.1 Déterminer la position des pupilles dans chacune des images

La détermination automatisée de la position des pupilles (Figure 3.4) est une étape cruciale. Certaines approches proposent la recherche de motifs ou « *patterns* » particuliers dans l'image mais le nombre quasi illimité de formes et d'apparences de l'œil (ouvert, fermé, direction du regard, différence raciales, etc.) jumelé à la faible résolution des images donne peu de chances de réussite à un tel procédé. La localisation des yeux se base donc sur certaines heuristiques.

- Au début des tests, l'individu fixe un stimulus visuel se trouvant droit devant lui;
- La pupille des yeux d'un individu représente généralement une zone sombre d'une teinte relativement uniforme et d'une taille appréciable;

- La disposition de la source d'illumination (dans notre cas, il s'agit d'une source proche-infrarouge, de part et d'autre de l'objectif de la caméra) fait en sorte que son reflet est visible sur la surface lisse et luisante de l'œil, à l'intérieur de la pupille;
- Le reflet est généralement de petite taille et d'une brillance élevée.



**Figure 3.4 Détection de la position de la pupille.**

- (a) (b) (c) Images originales provenant de 3 cobayes distincts.  
(d) (e) (f) Zones sombres après dilatation morphologique binaire.  
(g) (h) (i) Zones brillantes après dilatation morphologique binaire.  
(j) (k) (l) Intersection des zones sombres et des zones brillantes dilatées.

En combinant ces conditions, il suffit de rechercher une zone brillante (Figures 3.4 (g), (h) et (i)) de petite taille extraite par une technique de seuillage d'image à niveau de gris, inscrite au cœur d'une zone sombre (Figures 3.4 (d), (e) et (f)) de taille plus importante extraite avec la même technique. Comme un pixel ne peut être à la fois sombre et brillant, une dilatation morphologique binaire est appliquée sur chacune des images avant la différenciation (Figures 3.4 (j), (k) et (l)).

Pour réduire l'éventualité d'une mauvaise détection, un processus de votation est appliqué en effectuant le même traitement sur une série d'images. De tous les centres potentiels, on extrait un tableau (Tableau 3.1) duquel on éliminera les coordonnées à plus d'un écart type empirique (Eq. (6)) de la moyenne arithmétique (Eq.(7)) des coordonnées en X et en Y. On calculera la position du centre probable à partir de la moyenne arithmétique des valeurs restantes.

<b>Œil gauche</b>		<b>Œil droit</b>	
<b>X</b>	<b>Y</b>	<b>X</b>	<b>Y</b>
<b>82</b>	<b>100</b>	<b>240</b>	<b>93</b>
<b>82</b>	<b>101</b>	<b>240</b>	<b>93</b>
<b>...</b>	<b>...</b>	<b>...</b>	<b>...</b>
<b>80</b>			
<b>81</b>	<b>101</b>		
<b>S = 1.03</b>	<b>S = 0.96</b>	<b>S = 1.25</b>	<b>S = 1.22</b>
<b><math>\bar{X} = 81.00</math></b>	<b><math>\bar{X} = 100.71</math></b>	<b><math>\bar{X} = 239.68</math></b>	<b><math>\bar{X} = 93.63</math></b>
<b><math>\bar{X}_2 = 81.00</math></b>	<b><math>\bar{X}_2 = 101.00</math></b>	<b><math>\bar{X}_2 = 240.00</math></b>	<b><math>\bar{X}_2 = 93.00</math></b>

**Tableau 3.1 Calcul du centre des pupilles.**

$$S = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2} \quad (6)$$

$$\bar{X} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n X_i \quad (7)$$

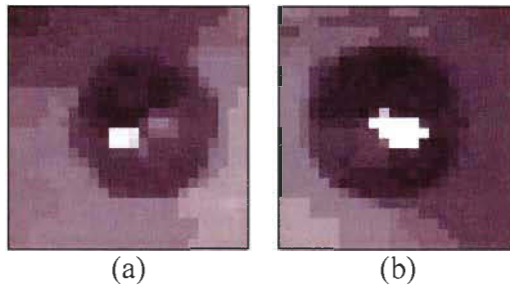
Le prototype de capture des séquences d'images vidéo du comportement oculaire étant en constante mutation évolutive, l'ajout de deux heuristiques supplémentaires fut nécessaire afin de palier au problème de reflets sur diverses composantes ajoutées à l'intérieur du prototype et trop souvent visible à la caméra.

- Verticalement, les yeux sont approximativement au centre de l'image;
- Horizontalement, chaque œil est situé de part et d'autre du centre de l'image.

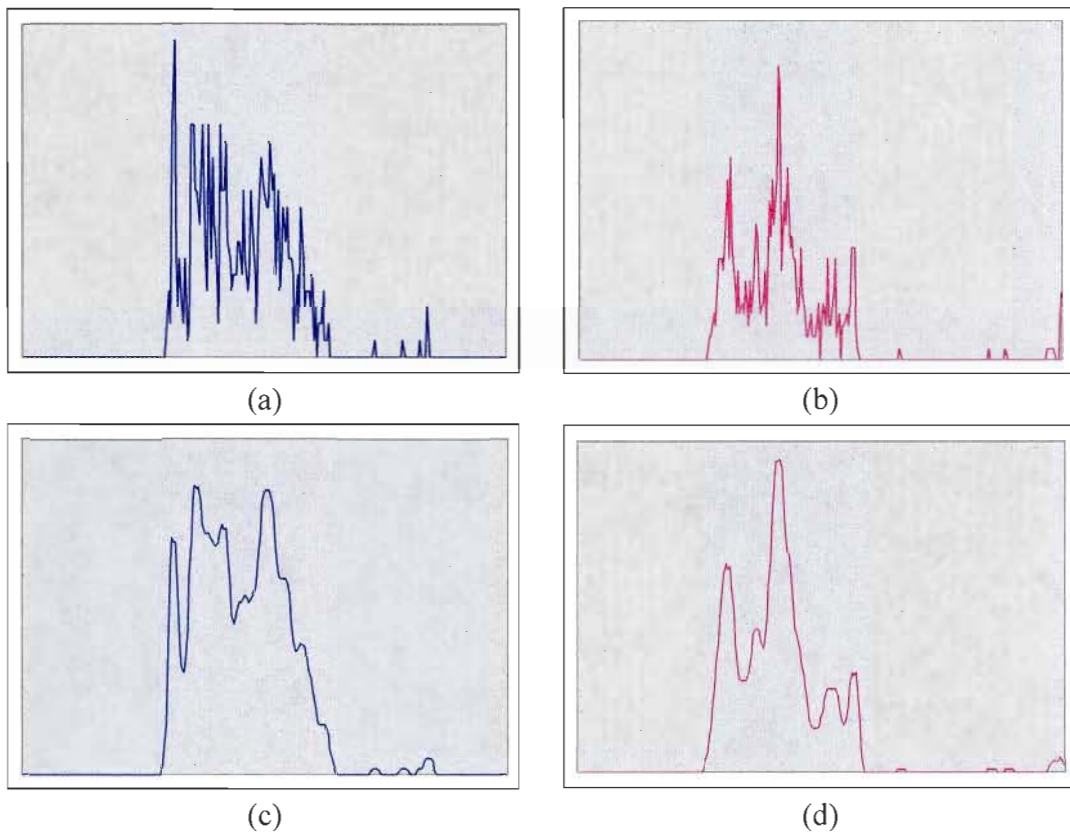
Une fois ces conditions supplémentaires considérées, le processus de localisation des pupilles était en mesure de se concentrer sur une zone d'intérêt où sont vraisemblablement situés les yeux et non le reflet d'une composante quelconque.

### 3.4.2 Extraction de l'histogramme des teintes de gris

Nous avons précédemment convenu que les pupilles étaient d'intensité faible et qu'elles occupaient une zone appréciable. Une fois les deux reflets grossièrement localisés à raison d'un reflet par œil, une zone relativement restreinte (Figure 3.5) est délimitée autour de chacun des reflets et l'histogramme des intensités des pixels présents est calculé pour chacune des zones (Figures 3.6 (a) et (b)). On applique par la suite un premier 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] (Eq. (8)) (Figures 3.6 (c) et (d)).



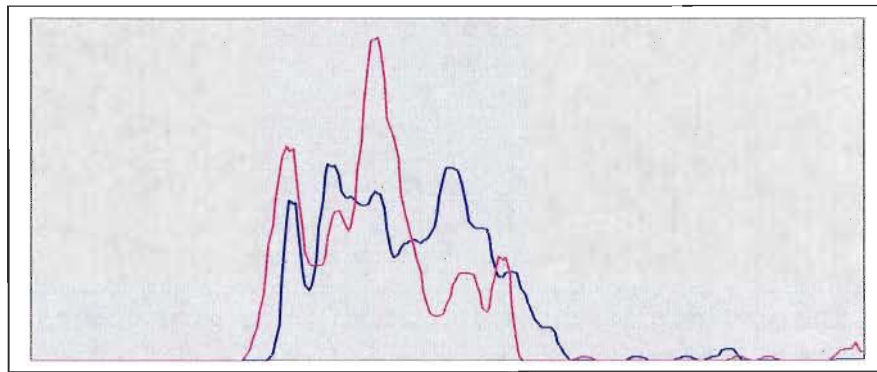
**Figure 3.5 Voisinages des reflets sur les cornées.**  
(a) Œil gauche. (b) Œil droit.



**Figure 3.6 Histogramme des intensités des pixels.**  
(a) Histogramme brut (œil gauche). (b) Histogramme brut (œil droit).  
(c) Histogramme lissé (œil gauche). (d) Histogramme lissé (œil droit).

$$\bar{x}_j = \frac{\sum_{i=-2}^2 W_k X_{j+k}}{\sum_{i=-2}^2 W_k} \quad \text{ou} \quad \bar{x}_j = \sum_{i=-2}^2 W_k X_{j+k} \quad \text{lorsque } W \text{ est normalisé} \quad (8)$$

La figure 3.7 présente la superposition des histogrammes des intensités des pixels du voisinage de l'œil gauche et de l'œil droit. Les deux histogrammes ne sont pas identiques et cela s'explique par l'éclairage non uniforme à l'intérieur du prototype de capture. Cette réalité impose de réaliser les phases de détection de part et d'autre du centre de l'image de façon indépendante.

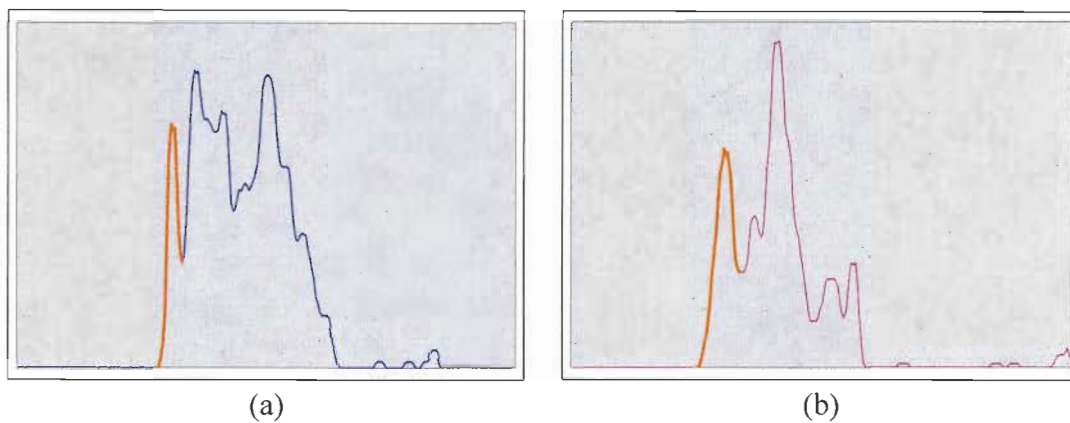


**Figure 3.7 Superposition des histogrammes (Œil gauche et œil droit).**

### 3.4.3 Localisation des modes dans l'histogramme des teintes de gris

On localise le premier mode de chacune des distributions lissées. Cette localisation se fait par le parcours du vecteur lissé en identifiant les extremums locaux à l'aide d'une fenêtre. Le premier mode devient l'intervalle entre les deux minimums locaux de part et d'autre du premier maximum local (Figure 3.8).





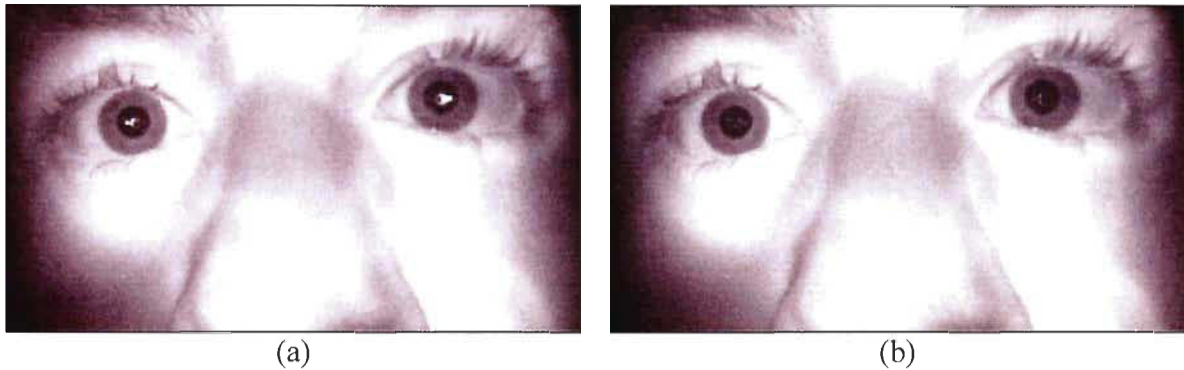
**Figure 3.8 Premier mode de l'histogramme.**

(a) Œil gauche. (b) Œil droit.

Chacun des modes représente les teintes de gris d'un ensemble considérable de pixels d'intensité faible, à proximité d'un point très brillant. Il est raisonnable de croire qu'il s'agit des teintes de gris des pixels constituant les pupilles du sujet.

#### **3.4.4 Correction des reflets**

Dans le but d'améliorer les résultats de la phase d'analyse, les pixels des zones très brillantes correspondantes aux reflets sont substitués par des pixels de la même intensité que l'intensité du centre du mode associé à cette moitié de l'image. Ceci a pour effet d'éliminer et d'ignorer, en quelque sorte, les reflets (Figure 3.9).



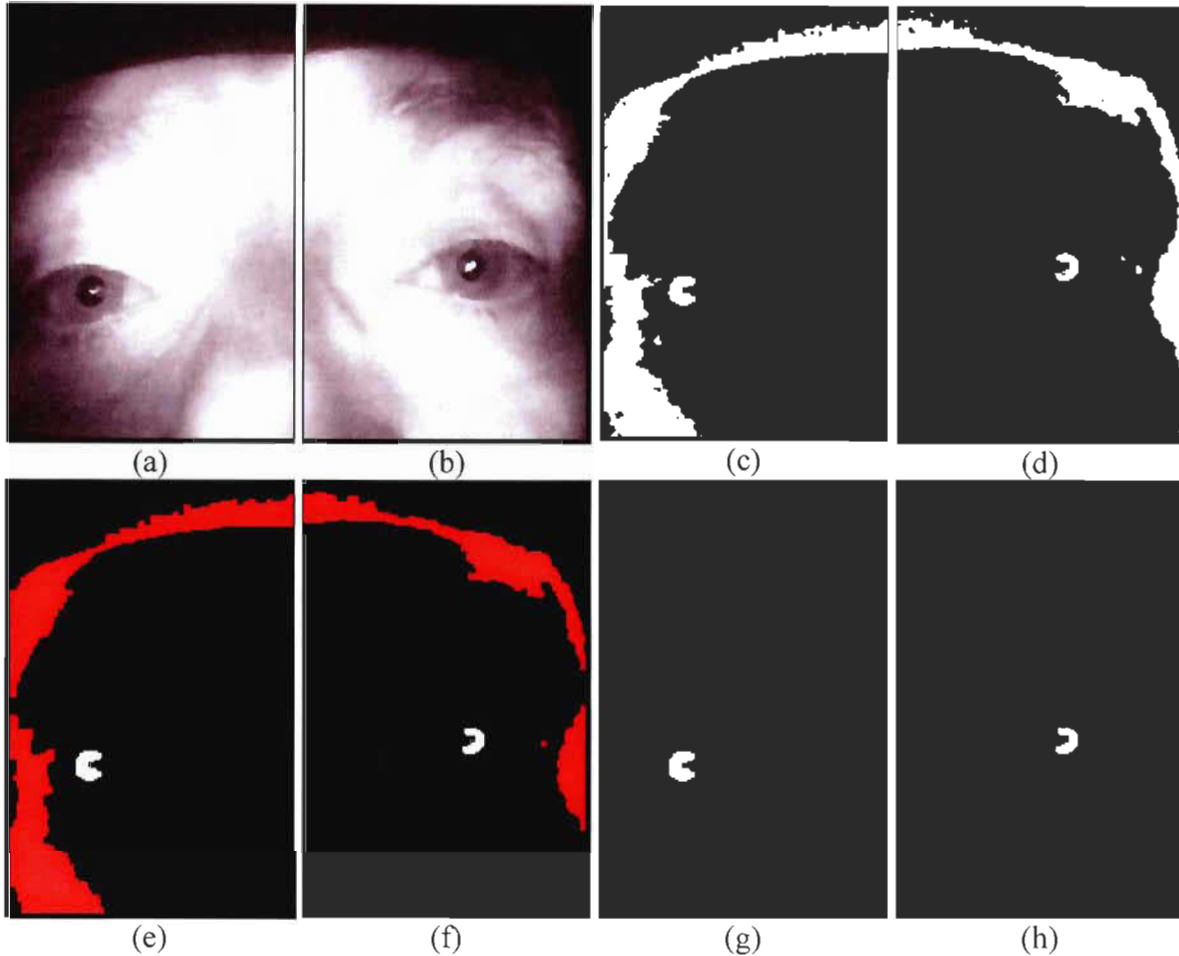
**Figure 3.9 Correction des reflets.**

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

#### **3.4.5 Seuillage et élimination des prospects trop petits ou trop grands**

À l'aide des seuils obtenus à l'étape de la création des histogrammes, un seuillage est réalisé sur chacune des moitiés de l'image (Figures 3.10 (a) et (b)) à la recherche des pupilles (Figures 3.10 (c) et (d)). Un débruitage est effectué en appliquant successivement une fermeture puis une ouverture morphologique binaire (Figures 3.10 (e) et (f)).

Comme nous savons que la taille de la pupille est considérable, mais jusqu'à un certain point, on peut donc éliminer toute zone trop petite ou trop grande (Figures 3.10 (e) et (f)). L'image résultante de cette élimination ne contient alors que les pupilles (Figures 3.10 (g) et (h)).

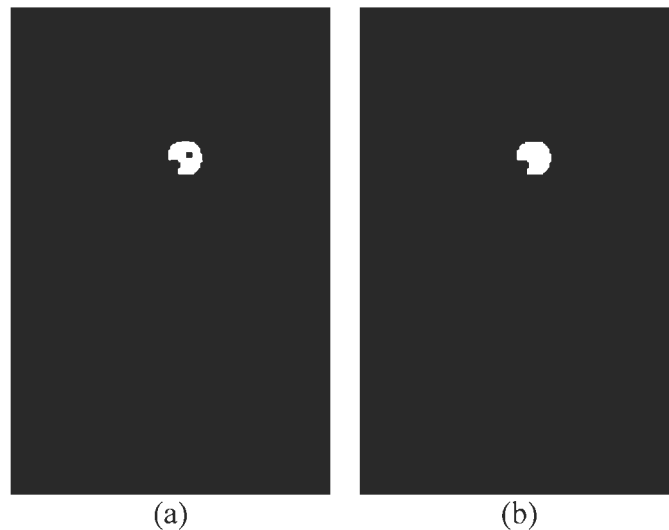


**Figure 3.10 Détection de la pupille.**

- (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.

#### 3.4.6 Correction de l'effet gryère

On peut également corriger le phénomène de gryère qui peut survenir notamment si la phase de correction des reflets n'a pas été suffisante, le phénomène de trou au centre de la pupille demeurant visible. Cette correction s'effectue sur le même principe que l'élimination. La détection d'une petite zone sur l'image inversée permet de déduire la présence d'un tel « trou » (Figure 3.11 (a)) et de le corriger (Figure 3.11 (b)).



**Figure 3.11 Correction de l'effet gruyère.**

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

### 3.4.7 Extraction des données

À la fin des phases de seuillage et d'élimination des prospects trop petits ou trop grands, les zones restantes sont vraisemblablement les pupilles. Il ne reste donc qu'à procéder à l'extraction de l'information désirée, la taille de la pupille ou l'orientation de l'œil.

Ces détections sont rendues plus difficiles par la faible résolution des images.

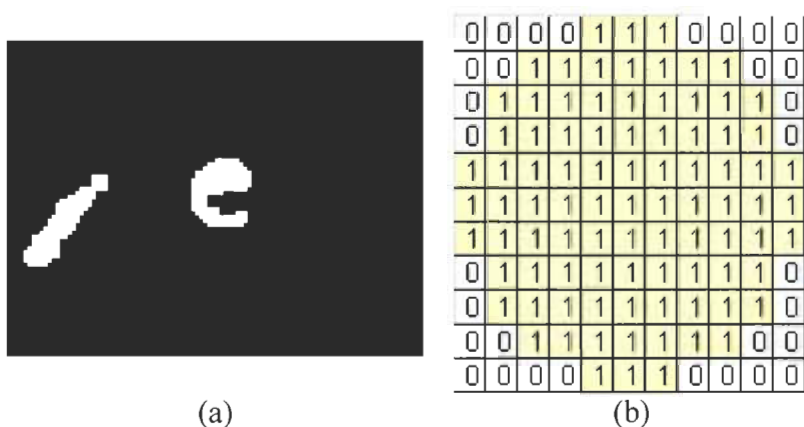
#### 3.4.7.1 Détection de la taille de la pupille

Le processus de détection de la taille de la pupille, étape 7 de l'évaluation du DRE, s'appuie sur l'heuristique voulant que le suspect regarde vers l'avant durant la capture des données pour les tests d'illumination directe et ambiante.

### 3.4.7.1.1 Méthode par convolution de Hough avec disques pleins

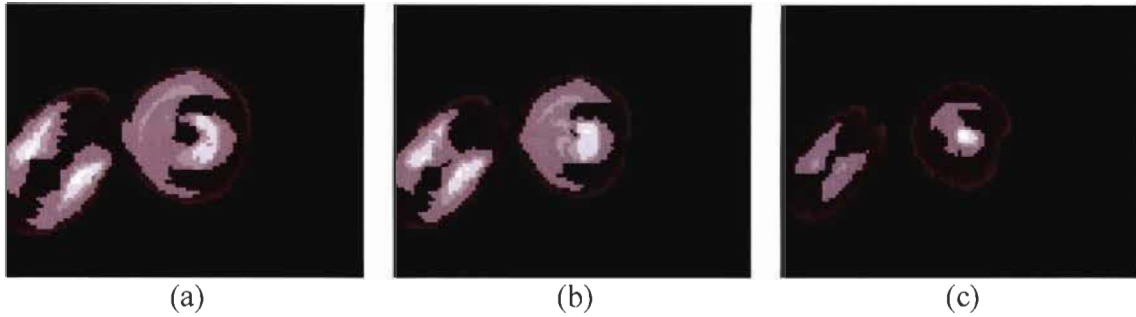
La détection se fait par une approche similaire à la technique de Hough.

De façon successive, un balayage est effectué sur l'ensemble des pixels d'une image et si un pixel fait partie des pixels détectés au seuillage (Figure 3.12 (a)), le même patron circulaire plein (Figure 3.12 (b)) est superposé sur l'image de votation (Figure 3.13) afin d'obtenir la position possible du centre d'une forme circulaire importante. La taille du patron varie à rebours tant qu'un seuil de détection minimal n'est pas détecté pour cette taille de patron en fonction du nombre de pixels dudit patron. La taille initiale du patron est déterminée en fonction de la distance entre les deux reflets au début du processus, ce qui donne une idée acceptable de la distance entre les yeux et, par un coefficient arbitraire, une approximation raisonnable de la taille de la pupille.



**Figure 3.12 Méthode de Hough (Disque plein).**

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



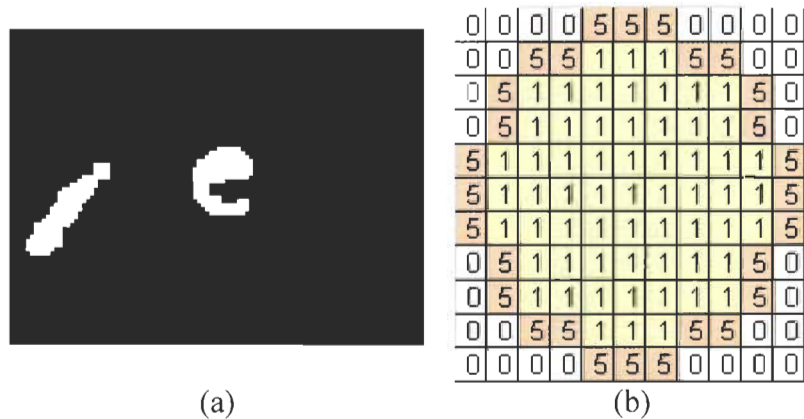
**Figure 3.13 Matrice de votation (Disque plein).**

(a)  $r=11$ , taux de satisfaction=0.375. (b)  $r=9$ , taux de satisfaction=0.442.

(c)  $r=7$ , taux de satisfaction=0.850.

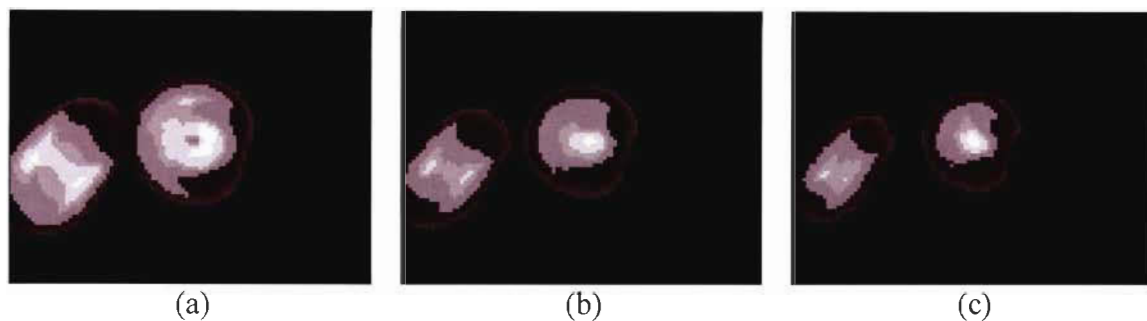
#### 3.4.7.1.2 Méthode par convolution de Hough avec disques pondérés

À l'instar de la méthode précédente, cette approche utilise également la technique de Hough, mais utilise plutôt un disque pondéré (Figure 3.14 (c)). Cette variation vise à minimiser l'impact de la présence non corrigée du reflet au cœur de la pupille.



**Figure 3.14 Méthode de Hough (Disque pondéré).**

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



**Figure 3.15 Matrice de votation (Disque pondéré).**

(a)  $r=12$ , taux de satisfaction=0.351. (b)  $r=10$ , taux de satisfaction=0.577.

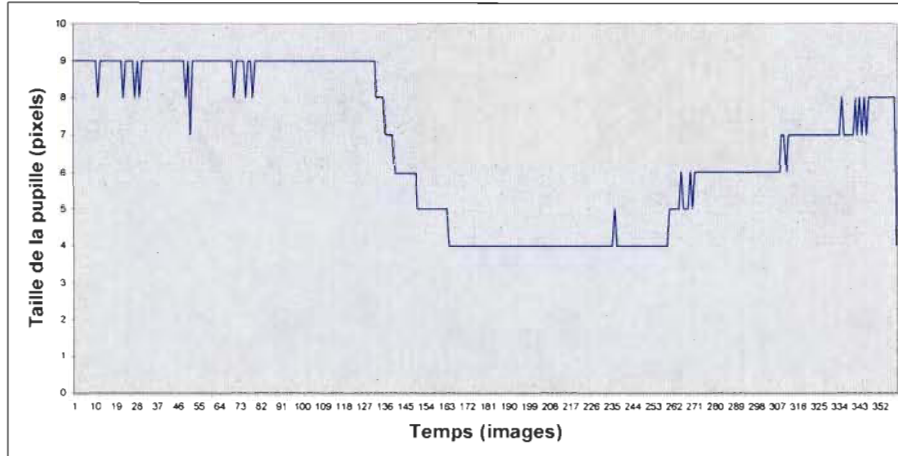
(c)  $r=8$ , taux de satisfaction=0.793.

#### 3.4.7.1.3 Méthode par convolution de Hough avec agrandissement

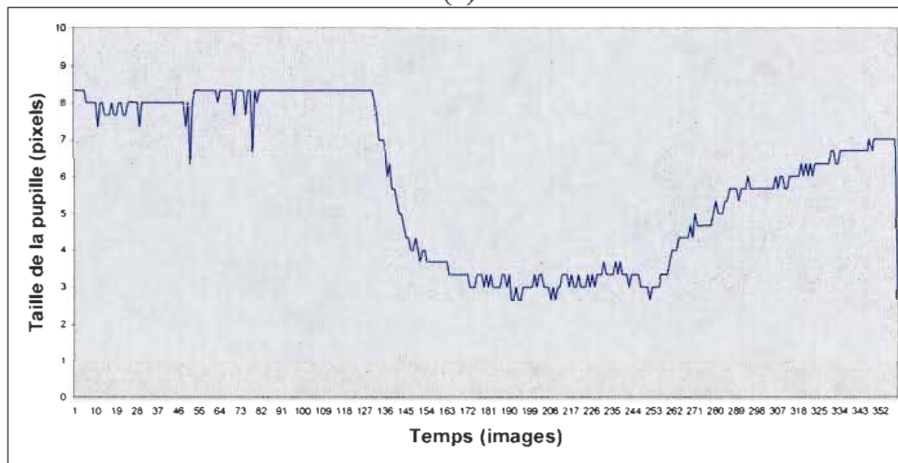
Une variation a été appliquée aux deux méthodes par convolution afin de minimiser les effets de la faible résolution et essayer de rendre les calculs plus précis.

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  $(r-1)*k$ .

Par exemple, si la taille est estimée à 7 pixels lors de la première phase, on agrandit l'image avec un facteur de 3 et on répète le processus avec des patrons de tailles 27 à 18. La nouvelle taille obtenue est divisée par 3. On a donc une précision au tiers de pixel plutôt qu'au pixel près. La figure 3.16 illustre le gain en précision.



(a)



(b)

**Figure 3.16 Méthode de Hough avec agrandissement.**

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

Quoique plus coûteuse en temps d'exécution, cette approche a montré une amélioration substantielle de la précision des mesures de la dimension de la pupille.



### **3.4.7.2 Détection de l'orientation des yeux**

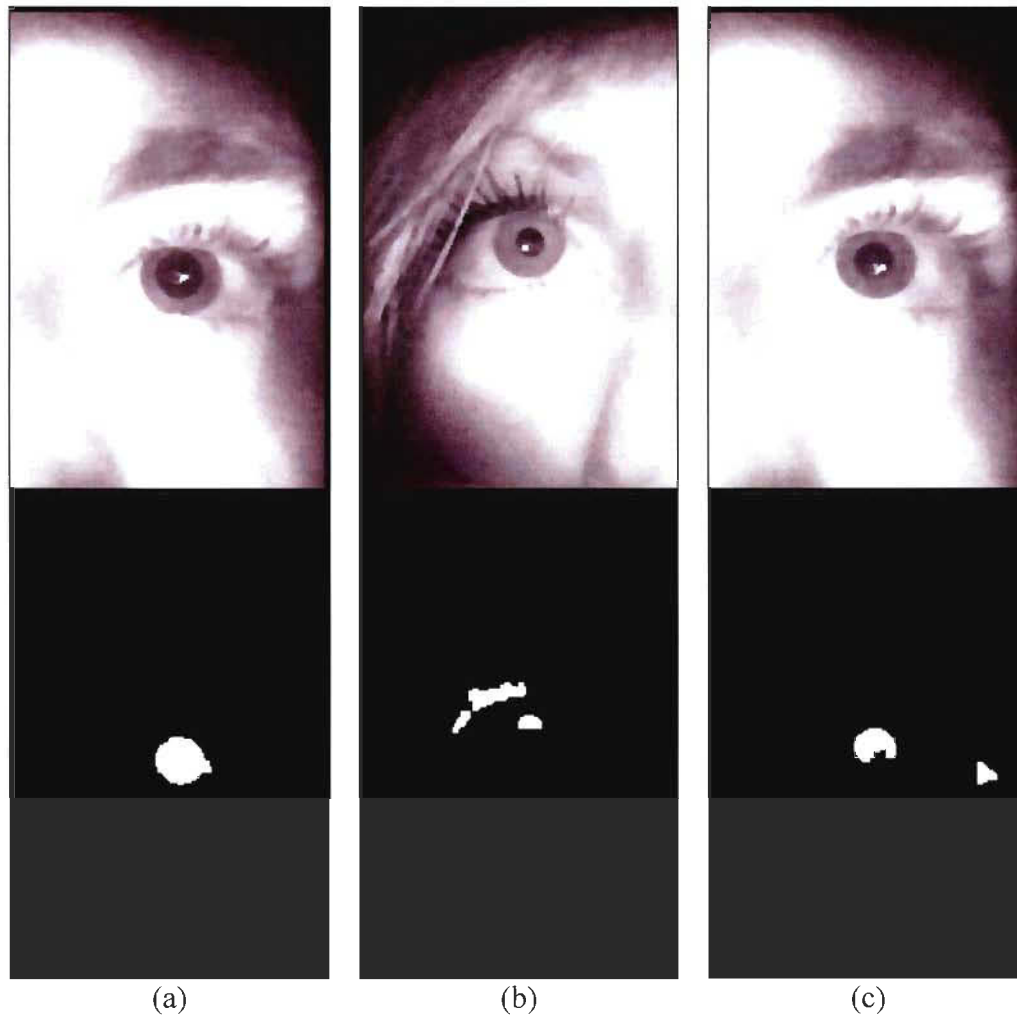
Le processus de détection de l'orientation de la pupille est plus complexe que celui pour la détection de la taille de la pupille. Plusieurs méthodes ont été expérimentées.

Toutes les méthodes expérimentées sont basées sur l'interprétation des pixels retenus après les phases de seuillage et d'élimination des prospects trop petits ou trop grands.

#### **3.4.7.2.1 Méthode par le centre géométrique**

La première méthode vise essentiellement la détection du centre géométrique des pixels conservés constituant la pupille.

Cette méthode est facilement influençable par l'ombrage au coin de l'œil, le maquillage trop foncé ou une simple tache plus foncée sur l'iris du sujet. La figure 3.17 montre ces 3 anomalies alors que le sujet regarde vers l'avant. Lorsque le sujet regardera vers l'extérieur ou que la pupille sera à proximité de la zone problématique, ces anomalies viendront dégrader passablement l'exactitude de la détection.



**Figure 3.17 Centre géométrique (Image problématique).**

(a) Zone sombre sur l'iris. (b) Maquillage. (c) Ombrage au coin de l'œil.

#### 3.4.7.2.2 Méthode par le centre de masse

La seconde méthode, une variante de la première, remplace la détection du centre géométrique par la détection du centre de masse.

Cette méthode présente un avantage sur la précédente puisqu'elle est légèrement moins influencée par la présence de l'ombrage qui souvent a une taille plus petite que la pupille. Elle demeure tout de même fortement affectée par ce phénomène.

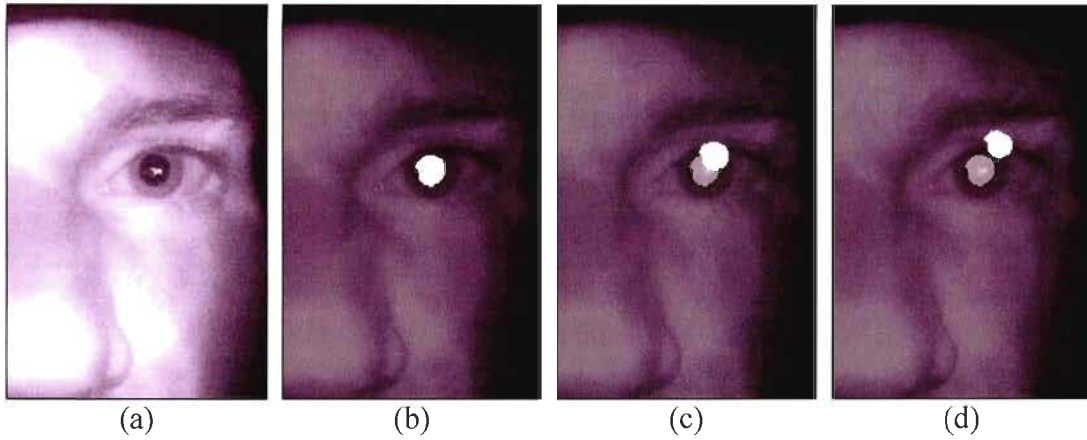
### 3.4.7.2.3 Méthode par transformations géométriques tridimensionnelles

Cette méthode utilise un patron de la forme de la pupille du suspect, obtenu lorsque ce dernier regarde vers l'avant, et effectue des transformations géométriques dans l'espace tridimensionnel pour déterminer ce que devrait avoir l'air la même pupille lorsque l'œil a une orientation précise. La figure 3.18 montre différents patrons obtenus après rotation par rapport aux axes tridimensionnels  $x$  et  $y$ . La grille n'est utilisée qu'à titre de référence pour bien percevoir les transformations. Ces patrons, obtenus aux différents angles, sont utilisés afin de déterminer celui le plus semblable à la forme de la pupille détectée par seuillage sur chaque image. On utilise l'œil regardant vers l'extérieur car l'amplitude du nystagmus  $y$  est plus importante.

L'appariement se fait en calculant le niveau de corrélation  $C_n$  lors de la superposition du patron  $P_n$  sur l'image seuillée  $I$  (Eq. (9)) où  $h$  et  $w$  représentent la hauteur et la largeur de l'image  $I$  et du patron  $P_n$ . Le visage étant généralement fixe à l'intérieur du dispositif de capture, les patrons sont utilisés sans translation ni convolution.

$$C_n = \sum_{x=0}^{h-1} \sum_{y=0}^{w-1} [P_n(x, y) - I(x, y)] \quad (9)$$

Les transformations tridimensionnelles sont obtenues au moyen de matrices de transformation. On utilise la multiplication matricielle pour les rotations par rapport à l'axe  $x$  (Eq. (10)) et l'axe  $y$  (Eq. (11)).



**Figure 3.18 Transformations géométriques 3D.**

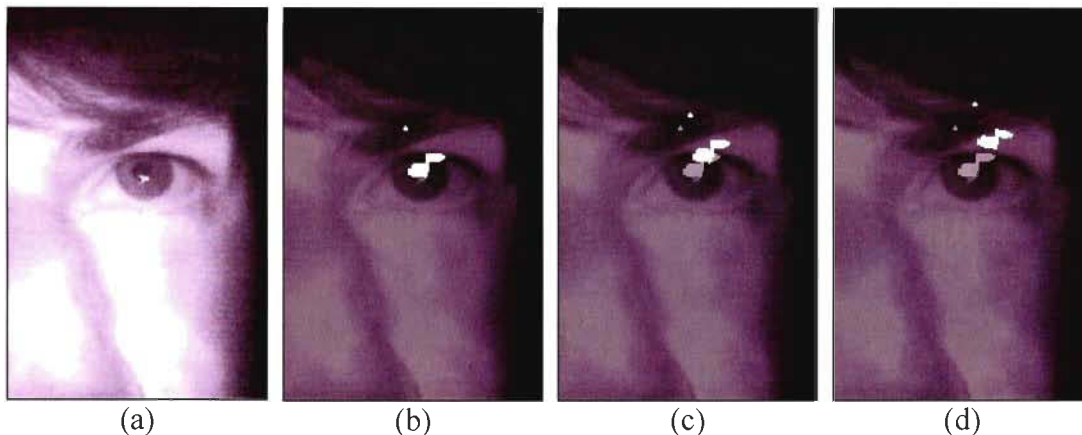
(a) Image de référence. (b) Patron avec  $\theta=0^\circ$ ,  $\rho=0^\circ$ .  
(c) Patron avec  $\theta=9.5^\circ$ ,  $\rho=14.3^\circ$ . (d) Patron avec  $\theta=19.1^\circ$ ,  $\rho=28.6^\circ$ .

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & -\sin \theta \\ 0 & \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \quad (10)$$

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\cos \theta & 0 & \cos \theta \end{bmatrix} \quad (11)$$

Cette méthode est sensible et présente plusieurs difficultés:

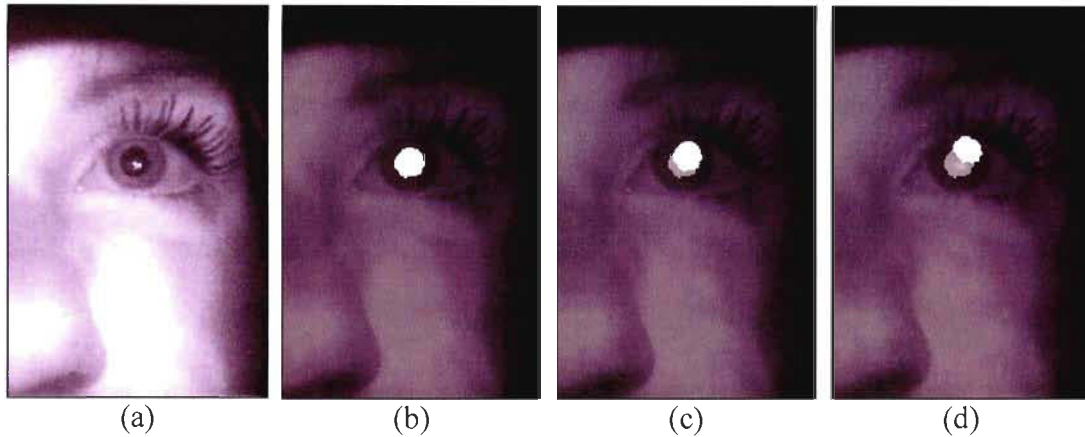
- Si la création du patron initial est inexacte ou que la détection du centre de rotation est inexacte, tous les patrons transformés seront inévitablement inexactes (Figure 3.19);



**Figure 3.19 Transformations géométriques 3D (Patron erronées).**

(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  $\theta=19.1^\circ$ ,  $\rho=28.6^\circ$ .

- Le moindre mouvement du suspect à l'intérieur du casque, par rapport à la caméra, rend la détermination de l'angle moins précise. Une stabilisation complète du suspect à l'intérieur du casque serait utopiquement souhaitable, mais peu envisageable. Une stabilisation de l'image par l'utilisation de repères visuels pourrait être utilisée. Il pourrait s'agir d'un bandeau avec motifs ou d'autocollants apposés directement sur le front et le nez du suspect;
- La détermination de la distance précise entre le centre tridimensionnel de rotation des yeux du suspect et la caméra est essentielle pour effectuer correctement les transformations géométriques par rapport au pivot réel de chaque œil (Figure 3.20).



**Figure 3.20 Transformations géométriques 3D (Profondeur erronée).**

(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  $\theta=19.1^\circ$ ,  $\rho=28.6^\circ$ .

La méthode par transformation géométrique tridimensionnelle donne certains résultats encourageants, mais est fortement pénalisée par la faible résolution de l'image (Figure 3.21). La figure présente deux tranches d'images successives où le mouvement oculaire, bien que clairement perceptible sur la séquence vidéo, n'est en réalité que d'un seul pixel.



**Figure 3.21 Appréciation du nystagmus à une faible résolution.**

(a) Image n. (b) Image n+1.

### **3.5 Conclusion**

L'objectif visant à reproduire de façon automatisée les tests oculaires présentés aux étapes 4 et 7 du programme du DRE a été atteint dans une certaine mesure bien que la faible résolution rende certaines phases de l'analyse des données plus sensibles.

## **Chapitre 4 - Résultats appliqués et discussion**

### **4.1 Introduction**

Le but de ce mémoire est de démontrer la faisabilité de reproduction des tests oculaires du DRE de façon automatisée au moyen de l'analyse de séquences vidéo. Dans ce chapitre, nous allons procéder à la revue de différentes courbes représentant la taille ou la position des pupilles en fonction du temps, résultant de l'analyse de séquences obtenues à différents moments de l'évolution du prototype de troisième génération.

Dans un premier temps, nous regarderons des résultats relatifs à la détection de la taille de la pupille, associés au test d'illumination, puis nous regarderons des résultats relatifs à la détection de la position de la pupille ou de l'orientation du regard, associés aux tests du nystagmus et de la capacité de convergence. Nous discuterons ensuite de ces résultats d'un point de vue plus critique.

### **4.2 Résultats**

Pour assurer une impartialité complète, les algorithmes doivent traiter une séquence vidéo entière sans qu'aucune indication préalable ne leur soit donnée quant à la position initiale des yeux ou la couleur des pupilles. Mis à part les heuristiques exprimées au chapitre précédent, tous ces éléments doivent être détectés automatiquement.



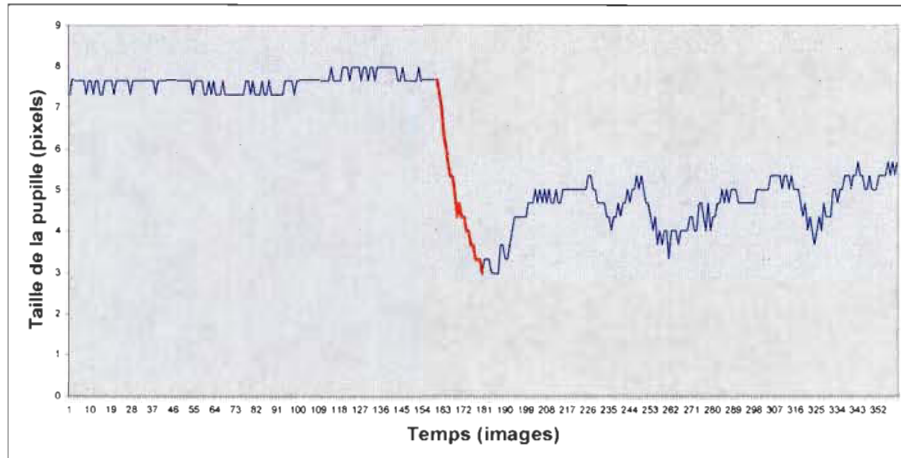
#### 4.2.1 Taille de la pupille

Un des tests oculaires du DRE consiste à évaluer la vitesse de constriction de la pupille en réponse à une illumination vive. Les résultats attendus pour ce test devraient présenter les éléments suivants :

- un plateau stable avant le déclenchement de la source de lumière;
- une réduction rapide de la taille de la pupille en réponse à la lumière;
- un second plateau relativement stable; et,
- une phase d'augmentation relativement régulière ou par vague de la taille de la pupille.

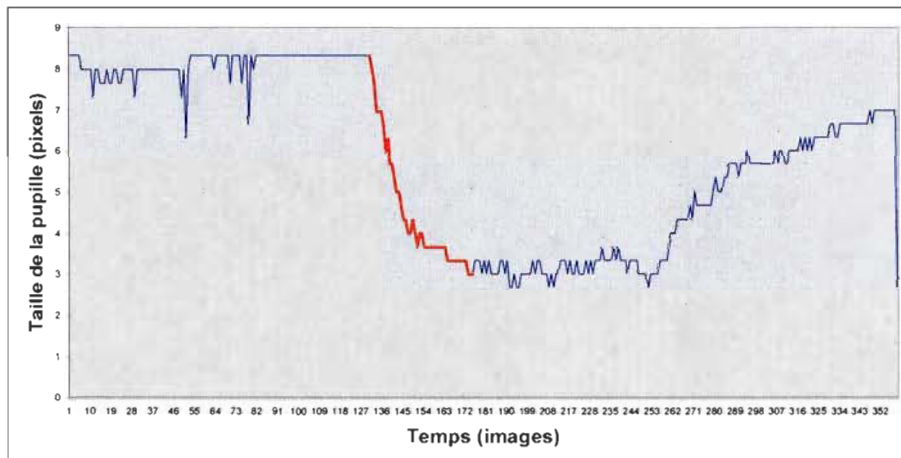
Le graphique présenté à la figure 4.1 répond tout à fait à ces attentes. Le cobaye à l'origine de cette figure présentait un taux d'alcoolémie de 0 mg% selon les tests réalisés avec les appareils conventionnels utilisés par les forces de l'ordre. Le temps de réaction est évalué en déterminant le temps écoulé entre le passage du plateau du haut à celui du bas. Un temps de constriction supérieur à une seconde est souvent associé aux facultés affaiblies, comme le montre la figure 4.2 présentant un temps de réaction de 1.47 seconde obtenu auprès d'un sujet avec un taux d'alcoolémie de 100 mg%.

Les détections ont été faites avec une précision au tiers de pixel près, la correspondance pixels-millimètres n'est pas disponible.



**Figure 4.1 Taille de la pupille lors du test d'illumination (0 mg%).**

Temps écoulé : 20 images ou 0.66 seconde.



**Figure 4.2 Taille de la pupille lors du test d'illumination (100 mg%).**

Temps écoulé : 44 images ou 1.47 seconde.

Voici quelques variantes possiblement observables chez différents individus intoxiqués par diverses substances :

- Certains individus pourraient ne présenter qu'une faible réaction à la lumière, voire aucune, notamment ceux intoxiqués par le cannabis (qui présentent initialement une

pupille fortement dilatée) ou ceux intoxiqués par les opiacés (qui présentent une pupille fortement contractée).

L'asymétrie n'est pas un aspect analysé puisqu'aucune famille de drogues n'est connue pour produire un effet quelconque sur un œil et non sur l'autre.

#### **4.2.2 Position de la pupille**

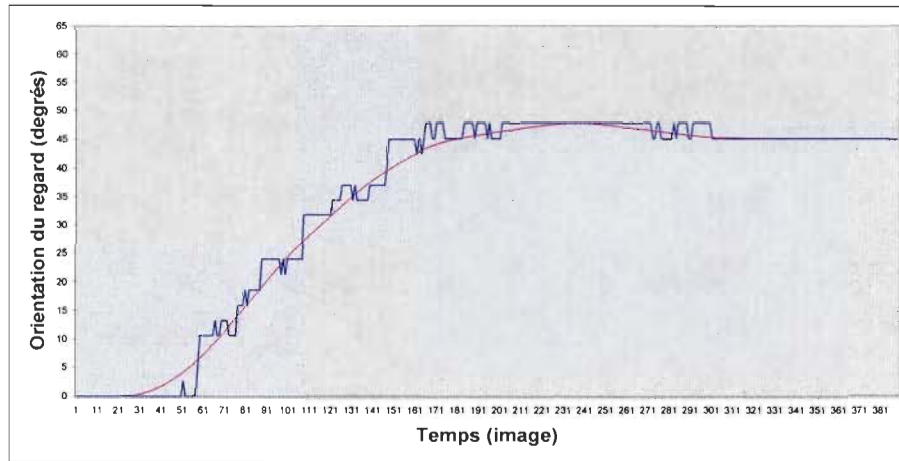
Les autres tests oculaires du DRE consistent à évaluer la position de la pupille dans le temps ou, plus précisément, l'angle de visée du regard, en fonction de la position qu'occupe dans l'espace l'objet que le suspect doit fixer. L'évaluation manuelle doit déterminer cette position puisqu'elle peut varier d'une évaluation à l'autre pour différentes raisons. L'automatisation permet d'uniformiser et de rendre prédictible la position du stimulus visuel devant les yeux du sujet. Ainsi, l'évaluation peut se faire directement en fonction du temps pour les différents tests basés sur un objet en mouvement.

##### **4.2.2.1 Nystagmus**

Lors du test du nystagmus, l'évaluateur détermine la capacité du sujet à fixer un objet situé à l'extrémité latérale de son champ visuel. Voici les résultats attendus pour une personne sobre :

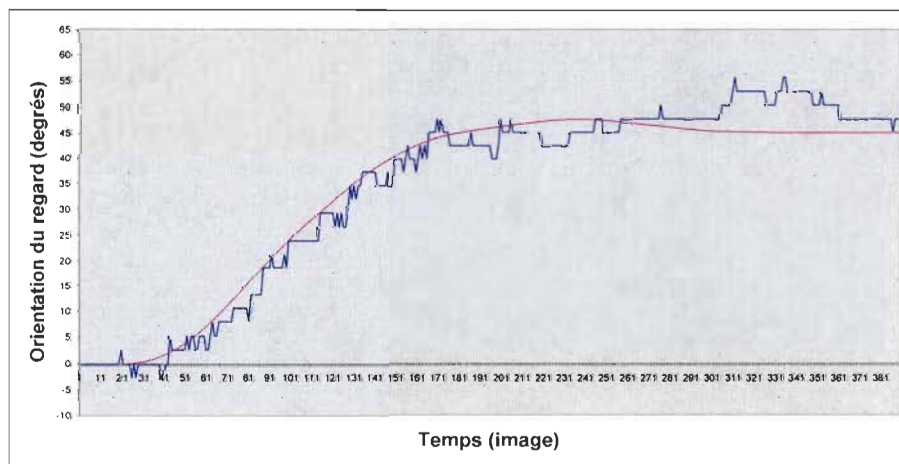
- Le regard est fixe vers l'avant au début du test, avant que le stimulus ne se mette en mouvement;
- Le regard devrait suivre de façon fluide et régulière le stimulus visuel se déplaçant vers l'extrémité de son champ visuel pour s'arrêter à 45°;
- Le regard devrait s'arrêter et demeurer relativement stable à 45° durant quatre secondes.

Les figures 4.3 et 4.4 présentent des exemples de suivi relativement fluide. Les sujets arrivent aisément à maintenir leur regard vers l'extérieur sans l'apparition de saccades trop importantes. La courbe à la figure 4.4 est cependant légèrement plus erratique. La représentation des données brutes est accompagnée de la courbe idéale.



**Figure 4.3 Suivi régulier, absence de nystagmus (0 mg%).**

Écart moyen = 1.17°.



**Figure 4.4 Suivi régulier, nystagmus modéré (83 mg%).**

Écart moyen = 2.90°.

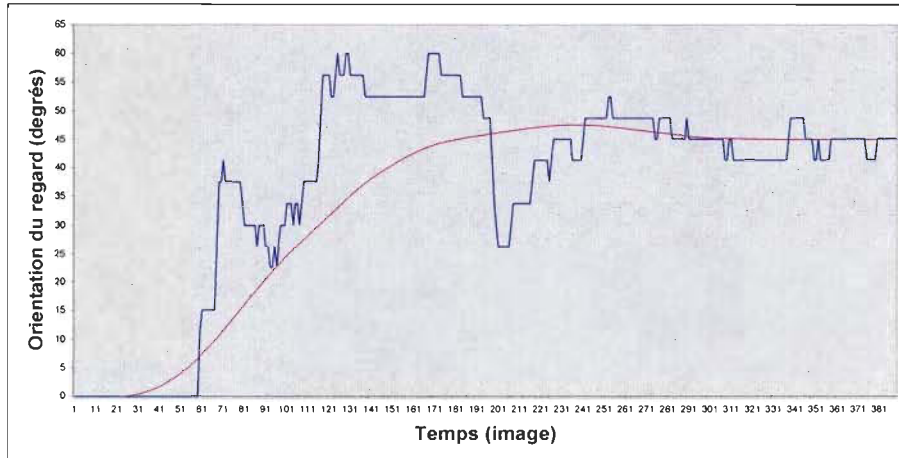
Voici les variantes observables chez une personne intoxiquée par l'alcool :

- Le regard n'est pas aussi fixe au début du test, possiblement dû à un manque de concentration ou de sérieux du sujet;
- Le suivi du stimulus en mouvement est moins précis, l'œil réagit souvent en retard ou de façon exagérée;
- Le sujet a de la difficulté à maintenir son regard vers le stimulus à l'extrémité de son champ visuel et l'œil effectue des sautilllements saccadés.

Les figures 4.5 et 4.6 présentent toutes deux la courbe de suivi de sujets fortement intoxiqués, soit respectivement à des taux de 100 mg% et 133 mg%. La représentation des données brutes est accompagnée de la courbe idéale.

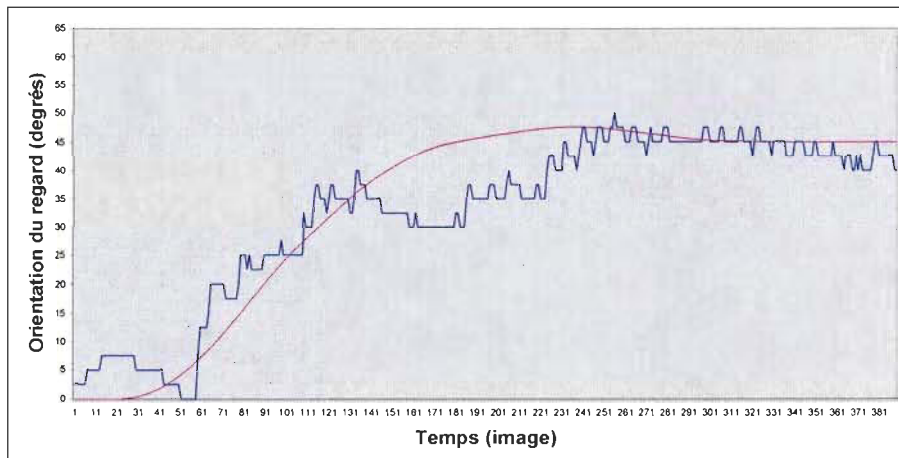
Bien qu'obtenue d'un sujet moins intoxiqué, la courbe de la figure 4.5 présente de plus importantes divergences avec la courbe idéale que celle de la figure 4.6. Les saccades sont modérées, mais tout de même visibles principalement à partir de l'image 226. La courbe de suivi présentée à la figure 4.6 présente des saccades beaucoup plus prononcées et déjà visibles à partir de l'image 130.

Le relâchement visible sur la figure 4.5 entre les images 135 et 165 et sur la figure 4.6 entre 160 et 200 a été très fréquemment observé, parfois même à plus d'une reprise, au cours de la même séquence vidéo. On assiste à une phase de relative inertie de l'œil.



**Figure 4.5** Suivi problématique, nystagmus modéré (100 mg%).

Écart moyen = 6.51°.



**Figure 4.6** Suivi problématique, nystagmus prononcé (133 mg%).

Écart moyen = 4.66°.

#### 4.2.2.2 Convergence

Le test de convergence est celui qui représente le plus de défi à reproduire. Du côté de l'analyse des séquences vidéo, le processus de détection est identique à celui du nystagmus puisqu'il consiste également à suivre l'évolution de la position de l'œil en mouvement. Contrairement au test du nystagmus, le test de convergence veut évaluer la capacité de croiser l'angle de visée des yeux, notamment en regardant le bout de son nez.

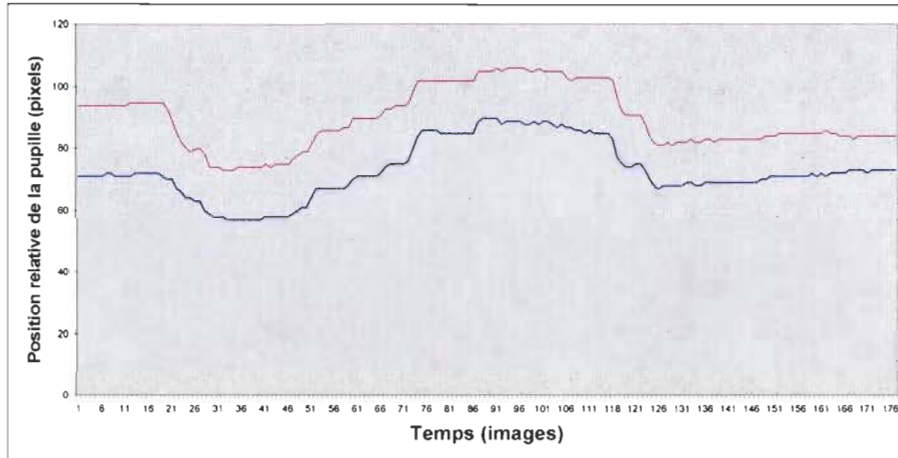
Voici les résultats attendus pour une personne sobre :

- Les deux courbes sont fluides et se suivent avec une bonne similitude durant la première boucle;
- Les deux courbes se rapprochent l'une de l'autre lorsque le stimulus visuel est près du nez

Voici des variantes observables chez les sujets intoxiqués par l'alcool :

- Les deux courbes se ressemblent sensiblement mais présentent un manque de fluidité;
- Les deux courbes restent à une distance relativement identique à celle observée lors de la première boucle ou l'une des deux courbes se sépare vers la fin du suivi.

La figure 4.7 présente deux courbes restant relativement équidistante tout au long du test, ce qui représenterait, pour le sujet, un échec quant à la capacité de convergence. La position exprimée sur l'ordonnée est la position relative de l'iris à l'intérieur de sa zone de détection. L'abscisse représente toujours le temps exprimé en termes d'images.



**Figure 4.7 Courbes similaires, pas de rapprochement.**

## 4.3 Discussion

### 4.3.1 Évolution constante du prototype

Une série d'heuristiques a été développée pour suivre l'évolution du prototype, que ce soit au niveau de la position ou du choix des pièces ou de l'ajustement de celles-ci. Un jeu d'heuristiques peut être adéquat pour une série d'images et donner des résultats plus que mitigés pour d'autres, et vice-versa.

### 4.3.2 Résolution des images

La précision utilisée pour la détection des données exprimées dans l'ensemble des figures 4.3 à 4.7 est le pixel. La faible résolution des images à notre disposition rend le tracé bien peu précis, quoique satisfaisant dans un cadre exploratoire sur la faisabilité de l'automatisation des tests.



Des caméras miniatures de plus grandes résolutions sont disponibles, mais leur utilisation peut avoir des impacts importants, directement ou indirectement :

- L'utilisation d'une caméra de haute résolution peut nécessiter des modifications importantes quant à la disposition ou l'agencement des composantes du prototype de saisie, voire un tout nouveau design;
- L'utilisation d'une caméra de haute résolution requiert une plus grande capacité de traitement du flux d'information généré par celle-ci. L'ordinateur portable présentement utilisé pour les expérimentations suffit à peine à la tâche dans les conditions actuelles, compte tenu des autres tâches que celui-ci doit également prendre en charge, notamment au niveau du moteur de chorégraphies;
- Une caméra de haute résolution entraîne inévitablement un coût plus important.

#### **4.3.3 Qualité des images**

En plus de la résolution des images, la qualité de celles-ci joue un rôle crucial dans la précision des données extraites.

Une problématique importante résulte de la relative complexité à ajuster la focale de la lentille de la caméra. Une méthode électronique d'ajustement, voire d'auto-ajustement, de la focale aurait été d'un grand secours.

Une seconde problématique vient de l'utilisation d'une surface utilisée à la fois comme miroir et comme surface transparente. Le peu d'aisance avec laquelle il était possible de nettoyer et garder propre cette surface causait rapidement une dégradation de la qualité de l'image. L'humidité générée à l'intérieur du prototype par la respiration des cobayes semble être la principale source de contamination de cette surface.

#### **4.3.4 Fréquence de capture**

Nous arrivons présentement à saisir 30 images par seconde. Les courbes de suivi ainsi obtenues sont relativement fluides, mais une augmentation de la fréquence permettrait de réduire les risques découlant d'une mauvaise détection causée par du bruit dans le signal vidéo en permettant de valider les mesures faites sur une image, en les comparant aux mesures faites sur les images voisines, ce qu'une trop faible résolution ne permettrait pas, surtout en présence de mouvements brusques des yeux. Cela permettrait également de mesurer avec plus de précision le temps de réaction de la pupille au test d'illumination.

#### **4.3.5 Illusion d'un environnement tridimensionnel**

Le test de convergence nécessite un déplacement d'un stimulus visuel non seulement horizontalement et verticalement, mais également au niveau de la profondeur. Plusieurs tentatives ont été faites pour simuler cette profondeur artificiellement, soit par l'utilisation d'anaglyphes 3D ou par variation de la taille du stimulus. L'effet escompté n'est toujours pas atteint en n'utilisant que la surface de l'écran ACL. Un artifice doit être placé devant l'écran, plus près du nez du sujet et, inévitablement, devant la caméra. Cet ajout vient gêner les autres tests et le processus de détection en ajoutant un élément visible à l'image. L'utilisation simultanée de deux images pour le moteur de chorégraphies a été envisagée, soit par un jeu de miroir en utilisant un seul écran ou réellement en utilisant deux surfaces comme le proposent certains casques de réalité virtuelle. La technologie d'obturateur cadencé et synchronisé à l'image et utilisée notamment par les cinémas IMAX est également envisageable. Par cette technique, chaque œil est en mesure de voir, à tour de rôle, l'image affichée sur l'écran. Cette image est modifiée durant chaque cycle d'obturation pour offrir un angle de vision légèrement différent pour chaque œil. Toutes ces techniques poussent les possibilités du moteur de chorégraphies plus loin, mais font également augmenter les coûts reliés à son développement.

#### 4.4 Conclusion

Voici en résumé les données extraites (Tableau 4.1) et présentées dans le chapitre 4 pour les tests d'illumination et du nystagmus. Les résultats, quoique très limités, semblent vérifier les hypothèses issues de la nombreuse littérature concernant le comportement attendu des yeux des sujets. Le sujet n'ayant pas consommé d'alcool a présenté un temps de constriction de 0.66 seconde et le sujet intoxiqué à 84 mg% a une vitesse de constriction largement supérieure à une seconde. Du côté du nystagmus, un sujet non intoxiqué présente un écart moyen entre la courbe de suivi empirique et la courbe idéale significativement inférieur à celle présente chez un sujet plus intoxiqué. Une analyse sur une plus grande quantité de sujets permettrait de vérifier davantage ces hypothèses, mais tel n'est pas l'objet de ce mémoire.

Test d'illumination		Test du nystagmus	
Taux d'alcoolémie	$\Delta t$	Taux d'alcoolémie	$\Delta \bar{S}$
0 mg%	0.66 sec.	0 mg%	1.17°
84 mg%	1.47 sec.	83 mg%	2.90°
		100 mg%	6.51°
		133 mg%	4.66°

**Tableau 4.1 Résumé des résultats présentés.**

Le test d'illumination présente une courbe de suivi satisfaisante qui pourrait être amélioré par l'utilisation d'une image de meilleure résolution sans trop de modification au niveau des algorithmes. Utiliser une prise de vue en gros plan sur un seul œil pourrait aussi améliorer la précision des mesures, mais impliquerait une refonte de l'algorithme utilisé puisque plusieurs heuristiques sont basées sur la présence des deux yeux : la distance entre les deux yeux étant un élément pris en compte dans le processus.

Le test du nystagmus présente une courbe de suivi satisfaisante également et pourrait, à l'instar du test d'illumination, profiter des mêmes avantages d'une meilleure résolution ou

d'un cadrage différent. Une plus grande fréquence de capture en terme « d'images par seconde » pourrait permettre une meilleure observation des saccades de l'œil et réduire le risque de considérer du bruit comme une saccade de l'œil.

Le test de convergence demeure le plus difficile à reproduire, non pas du point de vue de la détection, mais du point de vue de la simulation.

Malgré les différents aspects mentionnés, on peut facilement constater la faisabilité de l'automatisation des tests du DRE. Les images présentées ici, attestent de cette faisabilité.

## Chapitre 5 - Conclusion

Dans ce mémoire, il vous a été présenté les grandes lignes du programme du DRE, un programme qui a fait ses preuves et qui est largement utilisé aux États-Unis, au Canada et dans plusieurs autres pays. Nous vous avons présenté les différentes catégories de drogues couvertes par ce programme et leurs effets sur leurs consommateurs.

Différentes techniques ou approches ont été recensées dans la littérature, visant la détection de la morphologie faciale ou encore la détection plus spécifique de la taille ou de la position des pupilles. Nous vous avons présenté sommairement plusieurs de ces méthodes qui, d'une façon ou d'une autre, ont pu nous inspirer.

Nous vous avons présenté une évolution de nos prototypes de capture et les différentes limitations détectées ou apports par rapport aux générations précédentes. Parmi les aspects novateurs qui touchent la troisième génération, citons principalement la fluidité et la liberté de mouvement qu'offre maintenant l'utilisation combinée d'un écran ACL et du moteur de chorégraphies visuelles. Cela permet une telle « reproductivité » des tests qu'il est possible de réaliser plusieurs tests et d'avoir une excellente capacité de comparaison des résultats.

Nous vous avons présenté une méthodologie de détection et les résultats qui y sont associés. L'approche par double seuillage utilisée pour la localisation de la pupille par le reflet de la source lumineuse sur la cornée est très efficace et exacte dans la presque totalité des cas, hormis quand on ajoute des artifices particuliers pour l'évaluation de la convergence ou que le sujet a les yeux fermés. L'utilisation de détection simple pourrait permettre d'ignorer les images où le sujet a les yeux fermés.

Plusieurs améliorations possibles ont été avancées relativement au prototype de capture pour permettre une évaluation satisfaisante de la convergence ou pour améliorer globalement les résultats des autres tests. L'augmentation de la résolution des images

permettrait une détection plus précise. L'augmentation de la fréquence de capture permettrait d'extraire un suivi plus détaillé des saccades et mouvements brusques de l'œil. L'augmentation de la qualité des images par l'utilisation d'une meilleure lentille, la diminution du bruit « électronique », l'uniformisation de l'illumination proche-infrarouge et la simulation efficace de la profondeur par le moteur de chorégraphies pour le test de convergence, sont également des améliorations envisagées.

À la lumière de ces résultats, il est tout de même possible de conclure à la faisabilité de reproduction des tests du DRE pour l'ensemble des tests relatifs au comportement oculaire, le test de convergence demeurant problématique non pas sur le plan de la détection, mais sur celui de la simulation.

## 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] Institut de la statistique du Québec, *Enquête sociale et de santé, 1998*. 2000.
- [3] Société de l'assurance automobile du Québec, *L'alcool au volant, comprendre ses effets*. 2003.
- [4] Société de l'assurance automobile du Québec, *Bilan routier 2007*. 2008.
- [5] Conseil canadien de la sécurité. *Faits saillants sur l'alcool au volant*, [En ligne], 2007 [<http://www.safety-council.org/CCS/nouvelles/campagnes/alcool-au-volant.html>] (23 juillet 2008).
- [6] Société de l'assurance automobile du Québec, *Facultés affaiblies ? NE CONDUISEZ PAS !* 2002.
- [7] François Tardif, *Dossier statistique - Les infractions et les sanctions reliées à la conduite d'un véhicule routier (1997-2006)*. 2007.
- [8] A.-M. Lemire, M. Montégiani, et C. Dussault, *Consommation d'alcool et de drogues chez les conducteurs de camions du Québec*. 2002.
- [9] International Association of Chiefs of Police, *The Drug Evaluation and Classification Program*.
- [10] AlcoPro. *Alco-Sensor IV/RBT IV with Keypad*, [En ligne], 2009 [[http://www.alcopro.com/mm5/merchant.mvc?Screen=PROD&Store\\_Code=A&Product\\_Code=211-K&Category\\_Code=DOT-TESTERS](http://www.alcopro.com/mm5/merchant.mvc?Screen=PROD&Store_Code=A&Product_Code=211-K&Category_Code=DOT-TESTERS)] (22 mai 2009).
- [11] P.L.L.C. 2007 The Law Offices of Hunter Biederman. *Frisco DWI Lawyer - Dallas County DWI Lawyer - Collin County DWI*, [En ligne], 2007 [<http://www.dwifrisco.com/texasdwibreathtests.html>] (22 mai 2009).
- [12] Plano DWI Attorney. *Field Sobriety Tests*, [En ligne], 2006 [<http://www.dwiplano.com/fst.htm>] (10 mai 2009).
- [13] BBC NEWS. *Police get driver drug test power*, [En ligne], 2004 [<http://news.bbc.co.uk/1/hi/uk/4116779.stm>] (10 mai 2009).
- [14] Karl Citek, Bret Ball, et Dale A. Rutledge, *Nystagmus testing in intoxicated individuals*. *Optometry*, 2003. **74**(11): p. 695-710.
- [15] M Burns, *Oculomotor and Pupil Tests to Identify Alcohol Impairment*. *Alcohol, Drugs and Traffic Safety*, 1995. **2**.
- [16] Doctissimo. *Dictionnaire médical*, [En ligne], 2007 [<http://dictionnaire.doctissimo.fr/definition-constriction-pupillaire.htm>] (29 juin 2008).
- [17] A. Pérez, M.L. Córdoba, A. García, R. Méndez, M.L. Muñoz, J.L. Pedraza, et F. Sánchez, *A Precise Eye-Gaze Detection and Tracking System*. 2003.
- [18] Takehiko Ohno, Naoki Mukawa, et Atsushi Yoshikawa, *Gaze Tracking System for Gaze-Based Human-Computer Interaction*. *NTT Technical Review*, 2003. **1**(2).
- [19] Qiang Ji et George Bebis, *Visual Cues Extraction for Monitoring Driver's Vigilance*. *Procs. Honda Symposium*, 1999: p. 48-55.

- [20] Antonio Haro, Irfan Essa, et Myron Flickner, *A Non-invasive Computer Vision System For Reliable Eye Tracking*. Proceedings ACM SIGCHI 2000, 2000: p. 167-168.
- [21] Jian-Gang Wang et Eric Sung, *Gaze determination via images of irises*. Image Vision Computing, 2001: p. 891-911.
- [22] Takehiko Ohno et Naoki Mukawa, *A Free-head, Simple Calibration, Gaze Tracking System That Enables Gaze-Based Interaction*. Proceedings of the symposium on ETRA 2004: eye tracking research & application symposium, 2004: p. 115-122.
- [23] Shinji Mitaa, Yuu Norimatsua, Souichi Itoua, Kazuhiro Kozukab, Tomoaki Nakanoa, et Shin Yamamotoa, *Detection of the gaze direction of a driver using the time-varying image processing*. JSAE Review, 2003. **24**(3): p. 347-353.
- [24] Qiang Ji et Zhiwei Zhu, *Eye and Gaze Tracking for Interactive Graphic Display*. Machine Vision and Applications, 2004. **15**(3): p. 139-148.
- [25] Jorge P. Batista, *A Real-Time Driver Visual Attention Monitoring System*. Lecture Notes in Computer Science, 2005. **3522**: p. 200-208.
- [26] Radim Halir et Jan Flusser, *Numerically Stable Direct Least Squares Fitting Of Ellipses*. Proceeding International Conference in Central Europe on Computer Graphics, Visualization and Interactive Digital Media, 1998: p. 125-132.
- [27] Zhiwei Zhu et Qiang Ji, *3D Face Pose Tracking From an Uncalibrated Monocular Camera*. Pattern Recognition, 2004. ICPR 2004. Proceedings of the 17th International Conference on, 2004. **4**: p. 400-403.
- [28] Qiang Ji et Xiaojie Yang, *Real Time Visual Cues Extraction for Monitoring Driver Vigilance*. Proceedings of the Second International Workshop on Computer Vision Systems, 2001. **2095**: p. 107-124.
- [29] Yoshio Matsumoto et Alexander Zelinsky, *An Algorithm for Real-time Stereo Vision Implementation of Head Pose and Gaze Direction Measurement*. Proceedings of the Fourth IEEE International Conference on Automatic Face and Gesture Recognition 2000, 2000: p. 499-504.
- [30] Kang Ryoung Parka, Jeong Jun Leeb, et Jaihie Kimb, *Gaze position detection by computing the three dimensional facial positions and motions*. Pattern Recognition, 2002. **35**(11): p. 2559-2569.
- [31] Danjie Zhu, Steven T. Moore, et Theodore Raphan, *Robust pupil center detection using a curvature algorithm*. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 1999. **59**: p. 145-157.
- [32] Holger Lüdtke, Barbara Wilhelm, Martin Adler, Frank Schaeffel, et Helmut Wilhelm, *Mathematical procedures in data recording and processing of pupillary fatigue waves*. Vision Research, 1998. **38**: p. 2889-2896.
- [33] JE Richman, KG McAndrew, D Decker, et SC Mullaney, *An evaluation of pupil size standards used by police officers for detecting drug impairment*. Optometry, 2004. **75**(3): p. 175-182.
- [34] Paul Smith, Mubarak Shah, et N. da Vitoria Lobo, *Monitoring Head/Eye Motion for Driver Alertness with One Camera*. Proceedings of the International Conference on Pattern Recognition, 2000. **4**: p. 4636-4642.
- [35] Qiang Ji et Xiaojie Yang, *Real-Time Eye, Gaze, and Face Pose Tracking for Monitoring Driver Vigilance*. Real-Time Imaging, 2002. **8**(5): p. 357-377.



- [36] T.E. Hutchinson, *Eye Movement Detector*. U.S. Patent #4,836,670. . 1989.
- [37] Zhiwei Zhu, Kikuo Fujimura, et Qiang Ji, *Real-Time Eye Detection and Tracking Under Various Light Conditions*. Symposium on Eye Tracking Research and Applications, 2002.
- [38] Zhiwei Zhu et Qiang Ji, *Robust real-time eye detection and tracking under variable lighting conditions and various face orientations*. Computer Vision and Image Understanding 98, 2005. **38**(1): p. 124-154.
- [39] Carlos Morimoto, Dave Koons, Arnon Amir, et Myron Flickner, *Real-Time Detection of Eyes and Faces*. Workshop on Perceptual User Interfaces, 1998: p. 117-120.
- [40] Liang-Fu Li, Zu-Ren Feng, et Qin-Ke Peng, *Detection and model analysis of circular feature for robot vision*. Proceedings of 2004 International Conference on Machine Learning and Cybernetics 2004, 2004. **6**: p. 3943-3948.
- [41] C.H. Morimoto, D. Koons, A. Amir, et M. Flickner, *Pupil Detection and Tracking Using Multiple Light Sources*. IMAGE AND VISION COMPUTING, 2000. **18**: p. 331-335.
- [42] Antonio Haro, Myron Flickner, et Irfan Essa, *Detecting and Tracking Eyes By Using Their Physiological Properties, Dynamics, and Appearance*. Proceedings IEEE CVPR 2000, 2000.
- [43] Arca Stefano, Campadelli Paola, et Lanzaro Raffaella, *A face recognition system based on local feature analysis*. Lecture notes in computer science, 2003. **2688**: p. 182-189.
- [44] S. Sirohey, A. Rosenfeld, et Z. Duric, *A method of detecting and tracking irises and eyelids in video*. Pattern Recognition, 2002. **35**: p. 1389–1401.
- [45] Kun Peng, Liming Chen, Su Ruan, et Georgy Kukharev, *A Robust Algorithm for Eye Detection on Gray Intensity Face without Spectacles*. Journal of Computer Science & Technology, 2005. **5**(3): p. 127-132.
- [46] John J. Magee, Matthew R. Scott, Benjamin N. Waber, et Margrit Betke, *EyeKeys: A Real-time Vision Interface Based on Gaze Detection from a Low-grade Video Camera*. Computer Vision and Pattern Recognition Workshop, 2004 Conference on, 2004. **10**: p. 159-176.
- [47] 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.
- [48] 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.
- [49] 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.

- [50] 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.