

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

PIER-OLIVIER HOUDE

DÉTECTION DE FACULTÉS AFFAIBLIES PAR L'ANALYSE DU
COMPORTEMENT OCULAIRE SUR DES SÉQUENCES VIDÉO

AVRIL 2008

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

Lors de vérifications sur la route, les corps policiers disposent de bon nombre de méthodes tant physiologiques que symptomatiques pour détecter les facultés affaiblies. La détection physiologique nécessite l'emploi d'appareils mesurant la quantité d'alcool dans un échantillon d'haleine. Dans le but d'accumuler le plus de preuves possible en rapport avec les soupçons de facultés affaiblies, les policiers ont recours à un ensemble de tests symptomatiques dont le test du nystagmus afin de détecter l'intoxication d'un individu.

L'objectif de ce mémoire est de démontrer qu'il est possible de détecter la présence de facultés affaiblies chez un individu de manière automatique et sans l'intervention d'une personne dans le processus de saisie de données et d'analyse. Pour la réalisation de ce projet, l'emploi de moyens informatiques et électroniques sera nécessaire. Le prototype résultant permettra dans un premier temps de produire des stimuli (visuels) qu'un individu doit suivre avec ses yeux lors du test du nystagmus. Ce prototype devra aussi être en mesure d'effectuer la capture des réactions du système visuel de l'individu lors du test à l'aide d'un capteur vidéo. Les séquences vidéo seront enregistrées sur ordinateur à l'aide d'un logiciel. Ce même logiciel effectuera ensuite une analyse approfondie des mouvements des yeux pour donner un résultat positif ou négatif, ainsi que le degré d'intoxication dans le cas d'un test ayant des résultats négatifs. L'objectif du traitement effectué par ce logiciel est de faire le suivi de l'iris et de détecter les mouvements involontaires de l'œil en suivi visuel horizontal découlant d'une intoxication. Un test de dilatation de la pupille pourra éventuellement être effectué pour permettre la détection de drogue n'ayant pas d'effet sur l'amplification du nystagmus.

Les séquences vidéo et leur analyse seront conservées à des fins de preuves d'inculpation pour conduite avec facultés affaiblies et elles permettront de justifier des tests d'échantillon d'haleine ou sanguin. Cette méthode permettra d'optimiser le diagnostic des policiers et permettra de standardiser le test quant à sa vitesse et à la position des stimuli.

Avant-propos et remerciements

Ce projet a pour objectif de fournir une solution fiable, sécuritaire et à faible coût aux agents de la paix. L'objectif est aussi de pouvoir référencer des cas et ainsi favoriser leur emploi à des fins éducatives et de reconnaissance du nystagmus comme outil de détection des facultés affaiblies par les corps policiers. L'outil développé permettra aussi de dissocier le test du nystagmus de l'intervention du policier ce qui aura pour effet de développer un standard de test qui peut varier d'un policier à un autre lorsqu'administré manuellement et ainsi mettre en doute la justesse du test. De plus, il ne sera plus question que le jugement du policier intervienne au niveau de l'analyse des réactions de l'individu. Cela aura l'impact d'assurer une constance dans la détection puisque l'interprétation ne pourra être mise en doute sur les capacités du policier à détecter le nystagmus chez un individu. De plus, les formations ne sont pas annuelles et le manque d'habitude à effectuer le test biaise la capacité de l'agent de l'ordre à effectuer un test précis et respectant les normes apprises en formation.

C'est un travail nécessitant l'emploi de 3 domaines connexes soient : l'informatique, l'électronique et les mathématiques. Ce n'est pas un secret pour personne, les mathématiques sont la pierre angulaire de l'électronique et de l'informatique. Il est donc normal qu'elles soient omniprésentes dans ce projet. Elles sont nécessaires au traitement de l'image dans le logiciel, puisque le traitement d'images repose sur le calcul de variations sur les pixels. En ce qui concerne l'électronique, le logiciel envoie des signaux qui sont interprétés par un circuit électronique via le port parallèle et envoie ainsi les bonnes séquences de stimuli utilisés pour administrer le test du nystagmus. Le circuit électronique a été réalisé pour répondre aux signaux envoyés par le logiciel et effectuer la production des stimuli appropriés et ce à la vitesse désirée par le logiciel. Le logiciel

devient donc la pièce maîtresse de ce projet, puisqu'il est responsable de la génération des séquences de stimuli, de la capture vidéo et de l'analyse ainsi que du traitement des séquences vidéo. Le traitement de séquences vidéo aura pour objectif de détecter les pupilles et l'iris d'un sujet à partir d'une séquence vidéo et d'effectuer leur suivi dans le temps. En effectuant le suivi de l'iris, nous serons en mesure de déterminer la position dans l'image de la pupille et de voir son déplacement dans le temps afin d'analyser son mouvement. Ces positions dans le temps nous permettront de concevoir une courbe de déplacement et d'effectuer une analyse statistique du mouvement. L'analyse statistique nous donnera la capacité de déduire un diagnostic en analysant la courbe et en la comparant à des résultats antérieurs. Pour couvrir l'ensemble du sujet, ce mémoire sera composé de 5 chapitres : revue de littérature, développement du prototype, méthodes d'analyses, fonctionnement du prototype logiciel et analyse des résultats. La revue de littérature nous permettra de bien identifier la problématique et le but de ce projet. Le développement du prototype exposera les défis à relever au niveau électronique afin de rendre le test des facultés affaiblies complètement automatique. Le chapitre des méthodes d'analyses présentera la façon par laquelle nous arriverons à nos fins au niveau logiciel. Le chapitre portant sur le fonctionnement du prototype logiciel décrira les étapes complètes pour la capture des images et leurs analyses. L'analyse des résultats permettra de comprendre mathématiquement ce qu'impliquent les facultés affaiblies sur le nystagmus.

Comme les forces policières possèdent déjà un ordinateur portatif dans leur véhicule, seul le logiciel et le prototype de casque seraient nécessaires pour permettre d'effectuer des contrôles sur les facultés affaiblies. Le faible coût de l'équipement représente une avenue très intéressante, puisque les coûts reliés à l'achat d'un appareil d'échantillonnage de l'haleine représentent environ 30 fois le coût de notre appareil. Cela permettrait d'augmenter grandement le nombre de véhicules apte à effectuer des contrôles routiers pour les facultés affaiblies et de ne pas faire déplacer un véhicule équipé d'un échantillonner d'haleine sans motif valable. De plus, l'emploi de drogue est de plus en plus fréquent sur les routes et la source de nombreux accidents. Les détecteurs employant un échantillon d'haleine ne permettent pas de détecter les drogues et sont donc inefficaces

dans ces situations. Le prototype réalisé révélera la présence de drogues comme l'héroïne, le PCP, les excitants et certains hallucinogènes, puisqu'ils peuvent provoquer des réactions anormales sur les yeux.

Un autre secteur pouvant être affecté par les résultats de cette recherche serait le secteur industriel. La fatigue a des impacts importants sur les réactions de l'œil à des stimuli. Par conséquent, on pourrait détecter des signes de fatigue excessive sur des opérateurs de machinerie lourde et éviter que ces derniers ne commettent des erreurs mettant en danger la vie de nombreuses personnes. On pourrait aussi tirer des résultats statistiques de la durée de travail maximum pour un opérateur dans des situations variables et diminuer grandement les risques d'accidents inutiles. Par conséquent, un travailleur pourrait effectuer son quart de travail avec des intervalles d'arrêt fréquent et d'une longueur définie, afin que son attention et la justesse de ces décisions ne soient pas compromises.

Mes premiers remerciements vont pour mon directeur M. François Meunier pour son aide et ses recommandations multiples dans la réalisation complète de ce projet nécessitant de multiples connaissances. J'aimerais aussi remercier cordialement mes proches (famille, amis, confrères) qui m'ont soutenu dans la réalisation de ce long projet. J'aimerais aussi remercier M. Marc Desaulniers pour sa collaboration avec mon directeur, permettant ainsi la possibilité de prendre des données sur des sujets dont le taux d'alcoolémie est connu. Je tiens aussi à remercier un confrère, M. Pierre Drolet qui est l'instigateur de ce projet. Un remerciement particulier aux participants ayant prêté de leur temps pour effectuer le test du prototype dans le cadre des formations sur les tests d'alcoolémie à l'École nationale de la police de Nicolet. Enfin, je tiens à remercier les évaluateurs qui prennent le temps de lire mon mémoire. Leurs suggestions m'ont permis d'augmenter grandement la qualité de ce dernier.

Table des matières

Sommaire.....	2
Avant-propos et remerciements.....	4
Table des matières.....	7
Liste des figures.....	9
Introduction.....	11
Chapitre 1 – Revue de la littérature.....	15
1.1 INTRODUCTION.....	15
1.2 LES FACULTÉS AFFAIBLIES ET LA CONDUITE AUTOMOBILE.....	15
1.2.1 Notions d'alcoolémie	15
1.2.1.1 Appareils de détection d'alcoolémie.....	18
1.2.2 Notions de drogues.....	23
1.2.2.1 Catégorisation des drogues	24
1.2.2.2 Drogues licites.....	25
1.2.2.3 Drogues illicites.....	26
1.3 RECONNAISSANCE DES FACULTÉS AFFAIBLIES.....	33
1.4 LE NYSTAGMUS.....	38
1.4.1 Définition.....	38
1.4.2 Les yeux versus les facultés affaiblies	39
1.5 TECHNIQUE DE DÉTECTION ET DE SUIVI DES PUPILLES/IRIS.....	42
1.5.1 Emploi de diodes infrarouge.....	42
1.5.2 Identification de la position de l'iris par détection de cercle/ellipse.....	45
1.5.3 Prototype oculaire et technique de détection.....	46
1.6 CONCLUSION.....	47
Chapitre 2 – Développement du prototype.....	48
2.1 INTRODUCTION.....	48
2.2 PROTOTYPE DE CAPTURE.....	48
2.2.1 Ancien prototype	48
2.2.2 Nouveau prototype	50
2.3 CONCLUSION.....	65
Chapitre 3 – Méthodes d'analyses.....	66
3.1 INTRODUCTION.....	66
3.2 PROTOTYPE LOGICIEL.....	66
3.2.1 Envoi de données par le port parallèle.....	68

3.2.2	Capture de séquences vidéo	70
3.2.3	Conversion des fichiers vidéo en images.....	76
3.2.4	Traitement d'images.....	78
3.3	CONCLUSION.....	85
Chapitre 4 – Fonctionnement du prototype logiciel	87
4.1	INTRODUCTION.....	87
4.2	PROTOTYPE LOGICIEL DE PRISE DE DONNÉES ET D'ANALYSE DES IMAGES.....	87
4.2.1	La capture d'images	88
4.2.2	Le traitement d'images	91
4.2.3	La configuration	105
4.2.4	Séquence du logiciel.....	110
4.3	CONCLUSION.....	124
Chapitre 5 – Analyse des résultats	125
5.1	INTRODUCTION.....	125
5.2	GRAPHIQUES DE RÉFÉRENCE.....	126
5.3	GRAPHIQUES DE SUJETS INTOXIQUÉS.....	128
5.4	COMPARAISON.....	132
5.5	CONCLUSION.....	132
Conclusion	134
Bibliographie	138

Liste des figures

Figure 0.1 : Graphique du nombre de personnes mortes dans un accident impliquant un conducteur ayant des facultés affaiblies au Canada	11
Figure 1.1 : Liste d'équivalence pour la limite d'alcoolémie.....	17
Figure 1.2 : Taux d'alcoolémie accepté selon le pays.....	18
Figure 1.3 : Image de l'Alco-Sensor® IV	19
Figure 1.4 : Image de l'Intoxilyzer® 5000.....	20
Figure 1.5 : Fonctionnement de l'Intoxilyzer® 5000	21
Figure 1.6 : Image du Breathalyzer® 900	23
Figure 1.7 : Classification des drogues	24
Figure 1.8 : Structure chimique du Tétrahydrocannabinol	26
Figure 1.9 : Structure chimique de la cocaïne	29
Figure 1.10 : Structure chimique de la Ketamine et du PCP	32
Figure 1.11 : Test du nystagmus horizontal	40
Figure 1.12 : Schéma du montage des lumières et de la caméra	42
Figure 1.13 : Exposition infrarouge et soustraction d'images.....	43
Figure 1.14 : Zones candidates pour la présence des yeux.....	44
Figure 1.15 : Séquence de l'algorithme.....	45
Figure 2.1 : Premier prototype	49
Figure 2.2 : Nouveau prototype	50
Figure 2.3 : Nouveau prototype utilisé pour l'expérimentation	51
Figure 2.4 : Images capturées avec ancien prototype et avec le nouveau prototype	52
Figure 2.5 : Longueurs d'onde du spectre électromagnétique	53
Figure 2.6 : Disposition des lumières dans le casque	54
Figure 2.7 : Lumières allumées pour le test de la lumière indirecte	55
Figure 2.8 : Lumières allumées pour le test de la lumière ambiante	56
Figure 2.9 : Schéma global du prototype complet	57
Figure 2.10 : Schéma du port parallèle	59
Figure 2.11 : Exemple de valeur envoyée par le port parallèle.....	60
Figure 2.12 : Calcul de la valeur de l'exemple précédent	60
Figure 2.13 : Image du circuit électronique	61
Figure 2.14 : Plan du circuit électronique	62
Figure 2.15 : Table des valeurs interprétées par le circuit	63
Figure 2.16 : Table des séquences et des groupes du circuit	64
Figure 3.1 : Diagramme du flux de données de la librairie Input32.....	68
Figure 3.2 : Propriétés, méthodes et événements rattachés au contrôle Vidéocapx	72
Figure 3.3 : Exemple sur l'emploi du contrôle VidéoCapx	74
Figure 3.4 : Graphique de la résolution en fonction du nombre de pixels	75
Figure 3.5 : Graphique du nombre d'images extraites en fonction du test visuel	76
Figure 3.6 : Algorithme d'extraction d'images à partir d'un fichier vidéo en employant la librairie AviFil32.dll	77
Figure 3.7 : Exemple d'une pièce de monnaie	78
Figure 3.8 : Formes géométriques	79
Figure 3.9 : Filtre de Sobel	81

Figure 3.10 : Résultat du filtre de Sobel sur une pièce de monnaie	82
Figure 3.11 : Centre (X_0, Y_0) possibles pour nos pièces de monnaie	83
Figure 3.12 : Cercle et ellipse tracées à partir du (X_0, Y_0) trouvé	85
Figure 4.1 : Interface de capture d'images	88
Figure 4.2 : Interface de traitement d'images	91
Figure 4.3 : Application du filtre de Sobel avec plusieurs seuils sur une image	94
Figure 4.4 : Affichage des points identifier comme des centres d'ellipse/de cercle possiblement	96
Figure 4.5 : Affichage de l'ellipse/du cercle sur l'image résultante du traitement de Hough	97
Figure 4.6 : Zone d'intérêt d'une image	98
Figure 4.7 : Image résultant du seuillage par groupe avec 7 groupes	100
Figure 4.8 : Détection du reflet dans les yeux	101
Figure 4.9 : Image résultante de la soustraction avec image moyenne	102
Figure 4.10 : Image résultante de la soustraction avec image de référence	103
Figure 4.11 : Image résultante affichant les points dépassant le seuil dans la couleur rouge.....	104
Figure 4.12 : Image résultante montrant les 7 groupes dans la couleur rouge.....	105
Figure 4.13 : Interface de configuration	106
Figure 4.14 : Arborescence des fichiers de destination	107
Figure 4.15 : Fichier de configuration	109
Figure 4.16 : Étapes détaillées du déroulement du logiciel	110
Figure 4.17 : Interface sur l'avancement de la conversion	114
Figure 4.18 : Onglet « Paramètres » du chiffrier électronique « template.xls ».....	116
Figure 4.19 : Onglet « données uniformisées » du chiffrier électronique « template.xls ».....	117
Figure 4.20 : Onglet « calculs uniformisées » du chiffrier électronique « template.xls ».....	118
Figure 4.21 : Onglet « graphiques position » du chiffrier électronique « template.xls ».....	119
Figure 4.22 : Onglet « graphiques delta & dérivée » du chiffrier électronique « template.xls ».....	120
Figure 4.23 : Étapes générales du déroulement du logiciel.....	123
Figure 5.1 : Graphique des positions moyennes approximées en fonction du temps pour des sujets à jeun	126
Figure 5.2 : Graphique des écarts médians et de la pente de ces écarts médians	127
Figure 5.3 : Graphique des positions en fonction du temps pour un sujet ayant 101 mg% d'alcool dans le sang	128
Figure 5.4 : Graphique superposant les positions du centre de l'œil à jeun et avec 101 mg% d'alcool dans le sang en fonction du temps.....	129
Figure 5.5 : Graphique des écarts et de la pente de ces écarts pour un sujet intoxiqué de 101 mg% d'alcool dans le sang.....	131
Figure 5.6 : Table de l'analyse des données du sujet intoxiqué de 101 mg% d'alcool.....	131
Figure 5.7 : Table de comparaison de l'analyse des données du sujet à jeun et du sujet intoxqué de 101 mg% d'alcool.....	132

Introduction

La conduite avec facultés affaiblies est un problème existant depuis l'avènement des automobiles. Malgré l'amélioration marquée du bilan routier de ces dernières années, la conduite avec les facultés affaiblies constitue l'une des principales sources d'accidents de la route. Bien que le nombre de décès causés par l'alcool sur les routes ait chuté de 800 en 1978 pour atteindre 240 en 2003, il n'en reste pas moins que l'alcool reste l'un des principaux facteurs causant la mort sur les routes du Québec. L'alcool est ainsi la cause de 30 % des décès, de 18 % des blessés graves et de 5% des blessés légers dans notre province. Ces pourcentages se traduisent par 240 décès, 1100 blessés graves et 2500 blessés légers [1]. Ce fléau représente annuellement, seulement en frais d'indemnisation des victimes de la route, une facture globale de près de 100 millions de dollars pour les Québécois. Les statistiques canadiennes présentées dans la figure 0.1 démontrent une baisse du nombre de morts impliqués dans un accident avec un conducteur ayant des facultés affaiblies.

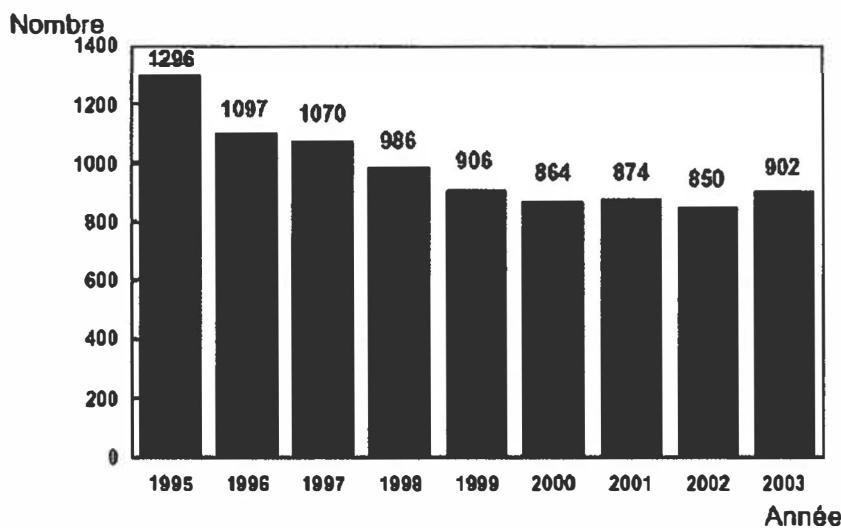


Figure 0.1 : Graphique du nombre de personnes mortes dans un accident impliquant un conducteur ayant des facultés affaiblies au Canada.¹

¹ Source : Extrait du document The road safety monitor 2005 [2]

Ces baisses sont le fruit du resserrement des lois, de l'augmentation des sanctions criminelles, mais aussi du nombre et de l'exactitude des contrôles exercés par les agents de la paix. En effet, le nombre de barrages routiers a considérablement augmenté et s'est chiffré à 13 000 pour l'année 2003. Ces barrages routiers ont permis d'interpeller pas moins de 1 035 040 conducteurs pour effectuer des tests d'haleine. Les barrages routiers ont pour stratégie d'augmenter la visibilité des policiers sur nos routes et de convaincre les conducteurs fautifs que les barrages sont fréquents et que leurs emplacements se veulent autant stratégiques qu'aléatoires. Cette offensive a pour effet de convaincre bon nombre de conducteurs à ne pas prendre le risque de se faire interpeller sachant très bien qu'un barrage peut s'être édifié sur le chemin du retour. Cette stratégie offensive s'est avérée très efficace et a donné de très bons résultats vu le nombre de gens décédés sur nos routes à cause d'un conducteur irresponsable.

La province du Québec a aussi connu une forte baisse du nombre de morts impliqués dans un accident dont le conducteur était en état d'ébriété. En 1978, on ne décomptait pas moins de 800 victimes. Ce nombre est passé à 190 morts par année en 2002. Bien que ces chiffres représentent une nette amélioration (près de 75 % de moins), il reste malgré tout un nombre important de victimes succombant à cause de conducteurs fautifs.

Malgré le fait que les agents effectuant les barrages routiers soient équipés de bons appareils analysant des échantillons d'haleine pour détecter les facultés affaiblies, la majorité des véhicules de police ne sont pas équipés de ces systèmes. Sans compter que ces derniers sont très dispendieux et qu'en aucun cas il serait possible d'équiper chaque voiture de patrouille d'un de ces dispositifs. Les policiers peuvent donc employer les épreuves standard de sobriété [3] afin de démontrer que le conducteur conduit sous l'influence de l'alcool. Ces épreuves sont de natures symptomatiques et permettent d'identifier la présence d'une intoxication du conducteur. Ces épreuves ne sont pas toujours efficaces et dépendent aussi de l'expérience et du jugement du policier. De plus, dans certains cas, il arrive que certains individus passent plusieurs épreuves sans aucune erreur malgré le fait qu'ils soient intoxiqués. Cela est souvent causé par le fait que ces personnes sont habituées d'être sous l'effet de fortes doses d'alcool et qu'elles maîtrisent

bien leur corps malgré l'intoxication. Dans ces cas, seul le test du nystagmus devient très révélateur, car en aucun cas, l'individu n'est en mesure de maîtriser le mouvement oscillatoire involontaire de ses yeux. Malheureusement, ce test repose sur le jugement du policier ; ce qui rend la reconnaissance judiciaire difficile.

La problématique est donc pour le policier de détenir des éléments de preuves justifiait au tribunal les motifs d'inculpation du conducteur pour facultés affaiblies. Le simple enregistrement vidéo du test du nystagmus sur les yeux serait suffisant à inculper ce dernier pour conduite avec facultés affaiblies. Il suffirait de la présence d'un spécialiste en cour pour analyser les séquences et affirmer que le policier avait de très bonnes raisons de croire que le conducteur était sous l'effet de substances nuisant à la conduite de son véhicule. L'objectif de ce projet n'est pas seulement d'offrir la prise de séquences vidéo, mais d'offrir une analyse de la séquence et un pronostic sur l'état des facultés d'un individu. De plus, puisque le casque de capture sera complètement automatique, nous pourrons effectuer une standardisation des tests au niveau de la vitesse du mouvement du suivi des stimuli visuels par les yeux, du temps d'attente et de la position des stimuli. Cela nous permettra de standardiser la conduite du test et ainsi d'avoir toujours les mêmes séquences afin d'optimiser l'analyse des séquences d'images captées. Ainsi, le policier n'aura aucune responsabilité et peut se fier au résultat donné par l'appareil. De plus, dans bien des cas, la formation du policier en regard des tests de sobriété peut être vétuste et manquer de pratique ; ce qui met en doute largement son jugement.

L'analyse des séquences vidéo se traduira par l'extraction des images de la séquence vidéo. Bien entendu, la qualité et la vitesse de capture des séquences vidéo seront d'une très grande importance puisqu'elle pourra être une source majeure de problème dans l'analyse des images. La problématique sera d'effectuer le suivi de l'œil malgré le fait que l'angle de vision changera à mesure que le test se déroulera. L'objectif sera de détecter les saccades dans le mouvement de l'œil lors du suivi des stimuli visuels. Cela sera fait en effectuant le suivi de l'iris (centre de l'œil). Nous noterons le mouvement en X ou en Y de l'iris dans le temps selon le test (nystagmus horizontal ou vertical). Ces mouvements involontaires seront ensuite analysés afin de nous indiquer le niveau

d'intoxication de l'individu. Plus les oscillations seront grandes, plus l'individu sera intoxiqué.

Ce mémoire se divise en plusieurs sections. Le premier chapitre est une revue de littérature ayant pour but d'introduire et de définir de manière concise les notions reliées aux nystagmus. Le second chapitre traitera du prototype autant matériel que logiciel. Le prototype matériel représente le casque effectuant la prise d'images vidéo, mais aussi toute la séquence du test grâce aux stimuli lumineux générés à l'aide de diodes émettrices de lumière rouge installés sur ce dernier. Il s'agit ici de tout l'aspect matériel et électronique du projet. Le prototype logiciel, quant à lui, représente un outil permettant d'effectuer l'enregistrement des séquences vidéo prises par la caméra, mais aussi l'analyse complète des images recueillies dans ces mêmes séquences. Le troisième et principal chapitre traitera des détails et des méthodes employées pour effectuer la détection de l'iris, mais aussi d'en effectuer le suivi, et ce, pour chaque image se trouvant dans une séquence vidéo. Ce suivi nous permettra d'obtenir de l'information quant à la position de l'œil dans le temps. Le traitement et l'interprétation de ces résultats seront abordés dans le quatrième chapitre. Enfin, le cinquième chapitre portera sur la discussion relative aux résultats obtenus à partir du prototype.

Chapitre 1 : Revue de la littérature

1.1 Introduction

La conduite avec facultés affaiblies est un problème existant depuis l'avènement de l'automobile. L'expérience et les technologies acquises sur une période de plus de cent ans ont permis de fixer des limites et de pouvoir les contrôler. Les limites, ainsi que les sentences relatives à la conduite sous facultés affaiblies, varient quelque peu selon les pays mais aussi selon la classe du véhicule. La revue de littérature traitera donc des sources de facultés affaiblies, des tests symptomatiques permettant de déceler les facultés affaiblies sur un individu. Parmi celles-ci, nous traiterons beaucoup du nystagmus, le sujet même de ce mémoire. Une brève description des instruments permettant de détecter le taux d'alcool dans le système d'un individu sera aussi discutée.

1.2 Les facultés affaiblies et la conduite automobile

Au Canada, les cas de facultés affaiblies sont régis par la loi fédérale, donc, le taux d'alcoolémie maximum accepté par la loi est le même partout dans les provinces canadiennes. La conduite sous l'effet de l'alcool dépassant les limites autorisées est donc une offense au code criminel canadien. Le code criminel permet de s'assurer que tout conducteur de véhicule se doit d'être en parfaite condition afin d'avoir un bon contrôle sur ses facultés de conduite. Cela implique des restrictions et des interdictions relatives à la consommation de substances.

1.2.1 Notions d'alcoolémie

Voyons d'abord le fonctionnement relié à l'ingestion de produits alcoolisés. Il faut comprendre tout d'abord que l'absorption de l'alcool par notre système commence dans l'estomac. L'estomac absorbe dans une proportion de près de 20 % d'alcool ingéré. La

vitesse d'absorption de l'alcool par l'estomac dépend de 3 facteurs : la présence d'aliments dans l'estomac, la concentration de la boisson alcoolisée et la vitesse de consommation. La présence d'aliments dans l'estomac a un effet retardateur alors que les 2 autres facteurs qui ont été décrits ci-dessus ont des effets amplifiants. Le restant de l'alcool qui n'est pas ingéré dans l'estomac est absorbé par l'intestin grêle. Ce dernier absorbe donc pas moins de 80 % de l'alcool. Sans rentrer dans les détails, l'absorption de l'alcool se fait selon le processus de différence de concentration entre l'extérieur et l'intérieur de la membrane digestive.

L'alcool qui a été absorbé se répand dans l'ensemble des tissus de l'organisme grâce au réseau sanguin. Elle se distribuera de la manière suivante : le foie, le cœur droit, poumons, cœur gauche puis les autres tissus. La concentration d'alcool dans un tissu dépendra de la quantité d'eau que contient ce dernier puisque l'alcool est hydrophile. Le taux d'alcool sanguin sera dépendant de la taille et de la masse de l'individu, puisque l'alcool sera absorbé par une plus grande surface. Plus l'alcool est absorbé par les tissus et moins la quantité d'alcool se retrouvant dans le sang sera grande.

Dès la consommation d'alcool, le système de l'individu commencera à l'évacuer. En général, lors du début de la consommation, l'alcoolémie augmentera puisque la quantité d'alcool consommé sera plus grande que celle évacuée par le corps. Lorsque la consommation d'alcool cesse, l'apport d'alcool devient nul et l'élimination commence enfin à se faire voir. Cela se traduit par une élimination constante de l'alcool et, par le fait même, à une chute de l'alcoolémie. L'alcool s'élimine en majeure partie grâce au métabolisme du foie qui contient des enzymes appelés alcool déshydrogénase. De cette manière, le foie élimine près de 90 % de l'alcool dans le système à une vitesse constante d'environ 20 milligrammes d'alcool par 100 millilitres de sang à l'heure. Bien, entendu, il s'agit d'un taux moyen, car il peut varier entre 10 et 25 milligrammes d'alcool par 100 millilitres. Ce taux d'élimination a tendance à augmenter avec une consommation abusive puisque le système s'habitue à éliminer de l'alcool.

Les effets de la consommation de l'alcool sont notables dès que l'alcoolémie atteint 50 milligrammes par 100 millilitres. Dans ce cas, les effets de l'alcool sont les suivants : rétrécissement du champ visuel, altération de l'évaluation des distances, diminutions des réflexes et du temps de réaction, euphorie portant à la surestimation de ses capacités. Plus l'alcoolémie est élevée, plus l'intensité de ces effets augmente et peut atteindre le coma éthylique si l'on dépasse 300 milligrammes d'alcool par 100 millilitres. De plus, le temps de réaction augmente avec le taux d'alcoolémie. Par exemple, le temps de réaction à 50 milligrammes d'alcool par 100 millilitres de sang est de 1.5 seconde alors qu'à jeun il est de 1 seconde. Ainsi, le cocktail mixant la conduite et l'usage d'alcool peut être très dangereux, puisque l'individu aura une mauvaise représentation des distances, une vitesse de réaction moins élevée et roulera en général plus vite à cause de l'euphorie causée par l'alcool.

Afin que la loi canadienne puisse s'appliquer de manière concise et impartiale, le code criminel comprend une mesure distincte quant à la définition de l'excès de consommation d'alcool ne permettant pas la conduite d'un véhicule. Le taux fixé se mesure en gramme d'alcool par 100 millilitres de sang. L'unité de mesure est donc g/100 ml de sang. Le taux est de 80 milligrammes d'alcool pour 100 millilitres de sang. Voyons la table d'équivalence pour ce taux selon différentes unités observées à la figure 1.1. Ces dernières sont toutes équivalentes :

80 mg/100 ml de sang
0.08 g/100 ml de sang
0.08 g/ 0.1 L de sang
0.08%
80 mg%

Figure 1.1 : Liste d'équivalence pour la limite d'alcoolémie.

Selon le pays, le taux d'alcoolémie accepté peut varier (voir figure 1.2):

Pays	Taux maximal g/100 ml
Canada	0,08
États-Unis	0,08
France	0,05
Islande	0,04
Royaume-Uni	0,08
Suède	0,02

Figure 1.2 : Taux d'alcoolémie accepté selon le pays.

La mesure de l'alcoolémie s'effectue de 3 façons : par le contrôle comportemental, par échantillon de l'haleine et par l'analyse du sang. Par contre, seules les 2 dernières méthodes offrent une mesure concrète du taux d'alcoolémie. Ces 3 méthodes sont reconnues comme valide aux sens de la loi canadienne. Par contre, il est très difficile d'utiliser la première lors d'un jugement en cour, puisqu'elle ne dépend que du jugement des policiers. Très souvent, les policiers effectueront un examen symptomatique de l'individu et lui exigeront un échantillon d'haleine et/ou une prise de sang si nécessaire. Un individu refusant de se soumettre au test d'haleine ou de prise de sang sera accusé de conduite avec facultés affaiblies même s'il n'a rien consommé. Cette loi permet aux policiers d'effectuer des tests quantitatifs sur un individu dès qu'ils ont des doutes raisonnables quant à la capacité de conduire d'un individu.

1.2.1.1 Appareils de détection d'alcoolémie

L'échantillonnage d'haleine fonctionne par l'utilisation d'un éthylomètre électronique qui est une version améliorée de l'éthylotest. L'éthylotest est une analyse semi-quantitative de l'air expiré par l'individu réagissant en oxydant une bande de dichromate de potassium. L'éthylotest permet d'identifier la présence d'alcool dans l'organisme, mais ne quantifie pas cette information avec précision. L'éthylomètre quant à lui est un appareil purement électronique qui mesure la quantité d'alcool dans un échantillon d'haleine. Son fonctionnement se résume en un test sur la conductivité d'une composante

électronique. Cette dernière a une résistivité variant selon la quantité d'alcool absorbé en surface de la composante qui est exposée à l'air de l'échantillon d'haleine.

Les éthylomètres disponibles sur le marché sont nombreux, parmi ceux-ci, on retrouve : l'Alco-Sensor® IV, l'Intoxilyzer® 5000 C et le Breathalyzer® 900. Ces derniers sont les plus éprouvés et répandus dans le monde. Voyons ces appareils :



Figure 1.3 : Image de l'Alco-Sensor® IV [4].

La figure 1.3 montre à quoi ressemble le premier appareil. On peut remarquer la portabilité de cet appareil au premier coup d'œil vu sa taille. Il est conçu pour être portable, précis et facile d'utilisation. Cet instrument utilise une cellule combustible (fuel cell) de la forme d'un disque dont les 2 surfaces se composent d'une mince couche de platine noir saturé d'électrolyte. L'échantillon d'haleine qui entre en contact avec le disque est d'un volume précis grâce à une valve. Ceci afin d'assurer une précision accrue. Lorsque l'alcool entre en contact avec la surface du disque, les molécules d'alcool sont brisées ce qui libère des électrons. La quantité d'électrons libérés indique la proportion d'alcool se retrouvant dans l'échantillon et elle est mesurée par l'appareil. Le signal généré par les électrons est donc mesuré puis affiché sur l'appareil. L'appareil a la capacité de mesurer l'alcool dans des proportions de 0.00 à 0.40 g/L d'alcool. Le temps pour obtenir un résultat varie de 10 secondes, pour des échantillons sans alcool, à un intervalle de 30 à 45 secondes sur des échantillons contenant de l'alcool. Cela s'explique par le fait que l'appareil recueille de l'information sur la quantité d'électrons libérés et qu'il s'assure que l'échantillon est entré en contact en totalité avec le disque. L'appareil fonctionnera à des températures oscillant entre 0 et 40 degrés Celsius. Cet appareil a un

niveau d'erreur de plus ou moins 0.005 lorsque le taux d'alcoolémie est de 0.10 g/L et ne nécessite aucune calibration pour plusieurs mois dépendamment de la quantité de tests effectués. Le coût de cet appareil est de 2200 \$ Américain.



Figure 1.4 : Image de l'Intoxilyzer® 5000 [5].

Le second appareil que l'on peut observer dans la figure 1.4 nous montre un appareil plus gros que le premier. La technologie utilisée dans cet appareil est totalement différente que celle du précédent modèle. Il n'y a aucune cellule combustible (fuel cell) dans cet appareil ; elle est remplacée par un spectromètre infrarouge. Cet appareil est l'un des plus utilisés dans le monde par les forces de l'ordre, et ce, depuis très longtemps. Certains appareils de ce type cumulent près de 15 années de service. Cet appareil est simplement un ordinateur fonctionnant sur une ancienne technologie. Le fonctionnement de cet appareil se base sur les théories de l'absorption infrarouge. Les prémisses de base dans la technologie infrarouges sont que toutes les molécules absorberont les radiations électromagnétiques de manière unique et constante. L'étude des molécules en chimie moderne nous a montré que chaque molécule a une consistance et une qualité unique et les molécules d'alcool n'échappent pas à cette théorie. Les connexions inter atomiques change la sensibilité aux radiations électromagnétiques et plus particulièrement à la lumière infrarouge. Puisque qu'il y a une infinité de types de molécule formés par des liens et que chacune d'elles a une signature différente, il est donc possible d'isoler celle de l'alcool. L'absorption des radiations se fait par la résonance des liens inter atomiques réagissant à différentes fréquences de radiations électromagnétiques. Il est donc possible

d'identifier une molécule en étudiant sa réaction aux radiations électromagnétiques. Comme les liens de l'alcool réagiront à différentes fréquences, il est possible d'identifier sa présence dans un échantillon d'haleine. L'absorption et les réactions aux radiations électromagnétiques nous offrent donc une forme d'empreinte propre aux molécules d'alcool. Cette empreinte se traduit par le pourcentage de radiance ; soit la quantité d'infrarouges capable de passer à travers la molécule. En résumé, lorsque la lumière passe à travers d'un échantillon d'haleine sans aucune trace d'alcool, la quantité de rayons absorbés par l'échantillon est quasi nulle. Lorsque l'échantillon d'haleine contient des traces d'alcool, le rayon lumineux est absorbé dans une plus grande proportion, Ainsi, lorsque la quantité de lumière captée est grande, l'échantillon d'alcool est nul et à l'inverse, lorsque le capteur reçoit peu de lumière, l'échantillon contient plus d'alcool. Par conséquent, la quantité de lumière absorbée est directement proportionnelle à la quantité d'alcool contenu dans l'échantillon. Le capteur recevant la lumière émet un signal électrique selon la proportion de lumière captée. Par des tests sur des sujets, on a pu déterminer avec certitude le pourcentage d'alcool contenu dans le sang selon l'intensité du signal électrique émis par le capteur.

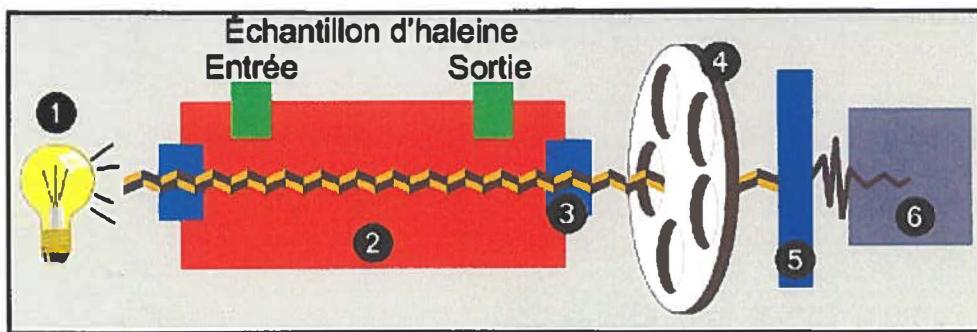


Figure 1.5 : Fonctionnement de l'Intoxilyzer® 5000 [6].

L'Intoxilyzer® 5000 décrit à la figure 1.5 emploie une lumière au quartz (#1) émettant une énergie infrarouge traversant la chambre d'échantillonnage (#2) contenant l'échantillon d'haleine du sujet. Lorsque l'énergie infrarouge quitte la chambre d'échantillonnage, le rayon est concentré à l'aide d'une lentille (#3) sur le bâillet (#4) contenant 3 ou 5 filtres infrarouges. L'énergie infrarouge passant les filtres est concentrée sur un capteur photosensible (#5) convertissant les pulsations lumineuses en pulsation

électrique. Finalement, le microprocesseur (#6) interprète les signaux et calcule le pourcentage d'alcool dans le sang pour finalement l'afficher sur un écran digital.

Cet appareil a connu de nombreuses améliorations dont l'analyse de l'air provenant du fond des poumons seulement. Cela évite une mauvaise lecture résultant de la détection d'alcool lorsqu'elle est présente dans la bouche seulement. Cela enlève donc la possibilité de détecter des traces de rince-bouche qui contiennent une forte teneur en alcool. Le coût original de cet appareil est de 7500 \$ Canadien.

Par contre, cet appareil connaît aussi quelques lacunes [7]. Parmi celles-ci, on a noté la présence de lectures supérieures à la réalité lorsque le sujet est atteint de fièvre. La température du corps a un impact avec ce que l'appareil mesure malgré le fait que la température n'a aucun effet sur la quantité d'alcool dans le sang. De plus, les tests d'haleine ont montré que la moyenne du nombre de particules d'alcool contenu dans les poumons est de 2100 pour 1. Donc, pour 2100 particules d'alcool dans un échantillon sanguin, il y a seulement 1 ($2100/1$) particule d'alcool dans l'échantillon d'haleine. Par contre, comme il s'agit d'une moyenne, il est possible que des sujets aient un ratio moins élevé ou plus élevé selon leur physiologie. Ainsi, un sujet ayant un ratio de 1100/1 aura une lecture trop grande pour le taux d'alcool réel. De plus, ce ratio a déjà été enregistré scientifiquement ce qui montre une lacune quant à la précision de cet appareil. Heureusement, la majorité des forces de l'ordre exige un échantillon de sang à la suite d'un échec sur un test d'haleine, ce qui assure la précision en cour. À ces 2 problèmes, on ajoute le fait que si d'autres substances se retrouvent dans notre haleine, elles peuvent influencer l'absorption de l'énergie infrarouge et ainsi fausser les résultats.



Figure 1.6 : Image du Breathalyzer® 900 [8].

Le troisième et dernier appareil présenté à la figure 1.6 se nomme le Breathalyzer® 900. Cet appareil quelque peu vétuste est encore utilisé par les forces de l'ordre. Son introduction dans les forces policières remonte au milieu des années 80. Le mécanisme de détection de cet appareil est identique au second modèle présenté précédemment (voir figure 1.5).

Aujourd’hui, une panoplie d’appareils sont disponibles sur le marché tant pour les forces de l’ordre que pour les particuliers. Par contre, le degré de précision peut varier selon l’appareil. La qualité des composantes peut être la source d’un manque de précision flagrant. Si le volume de l’échantillon varie, le taux d’alcoolémie estimé sera faussé et il en résultera une mauvaise lecture. De plus, la température ambiante a elle aussi une influence sur les lectures. Sans compter qu’une calibration régulière est nécessaire pour assurer la précision de l’appareil. Donc, l’emploi personnel de ces appareils dans le public peut être à risque et induire le conducteur en erreur. Le rapport qualité/prix ne peut être ignoré lors de l’achat d’un appareil de ce type.

1.2.2 Notions de drogues

L’emploi de drogues ayant connu un essor fulgurant dans les 10 dernières années, il n’est pas surprenant de noter une augmentation du nombre de conducteurs ayant conduit sous

l'influence d'une drogue quelconque. Il est important de préciser que le mot drogue réfère autant aux médicaments prescrits par un médecin qu'aux stupéfiants illicites. Cette section traitera donc des diverses drogues en les classifiant par catégorie dans un premier temps.

1.2.2.1 Catégorisation des drogues

Le terme drogue fait généralement référence à une substance illicite consommée pour ses effets psychotropes. Tel que précisé précédemment, ce terme a aussi une signification pharmacologique représentant le principe actif d'une plante ou d'un médicament. Il existe de nombreuses catégories de drogues, soient les tranquillisants, les stimulants, les dépresseurs et les hallucinogènes. Voyons à l'aide de la figure 1.7 l'ensemble des drogues selon la classification décrite précédemment :

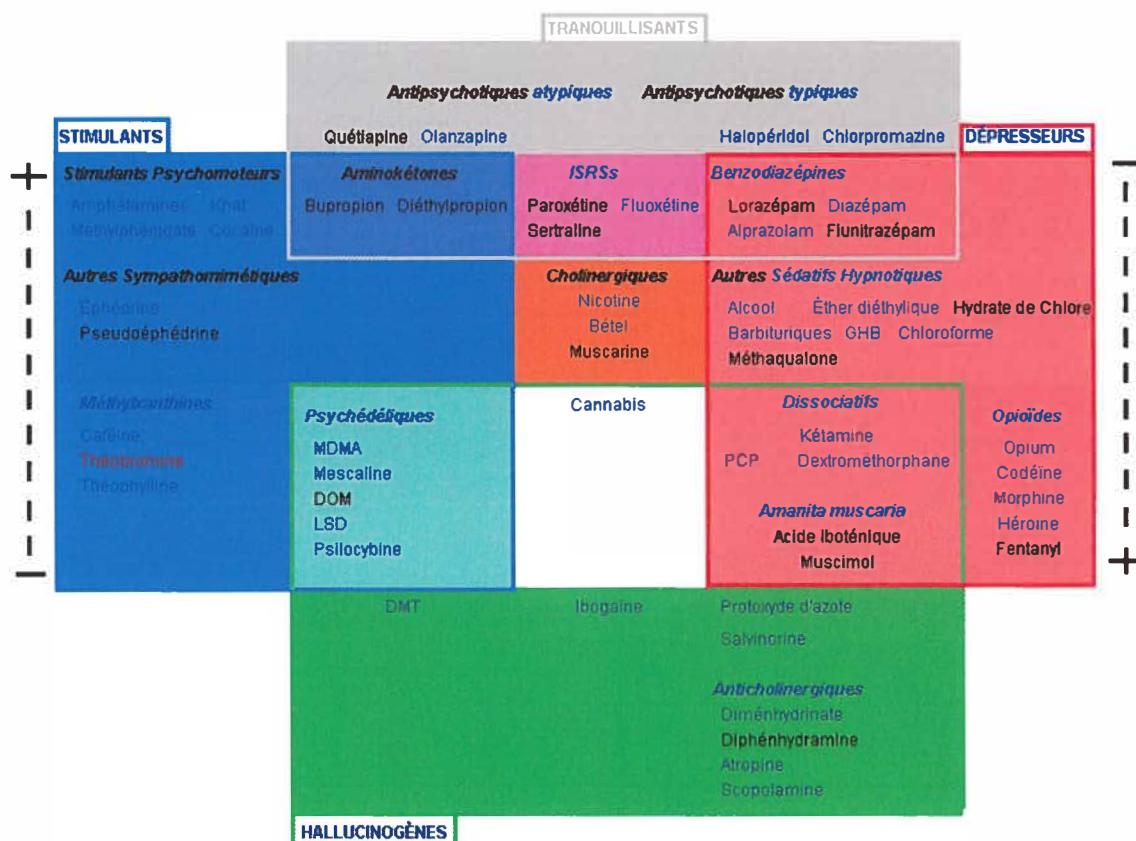


Figure 1.7 : Classification des drogues [9].

La figure 1.7 nous montre les 4 catégories de drogues avec des codes de couleurs. Nous y retrouvons en bleu pâle les stimulants, en vert les hallucinogènes, en rouge les dépresseurs et en gris les tranquillisants. Les symboles plus et moins se trouvant à côté des stimulants et des dépresseurs nous indiquent la force de ces drogues entre membres de la même catégorie. Ainsi, pour les stimulants, la caféine est très faible par rapport aux amphétamines. Et, pour les dépresseurs, l'alcool est moins puissant que la morphine. De plus, si on observe bien la figure 1.7, on peut remarquer que certaines drogues peuvent faire partie de plusieurs catégories. Par exemple, la mescaline est à la fois un stimulant et un hallucinogène. En ce qui concerne la case centrale orange, elle représente les drogues ne se classant pas totalement dans l'une ou l'autre des catégories mentionnées.

Voyons maintenant en détail les diverses catégories de drogues en les subdivisant en 2 principaux types soit les drogues licites et les drogues illicites [9].

1.2.2.2 Drogues licites

Les drogues licites sont toutes des substances psychotropes autorisées à être vendues avec ou sans prescription dans un pays. Une substance psychotrope est un produit d'origine naturelle ou artificielle agissant sur l'organisme en modifiant le comportement mental (humeur, sensation, conscience, psychologie). Les substances psychotropes autorisées sont très nombreuses et très répandues dans notre société, il suffit de parler du café, de l'alcool ou du tabac pour nous rendre compte de leur omniprésence. Les substances licites varient selon les moeurs d'une société et peuvent donc s'avérer différentes d'un pays à l'autre. Ainsi, on peut voir des drogues illicites être licites dans un autre pays. Au Canada, tous les produits ayant des impacts négatifs sur la santé sont normalement gardés en pharmacie et nécessitent une ordonnance. Bien qu'ils soient prescrits, certains médicaments ont des effets néfastes sur les capacités de conduite d'un individu. Qu'il s'agisse de la somnolence, de la vitesse de réaction ou de l'état de pensée de l'individu, l'emploi d'une drogue tout en conduisant peut être une source de risque considérable. Certains médicaments n'affecteront aucunement les capacités de conduite d'un individu alors que d'autres seront autant à risque que l'ingestion excessive d'alcool.

1.2.2.3 Drogues illicites

Les drogues illicites sont toutes les substances psychotropes prohibées dans un pays. Encore une fois, les substances prohibées varieront d'un pays à l'autre selon les mœurs. Par exemple, le cannabis est légalisé dans les Pays-Bas, mais ne l'est pas dans d'autres pays européens ou en Amérique. Il est par contre autorisé en Amérique pour un usage thérapeutique lorsque des gens sont atteints d'une maladie ou lors de traitements difficiles. Les drogues illicites se classent en 2 grandes catégories : les drogues douces et les drogues dures.

Les drogues douces font référence à des drogues illicites ayant des risques de décès quasi nuls et qui induisent une dépendance psychique moyenne ou faible. Le terme provient de l'opposition au terme de drogue dure employé depuis longtemps. Ce terme désigne presque exclusivement le cannabis (aussi appelé chanvre indien ou marijuana) puisqu'aucun cas de mort n'a été enregistré jusqu'à ce jour et que l'on note une dépendance psychologique faible et non physiologique. Bien que le cannabis soit considéré comme une drogue douce, ses effets sur les capacités de conduite sont très grands. Le cannabis a des effets sur l'esprit et la volonté [10]. La substance psychoactive se retrouvant dans le cannabis est le Tétrahydrocannabinol ($C_{21}H_{30}O_2$) aussi appelé THC et a la structure chimique suivante (figure 1.8):

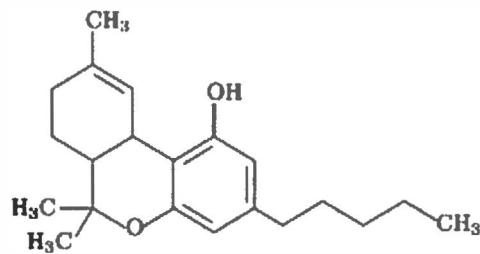


Figure 1.8 : Structure chimique du Tétrahydrocannabinol [10].

On note dans les effets sur l'esprit un sentiment de douceur, de calme intérieur et de bien-être. Ce bien-être peut mener généralement à la prise de nombreux risques sur la route et à une diminution de vigilance face à l'environnement de la conduite du véhicule. Un

trouble à estimer les distances et à bien observer les détails importants est notable. Le temps de réaction est largement diminué. Bien que de fortes doses induisent une augmentation de la perception auditive et visuelle, elle peut aussi engendrer des hallucinations ce qui rend la conduite d'un véhicule impossible. L'intensité des effets varie en fonction du taux de THC et de la méthode de consommation, mais aussi selon l'état physique et moral de la personne. L'intensité des effets du cannabis peut être accrue lorsque mélangée avec l'alcool. De plus, on note des effets dépressifs et même suicidaires lorsque le cannabis est employé régulièrement ; ce qui rend le conducteur très dangereux pour lui-même et pour les autres. Les effets du cannabis sont comparables à l'alcool, mais avec une intensité accrue. Un consommateur d'alcool aura besoin de plusieurs verres avant de ressentir les effets de l'alcool alors que le cannabis a un effet direct sur son consommateur. C'est pourquoi en dehors de la légalité du produit, il n'y a aucune tolérance envers la consommation de cannabis et la conduite.

Le cannabis a connu une expansion phénoménale dans les dernières décennies et le nombre de conducteurs prenant le risque de conduire après consommation ne cessera de grimper. Lors d'un rapport mondial sur les drogues, effectué en juin 2004 par l'Organisation des Nations Unies, on estimait à 150 millions le nombre d'usagers de cannabis. L'observatoire européen des drogues et des toxicomanies (OEDT) estime que 20 % de la population adulte européenne a consommé du cannabis dans la dernière année lors d'une étude en novembre 2005. Le cannabis est la drogue illégale la plus consommée dans le monde. En France, on estime à près 180 personnes par an le nombre de personnes mortes dans un accident impliquant un consommateur de cannabis. Dans une étude commandée par l'observatoire français des drogues et des toxicomanies publiée en octobre 2005 [11], on a dénombré 751 consommateurs de cannabis sur 10478 conducteurs impliqués dans 7458 accidents. Cela représente près de 7 % des conducteurs impliqués dans un accident et parmi ceux-ci, 40 % avait mélangé cannabis et alcool. Dans cette même étude, on note aussi que le cannabis double (1,8 fois) le risque d'un accident et que dans le cas d'un mélange entre le cannabis et l'alcool, ce nombre monte à 15 fois. Les forces de l'ordre seront donc soumises à des cas de facultés affaiblies ne pouvant être détectées par les appareils d'échantillonnage de l'haleine. Il sera donc

important de trouver une solution plus viable que de tester systématiquement tous les individus par la prise d'un échantillon sanguin. Heureusement, certaines techniques existent pour détecter avec une bonne proportion les gens ayant consommé des drogues douces. Ces techniques seront discutées dans la prochaine section.

Les drogues dures font elles aussi référence à des drogues illicites, mais ayant des effets et des risques plus importants. En effet, l'usage de ces drogues en grande quantité ou à une grande fréquence peut provoquer des dommages irréversibles tant au cerveau qu'au corps de celui qui en consomme. Bien sûr, lorsque pris en trop grande quantité, il y a toujours possibilité d'une mort par overdose. De plus, ces drogues créent en général une forte dépendance à leurs utilisateurs qui est bien plus que psychologique. L'apparition de manque et la dépendance se font sentir dans certains cas dès la première utilisation ce qui rend ces drogues très dangereuses. Maintenant que les drogues ont été décrites de manière générale, observons plus en détail certaines d'entre elles, ainsi que leurs effets sur la conduite. Tout comme les drogues douces, l'emploi de drogues dures est très dangereux si l'on conduit. Puisque les effets des drogues dures sont bien plus grands que ceux des drogues douces, le danger est accru de manière exponentielle lors de la conduite sous leurs effets. Lorsque l'on parle de drogues dures, les gens pensent généralement à la cocaïne ou à l'héroïne. Commençons donc par ces dernières, puisqu'elles sont des plus connues et les plus employés comme drogues dures.

La cocaïne est un alcaloïde extrait de la plante de coca. Il s'agit d'une drogue faisant partie de la catégorie des stimulants. Les alcaloïdes sont des molécules organiques hétérocycliques azotées d'origine naturelle ayant ou n'ayant pas une activité pharmacologique. Cette plante possède 14 alcaloïdes qui lui confèrent des propriétés positives et négatives quant à leur emploi. La cocaïne est l'alcaloïde extrait pour la production de la drogue dure. L'alcaloïde se retrouve présent dans 80 % de la plante. Bien qu'utilisé comme drogue dure, la cocaïne possède des vertus comme la cicatrisation, un réducteur de haute pression sanguine, une source de vitamine B12, des effets anesthésiques locaux autant que généraux et diminuant l'hypotension. Ces nombreuses vertus sont reconnues et utilisées comme fondement culturel depuis plusieurs milliers

d'années. C'est d'ailleurs pour cette raison que sa culture est encore acceptée ; ce qui en provoque le trafic. L'alcaloïde appelé cocaïne se retrouvant dans la coca est le méthyl ester de l'acide 3-benzoyloxy-8-méthyl ($C_{17}H_{21}NO_4$) et a la structure chimique suivante (figure 1.9) :

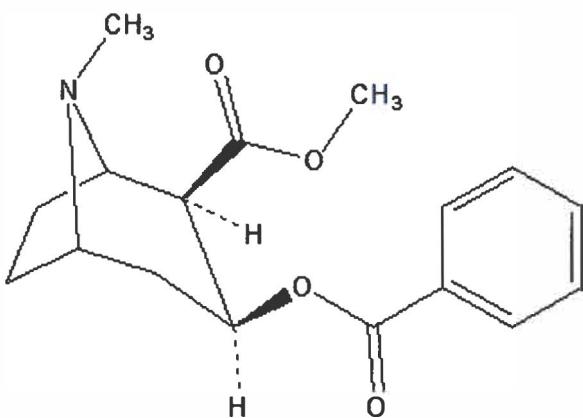


Figure 1.9 : Structure chimique de la cocaïne [12].

Les effets de la cocaïne agissent sur le système nerveux central en augmentant la concentration des neurotransmetteurs dans le cerveau en bloquant la capture des monoamines. Cela se traduit par une euphorie immédiate, un sentiment de puissance intellectuel et physique, une indifférence à la douleur, la fatigue, la faim ainsi qu'une perte d'inhibition. Les multiples qualificatifs employés précédemment décrivent très bien les effets ressentis par les consommateurs. Les effets de la cocaïne se font ressentir dès sa consommation et ils augmentent pendant une période maximale de 30 minutes. On estime la durée des effets selon une variation de 1 heure à 3 heures selon la quantité et la méthode de consommation. Bien que la dépendance soit seulement psychologique, elle demeure plus grande que celle du cannabis. De plus, la cocaïne est souvent utilisée pour contrer les effets secondaires d'autres drogues, ce qui rend l'intoxication plus désastreuse. À propos de la conduite sous l'influence de la cocaïne, il n'est pas erroné d'affirmer qu'elle puisse être très dangereuse. Le sentiment de puissance peut induire le conducteur à commettre des erreurs de jugement relatives à la vitesse ou à ces décisions de conduite. De plus, la perte de l'inhibition pourra amener le conducteur à prendre une attitude imprudente et à changer sa façon de conduire complètement.

Tout comme la cocaïne, l'héroïne est un alcaloïde extrait d'une plante. Dans ce cas, cette plante est le pavot. Bien que les graines soient utilisées partout dans le monde pour la cuisine, il n'en reste pas moins que le pavot engendre l'opium qui contient de la morphine et de l'héroïne. L'opium provient du latex des capsules de graines. Lorsque la capsule est gonflée à son maximum avant maturité, elle est coupée et elle produit de la résine (appelée latex) que l'on surnommera plus tard opium. L'opium est une drogue narcotique connue depuis près de 6000 ans. Son apogée remonte au 19e siècle et il fut disponible dans tous les continents puisqu'il ne faisait pas l'objet d'infraction au niveau de la loi des pays ni au niveau international. L'opium fut restreint à la suite de signatures de plusieurs pays dans la convention internationale d'opium le 23 janvier 1912 à La Haye. Son application sera appliquée en 1915 par les États-unis, les Pays-Bas, la Chine, le Honduras et la Norvège. Cette convention visait à réglementer l'importation, la vente et l'exportation de stupéfiants afin d'enrayer le commerce croissant de l'opium. L'avancement dans le domaine chimique permettra au scientifique allemand Dreiser, en 1898, de le synthétiser et sera grandement utilisé comme traitement dans la toux des tuberculeux. La morphine, quant à elle, est présente dans une mesure de 10 à 16 % des alcaloïdes retrouvés dans l'opium. La morphine est un analgésique très puissant qui est encore utilisé pour vaincre la douleur des malades en hôpital. La morphine est produite aujourd'hui par des méthodes purement artificielles, ce qui ne nécessite aucune culture contrôlée. Les alcaloïdes retrouvés dans le pavot (héroïne et morphine) peuvent nuire fortement à la conduite d'un véhicule, puisqu'ils provoquent la somnolence, la dépression respiratoire, les nausées et les vomissements à titre d'effets secondaires. De plus, l'état ressenti par son consommateur se décrit par un apaisement et une relaxation soudaine, une euphorie et un puissant sentiment de bien-être... toutes des sensations susceptibles de faire hausser les risques d'un accident lors de la conduite.

L'amphétamine est une drogue dont l'usage est majoritairement causé par sa grande capacité de stimulation. L'amphétamine est considérée comme un anti-fatigue très efficace et c'est ce qui explique, entre autre, son utilisation par les soldats lors de la Seconde Guerre mondiale. C'est d'ailleurs durant cette utilisation que l'on remarqua les

effets des premiers excès. Elle sera donc classée comme psychotrope lors de la convention sur les substances psychotropes de 1971 et elle deviendra donc graduellement illégale avec l'application de la législation découlant de cette convention. Bien qu'utilisée à des fins médicales comme bronchodilatateur dans le passé, aujourd'hui, son emploi se résume à l'illégalité et elle est principalement utilisée afin d'augmenter les performances sportives ou d'augmenter la résistance à la fatigue. C'est ce qui explique sa très forte présence dans les fêtes raves et son nom : Speed. Malheureusement, elle n'est pas seulement utilisée dans des usages récréatifs, de nombreux travailleurs l'utilisent pour s'acquitter plus facilement de leur travail ; cette drogue les aidant à rester éveillés. C'est ainsi que de nombreux camionneurs ont été pris sous les effets de l'amphétamine. Bien que les amphétamines diminuent la sensation de fatigue et augmentent l'endurance et la concentration, il n'en reste pas moins qu'elles provoquent aussi une euphorie et un bien-être tout comme la cocaïne. De plus, l'amphétamine a aussi des effets secondaires considérables : crise de tétanie, insomnies, crise d'angoisse, état dépressif, affaiblissement, tachycardie, hyperpression, troubles d'humeurs, troubles psychiques et problèmes cardiovasculaires. C'est surtout pour l'ensemble de ces raisons que la législation de cette drogue fut nécessaire. De plus, de nombreux cas de mort ont été répertoriés : soit par overdose, par mélange d'une substance aggravante (alcool, ecstasy, substance hallucinogène, boisson stimulante et antidépresseur) ou par un état de santé incompatible. En plus des effets secondaires négatifs énumérés précédemment, notons que l'amphétamine rend les conducteurs impatients et favorise les excès de vitesse. Il est donc normal de vouloir éviter à tout prix à un conducteur de remorque d'utiliser une substance pouvant nuire à sa capacité de conduire prudemment. C'est d'ailleurs pour cette raison que l'emploi d'alcool n'est tout simplement pas toléré pour les conducteurs de camion.

Discutons un peu d'un autre type de drogues dures, soit les hallucinogènes. Les substances hallucinogènes provoquent chez leurs consommateurs des hallucinations en augmentant les perceptions sensorielles et des états de conscience modifiés. Il s'agit de la classe des psychodysleptiques qui a pour effet de modifier la qualité subjective de la perception de la pensée mais aussi de l'émotion. En général, ces drogues sont des

dépresseurs et non des stimulants comme la cocaïne et l'héroïne. Le PCP et les champignons hallucinogènes sont les substances se rattachant le plus à ce type de drogues dures. Le PCP est un psychotrope très similaire à la Kétamine surtout au niveau de ses effets. Bien qu'originalement conçu comme analgésique, il fait aujourd'hui partie d'une des nombreuses drogues dures se retrouvant sur le marché noir. Il fut retiré des analgésiques justement pour les effets hallucinogènes qu'il provoque. La perception de son utilisateur change et l'amène à une hallucination souvent reliée à la dissociation de son corps. Ainsi, quelqu'un ayant fait usage de cette drogue n'aura plus de sensation pour son corps. Cette drogue est très dangereuse pour la conduite, puisqu'elle affecte les perceptions sensorielles et affecte aussi lourdement le jugement et la coordination motrice de l'individu. Le jugement et la coordination du corps sont des facultés exigées pour la conduite d'un véhicule et influencent fortement les risques de mauvaises perceptions de l'environnement de conduite. De plus, les effets persistent pour une durée de 4 à 6 heures, ce qui risque de pousser l'individu à croire qu'il est en état de conduire après s'être accoutumé aux effets de la substance. De plus, les hallucinations se font sentir lorsqu'il y a forte dose ou lorsqu'il y obscurité ou privation des sens. Ainsi, dans ce cas, l'emploi de cette drogue et la conduite de nuit ne font qu'augmenter grandement le risque d'accident.

Voyons la structure chimique de la Ketamine à l'aide de la figure 1.10 :

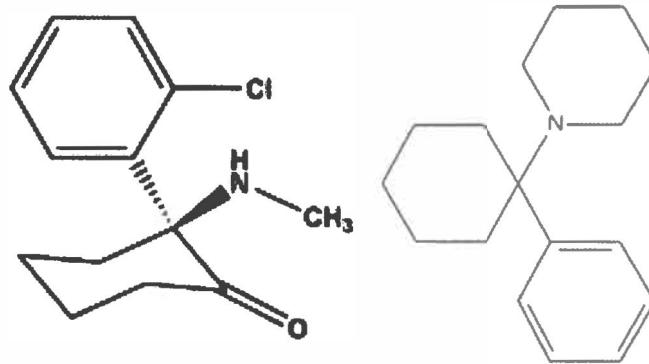


Figure 1.10 : Structure chimique de la Ketamine et du PCP [17-18].

Les champignons hallucinogènes sont (aussi appelés champignons magiques) sont des champignons ayant des propriétés hallucinogènes causées par plusieurs molécules présentes à l'intérieur. Il existe 3 groupes de champignons psychotropes, qui sont classés

selon leur action : les psychotroniques, les psycholeptiques et les psychodysleptiques. Tout comme le coca, la culture de champignons psychotropes est légale dans certaines régions de l'Amérique latine pour leur caractère religieux employé pour des rituels vieux de plus de 2500 ans. En Europe, cette drogue prend de l'expansion puisque sa vente est légale dans plusieurs pays tels que les Pays-bas, l'Allemagne, l'Espagne et l'Irlande. Bien que le marché soit contrôlé quant aux types de champignons et les taux de concentration des molécules responsables des hallucinations, il n'en demeure pas moins que l'utilisation de cette drogue avant la conduite augmente considérablement les risques d'accident. Les effets ressentis varient selon la quantité, le type de champignon consommé, le lieu et la saison de la culture. Son utilisateur ressentira en général des sentiments exacerbés d'euphorie, d'effroi, une perte de repère spatio-temporel, des rêves éveillés, une « dépersonnification », du délire et des fous rires. De plus, on remarque une forte chute d'attention vu que les sens, surtout visuels et auditifs, sont souvent saturés d'informations incohérentes. À ces effets s'ajoute la possibilité de vomissement, d'hypotension artérielle, d'hyperthermie et de tremblements incontrôlés. Le manque d'attention flagrant et une altération de la réalité, indissociable de l'irréel, rendent la conduite impraticable sous l'influence de cette drogue. De plus, une perte de repères spatio-temporels fait que le conducteur ne peut plus voir la différence entre les distances ni entre le temps écoulé entre deux instants.

1.3 Reconnaissance des facultés affaiblies

Dans les sections précédentes, la majorité des substances influençant la conduite ont été décrites. Plusieurs appareils de détection de l'alcool ont été présentés, mais qu'en est-il des appareils de détection de drogues ? De plus, que font les agents de la paix lorsqu'ils n'ont pas d'appareils pour détecter la présence d'alcool ou de drogue ? Le prix des appareils analysant un échantillon d'haleine varie entre 1500 \$ et 7500 \$. Il est donc impossible que chaque voiture de patrouille ait l'appareillage nécessaire à la mesure des facultés affaiblies. L'exigence d'une prise de sang est difficilement possible puisque dans un cas de faculté affaiblie on peut remettre en doute les motifs ayant mené à une prise de sang. Bien que les prises de sang soient la méthode la plus sûre de quantifier le degré

d'intoxication d'un individu tant au niveau de l'alcool qu'au niveau de l'usage de drogue, il est difficile pour un policier d'exiger ce test à un individu sans motif très valable.

Lorsqu'un individu est suspecté de conduire sous l'influence de l'alcool ou de drogue les policiers doivent vérifier son état malgré le fait qu'ils soient sous-équipés. Ces tests n'ont qu'une valeur très faible en cour, mais peuvent justifier amplement l'exigence d'un test plus révélateur au poste de police. Le test utilisé dans les situations où un individu semble présenter des symptômes est constitué de 12 étapes et effectué par un DRE [19]. Le DRE est un acronyme pour *Drug Recognition Expert* et est en fait une personne certifiée étant capable d'effectuer une série de tests de reconnaissance des facultés affaiblies. Ces tests peuvent être réalisés en partie ou complètement afin de déterminer si un individu est apte ou non à conduire. Ces tests ont été créés en 1979 par la police de Los Angeles afin de fournir une méthode aux policiers doutant des capacités d'un conducteur. Ils sont reconnus par le Canada et de nombreux autres pays comme des tests viables à la reconnaissance des facultés affaiblies d'un individu.

Bien entendu, pour que ces tests soient valides, ils doivent être réalisés par un agent de la paix ayant reçu la formation et la certification dans le *Drug Recognition Expert Program* (DEC). Ce cours est une certification de 112 heures lorsqu'elle est réalisée en entier et se fait en 3 phases : l'avant cours (16 heures), le cours (56 heures) et la certification (40 heures). Cette formation est disponible au Canada depuis 1995 et fait partie du nouveau programme de la « National Highway Traffic Safety Administration » (NHTSA) [30]. Ce cours permet à celui qui le suit d'être en mesure de détecter les facultés affaiblies et de donner un pronostic sur la classe de substances responsable de l'état précaire de l'individu. Le DRE est aussi en mesure de déterminer le niveau d'intoxication d'un individu à partir de l'analyse et la comparaison des résultats des 12 étapes d'évaluation des facultés d'une personne. Cette mesure n'est pas la plus précise et elle se veut beaucoup plus qualitative que quantitative. Par contre, l'identification d'individus à jeun versus celle des gens sous l'effet de toxines est très facile pour les évaluateurs sauf dans les cas limites. Voyons les 12 étapes de détection de drogues/alcool :

1. Test d'un échantillon d'haleine pour l'alcool. Si ce test dépasse la limite, les autres tests ne seront pas faits puisque l'individu est déjà fautif. Dans l'autre cas, on passe au second test.
2. Interview de l'agent ayant arrêté l'individu par celui qui effectue la suite des tests afin qu'il ait toutes les informations en main.
3. Examen préliminaire où l'on pose de nombreuses questions à l'individu et où l'on effectue l'observation des yeux de l'individu. À la suite des réponses et à l'examen des yeux, l'agent chargé de la vérification du test décide s'il continue le test ou si la personne n'est pas sous l'effet de substances affectant la conduite.
4. Examen des yeux par le test du nystagmus horizontal et vertical. Puis, on effectue le test de convergence des yeux.
5. On effectue ensuite les 4 tests psychophysiques suivants : le test de balance de Romberg (Romberg balance), marche et retournement, un pied surélevé et le doigt sur le nez.
6. On examine ensuite les signes vitaux : vitesse de pulsation, pression du sang, et température du corps.
7. Examen du réflexe pupillaire de l'individu dans les 3 environnements suivants : une pièce sombre, lumière ambiante et avec une lumière directe.
8. On examine la possible occurrence des contractions musculaires des bras et des jambes de l'individu.
9. Vérification de la présence de traces d'injection sur le corps de l'individu surtout sur les bras, les mains et le cou.

10. On pose ensuite des questions à l'individu sur des observations faites durant la série de tests précédente.
11. On émet des opinions sur un rapport écrit par rapport aux suppositions relatives aux catégories de drogues utilisées par l'individu ou sur l'état de l'individu.
12. Prise d'un échantillon sanguin ou d'un spécimen d'urine pour analyse en laboratoire.

Les agents de la paix peuvent utiliser des parties de ce test lorsque l'étape 1 ne peut être réalisée faute d'appareil. L'objectif de ces tests est de trouver les effets secondaires (influence sur le comportement oculaire : nystagmus vertical/vertical, convergence des yeux impossible, dimension de la pupille anormale, réaction de la pupille à la lumière anormale, température corporelle, fréquence cardiaque, tension artérielle, etc.) découlant de la consommation de drogues ou de l'alcool. Il est à noter que l'ensemble du test nécessite pas moins d'une heure. Il est donc normal que seules les étapes essentielles et faciles à faire à l'extérieur soient réalisées. Par contre, un agent de la paix ne peut dire qu'un individu est sous l'influence de l'alcool en effectuant qu'un seul de ces tests. Cela est dû au fait que c'est l'ensemble de ces tests symptomatiques qui permet au policier de prendre une décision quant à l'état de l'individu. En cas de doutes sur l'un des tests ou lorsque malgré un échantillon d'haleine négatif sur un individu ayant de forts symptômes, les policiers peuvent effectuer d'autres étapes au poste de police. Parmi ces étapes, on retrouve des tests de comportement, des tests physiques et psychologiques ainsi que des tests symptomatiques.

Parmi les tests symptomatiques, on retrouve le test du nystagmus horizontal et vertical ainsi que le test sur la convergence (étape 4 du DRE). Les tests de nystagmus permettent aussi aux agents de la paix de vérifier l'état de la pupille ainsi que la capacité pour un individu d'effectuer un suivi d'objet avec les yeux. La présence d'irritation des yeux (yeux rouges) est aussi vérifiée puisque cette dernière est signe de déshydratation de

l'individu ou de l'exposition à un environnement fort en fumée. Il est certain qu'il existe des cas de nystagmus congénital ou résultant d'accidents à la tête. Dans ces cas, l'individu possédera un test de nystagmus positif, mais n'aura aucune trace de drogue ou d'alcool dans le sang. De plus, un individu peut avoir un résultat positif à un test de convergence ou de nystagmus s'il est aveugle d'un œil ou s'il y a présence de strabisme élevé mais différent pour chaque œil. Ces derniers cas peuvent causer des erreurs de diagnostic sur les facultés d'une personne.

Les tests du nystagmus sont administrés par les officiers en déplaçant un crayon à une distance de 12-15 pouces de l'individu en lui demandant de suivre ce dernier sans déplacer la tête. L'officier peut ainsi effectuer un test de nystagmus horizontal en déplaçant son crayon vers les extrémités horizontales gauches et droites. L'apparition de mouvements involontaires des yeux sera observée à mesure qu'il y aura un déplacement du crayon vers les extrémités. Plus l'angle observé entre le nez (0°) et l'extrémité droite (45°) ou gauche (-45°) est faible lors de l'apparition du nystagmus, plus l'individu est intoxiqué par une forte dose d'alcool. Pour le test du nystagmus vertical, il est identique à celui du nystagmus horizontal sauf que le crayon est déplacé de façon verticale jusqu'aux extrémités du haut et du bas du visage. Dans les deux types de tests (horizontal et vertical) on note la présence ou l'absence des oscillations associées aux réflexes involontaires de l'œil qui correspondent au nystagmus ainsi que de la difficulté à effectuer le suivi du crayon (autre signe d'intoxication).

Selon les statistiques du cours, la position de l'individu n'a pas d'influence majeure sur les tests, seuls certains autres signes peuvent apparaître dans certains cas. La précision des tests du nystagmus horizontal et vertical donne de très bons résultats et les évaluateurs sont en mesure, dans la majorité des cas, de dire si l'individu dépassait ou ne dépassait pas la limite permise. Seulement certains cas sont mal jugés, soient ceux dont les individus étaient relativement près de la limite (0.08 g/L) mais en dessous de celle-ci. Nous pouvons donc dire que le test du nystagmus horizontal est fiable puisqu'il permet de détecter les facultés affaiblies d'individus ayant un taux d'alcool supérieur à 0.06 g/L. Pour les résultats sur le nystagmus vertical, on n'a décelé aucun cas de ce type puisqu'il

est observé dans les cas d'usage de drogue dure (PCP, cocaïne ou héroïne) ou du mélange entre une de ces drogues et d'alcool. On peut aussi l'observer lorsque l'individu a pris une très forte dose d'alcool, ce qui n'a pas été le cas dans l'ensemble des individus tests.

1.4 Le nystagmus

Bien que décrit sommairement dans la section précédente, le nystagmus fera l'objet de toute cette section puisqu'il est la base même de toute cette expérimentation. Bien que d'autres tests sur l'œil permettent d'identifier la présence de facultés affaiblies sur un individu, il n'en demeure pas moins que le nystagmus est celui qui a le plus grand pouvoir de discrimination des facultés d'un individu vis-à-vis la consommation d'alcool ou tout autres drogues dans la classe des dépressants du système nerveux central.

1.4.1 Définition

Le nystagmus correspond à des mouvements involontaires d'oscillation de faible amplitude et/ou de la rotation du globe oculaire. Il s'agit donc du déplacement involontaire de l'œil. Il est causé par une perturbation de la coordination des muscles de l'œil. L'œil décrit un mouvement rapide dans une direction (appelé phase rapide) et revient dans la direction opposée par un mouvement plus lent que le premier (appelé phase lente). Le nystagmus peut être séparé en 2 types distincts : physiologique et pathologique.

Le nystagmus physiologique est normal puisqu'il se manifeste chez toute personne et se divise en 2 catégories : vestibulaire et optocinétique. Le nystagmus vestibulaire se produit lors d'une excitation ou d'une paralysie du labyrinthe oculaire tandis que le nystagmus optocinétique se produit lorsqu'un sujet se concentre sur des images qui défilent.

Le nystagmus pathologique est anormal puisqu'il est soit acquis volontairement ou involontairement. Le nystagmus pathologique acquis involontairement est souvent le

résultat d'une maladie tel que la sclérose en plaque, des tumeurs au cerveau, une atteinte au cervelet, une hydrocéphalie (augmentation du liquide céphalo-rachidien dans le système nerveux central), la cataracte, le résultat d'un strabisme, d'une blessure à la rétine ou d'une toxoplasmose. Il peut être aussi congénital mais est très rare soit d'environ 1 cas sur 1500 [27]. Le nystagmus pathologique acquis volontairement est généralement le résultat d'un choix humain ou plutôt d'une cause humaine. Une déficience en vitamine B1 (aussi appelé thiamine) est un bon exemple. On retrouve aussi la fatigue ainsi qu'une anxiété excessive comme d'autres sources de nystagmus acquis volontairement [28]. Et, finalement, l'intoxication (médicamenteuse/ alcoolique) du corps causée par des drogues affectant le système nerveux central. En effet, la consommation d'alcool est directement reliée au nystagmus et est proportionnelle au niveau d'intoxication. Donc, plus une personne a un taux élevé d'alcoolémie, plus les oscillations involontaires de ses yeux seront grandes. Comme ce principe est directement proportionnel, le degré d'occurrence du nystagmus sera plus faible avec un taux d'alcoolémie plus faible. Il en va de même pour l'emploi de certaines drogues.

1.4.2 Les yeux versus les facultés affaiblies

Comme on a pu le remarquer dans la section précédente, les étapes de détection d'intoxication impliquent une analyse du comportement oculaire. Les yeux peuvent être très révélateurs sur l'état et le niveau d'intoxication d'un individu. Le test effectué à l'étape quatre du DRE a pour but de détecter le nystagmus. La description du nystagmus ayant été abordée dans les sections précédentes, nous pouvons identifier maintenant la manière de procéder pour détecter le nystagmus, mais aussi d'autres anomalies se retrouvant dans la réaction des yeux à un stimulus visuel.

Les tests sur les yeux peuvent être effectués afin de détecter le nystagmus horizontal ou vertical. L'influence de l'alcool sur le nystagmus horizontal est plus importante que sur le nystagmus vertical. Ainsi, une personne montrant un nystagmus vertical important aura un nystagmus horizontal bien plus grand. Par conséquent, plus une personne est intoxiquée et plus le nystagmus horizontal et vertical seront importants. Par contre, le

nystagmus vertical ne sera jamais aussi important que le nystagmus horizontal. Ainsi, une personne légèrement intoxiquée ne présentera souvent aucun nystagmus vertical malgré un nystagmus horizontal très présent. À l'inverse, une personne fortement intoxiquée présentera un nystagmus vertical alors que dans un cas d'intoxication légère, elle n'aurait présenté qu'un nystagmus horizontal. On peut donc dire que la présence d'un nystagmus vertical en conjonction avec un nystagmus horizontal beaucoup plus important est la preuve d'une intoxication importante.

La méthode utilisée par la police nécessite l'emploi d'une tige auquel le bout est éclairée et/ou protubérant. On peut utiliser aussi le doigt dans certaines situations. Le policier demande à l'individu de suivre le bout de la tige avec les yeux sans bouger la tête. Le policier déplace ensuite la tige du centre (point bleu) du champ de vision vers l'extérieur (point rouge du côté gauche (G)) tout en décrivant un cercle tel que montré dans la figure 1.11 :

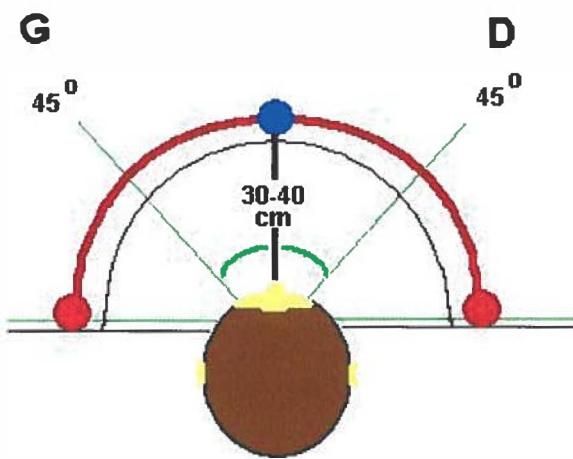


Figure 1.11 : Test du nystagmus horizontal.

On effectue le même test mais en se déplaçant vers la droite (D). La distance entre le sujet test et le point de départ (point bleu) est d'environ 30 à 40 centimètres. La vitesse de déplacement doit être constante mais peut diminuer dès que le cap des 45 degrés est dépassé afin de bien observer le nystagmus. De plus, on peut déterminer les capacités du sujet à suivre le stimulus ce qui peut déjà nous informer sur ses capacités à se concentrer

sur un point et à le suivre sans prendre du retard et avec constance. Le nystagmus apparaît généralement à partir de 45 degrés et s'amplifie lorsque la position est dans les zones de visions périphériques : soit de 60 degrés à 75-80 degrés. Cela laisse donc une zone de 15 à 20 degrés pour laquelle la présence du nystagmus devient très importante lorsqu'il y a intoxication. Les angles compris entre 80 et 90 degrés ne sont pas utiles puisqu'ils sont trop en périphérie et ne permettent pas au sujet de bien suivre l'objet. Lorsque l'apparition du nystagmus se fait vers 45 degrés, il a tendance à s'amplifier lorsqu'on arrive en périphérie. L'intensité du nystagmus sera toujours la plus importante à l'extrême de la périphérie. L'angle d'apparition du nystagmus est mesuré par l'emploi d'un carton gradué mis horizontalement devant le visage du sujet.

Le degré d'intoxication peut s'estimer de deux manières : l'intensité des oscillations et l'angle d'apparition. L'intensité des oscillations sera toujours plus grande si l'individu est soumis à une forte dose d'alcool. Les oscillations sont visibles dès que l'individu est à 40 milligrammes par 100 millilitres (0.04) et s'intensifie avec le degré d'intoxication. En ce qui concerne l'angle d'apparition, le nystagmus sera notable bien avant d'avoir atteint 45 degrés. Plus l'angle d'apparition sera faible et plus l'intoxication sera grande. Lors d'approximations statistiques basées sur de nombreux tests du nystagmus, une formule [21] a été mise au point afin d'estimer le pourcentage d'alcool d'un individu :

$$\text{Taux d'alcool} = \frac{(50 - \text{angle d'apparition}) \times 10}{\text{angle d'apparition}} \quad (1)$$

Cette formule ne donne qu'une approximation, elle n'a aucune valeur légale. On l'utilise seulement afin d'avoir une estimation grossière du taux d'alcool dans le sang en milligramme par 100 millilitres de sang.

Lors du test du nystagmus, il est aussi possible pour la personne effectuant le test de remarquer la difficulté pour le sujet de suivre le stimulus. Le terme employé pour définir ce retard est un "lack of smooth pursuit". Ce retard de suivi est aussi un bon indice que le sujet est sous l'effet de substance diminuant sa capacité de concentration visuelle. De

plus, si un ralentissement de la vitesse de déplacement du stimulus est nécessaire afin de bien faire le test du nystagmus, il est fort possible que la personne soit fortement intoxiquée.

1.5 Techniques de détection et de suivi des pupilles/iris

Les sections précédentes de ce présent chapitre nous ont permis d'en savoir plus sur l'objectif à réaliser dans le cadre de ce projet. Mais qu'en est-il des techniques nous permettant d'atteindre cet objectif ? La détection des pupilles dans une image n'est pas un sujet récent et fait l'œuvre de nombreux documents et techniques. Cette section nous montrera quelques techniques tirées d'articles lus dans le cadre du cours de lectures dirigées. Ces articles m'auront inspiré dans le choix des techniques à employer pour résoudre la problématique de détecter précisément et avec une bonne certitude la présence des pupilles dans une image.

1.5.1 Emploi de diodes infrarouge

L'une des premières techniques lues dans les articles scientifiques [36-37-42-49] repose tout d'abord sur l'emploi d'une caméra noir et blanc et l'utilisation de diodes infrarouges. La figure 1.12 nous présente à quoi ressemble le montage de la caméra et des diodes infrarouge employées dans l'article [37].

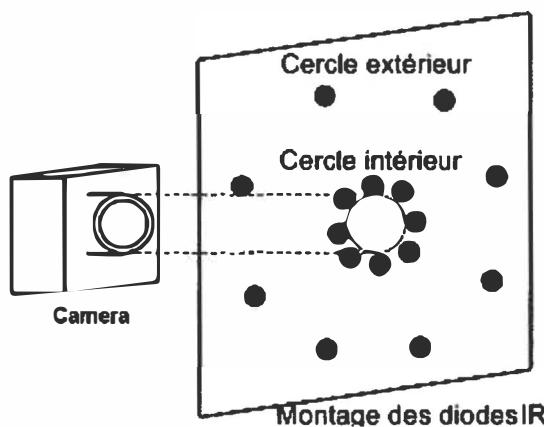


Figure 1.12: Schéma du montage des lumières et de la caméra [37].

C'est à partir de ce montage que nous avons conçu le nouveau prototype dont nous discuterons plus amplement dans le chapitre 2 sous la section nouveau prototype. Cet article fut donc d'une grande utilité quant à la conception du prototype de capture. La technique repose sur le fait d'allumer les diodes infrarouges ce qui provoquera un reflet dans l'œil puis de les éteindre. La première série d'images aura donc un reflet dans les yeux et la seconde n'en aura pas. Ensuite, il suffit d'effectuer la soustraction des 2 séries d'images et la seule chose qui restera sera la différence entre les 2 séquences d'images, soit les yeux. La figure 1.13 comprend des images nous permettant de bien voir la différence entre les images ayant une exposition infrarouge et sans cette dernière.

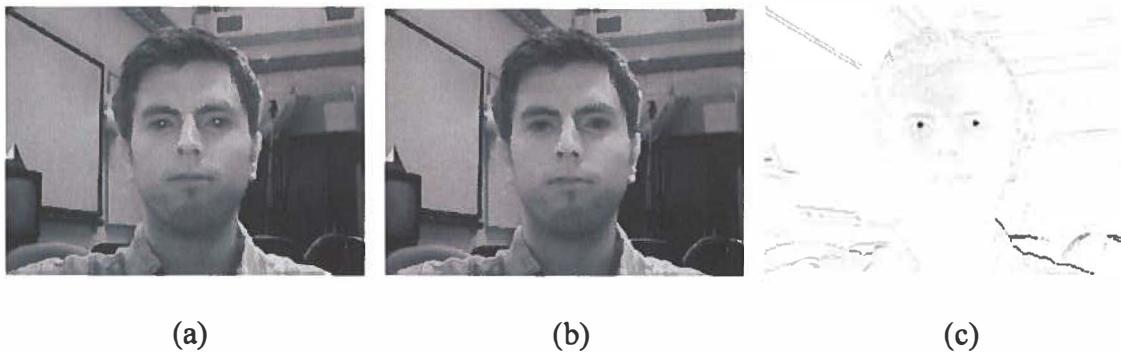


Figure 1.13: Exposition infrarouge et soustraction d'images [42]. (a) Avec exposition infrarouge. (b) Sans exposition infrarouge. (c) Différence entre l'image (a) et l'image (b).

Un défaut dans cette technique est qu'il peut y avoir reflet d'autres choses réfléchissantes que les yeux, ce qui nécessite un traitement et l'identification de zones candidates valides. C'est d'ailleurs ce que l'on peut observer dans la figure 1.13 (c); il n'y a pas que les yeux de l'individu qui sont détectés, il y a certains instruments en arrière-plan qui réagissent tout comme les yeux à la lumière infrarouge. De plus, s'il y a mouvement lors de la prise d'images et que les images de la fin sont différentes des images du début, alors la soustraction ne nous montrera pas que l'endroit où le reflet est situé, mais bien les différences relatives au mouvement. L'article [42] suggère l'emploi d'un algorithme adaptatif, afin de diminuer l'apparition de réflexions autres que celle des yeux. L'algorithme observe si la taille des réflexions (en pixel) respecte celle de la taille d'un

œil soit 16×16 dans leur cas. Autrement, tous les pixels ne respectant pas la taille similaire à l'œil sont mis en noir comme les pixels n'ayant aucune différence entre les images avec diode et sans diode. Ensuite, on détermine statistiquement si les régions trouvées sont des yeux et on effectue une classification. Il suffit ensuite de mettre les régions en paires et elles sont comparées à une base de données de visage pour comparer et s'assurer de bons résultats. La figure 1.14 nous montre 2 images avec des zones candidates pour les yeux.

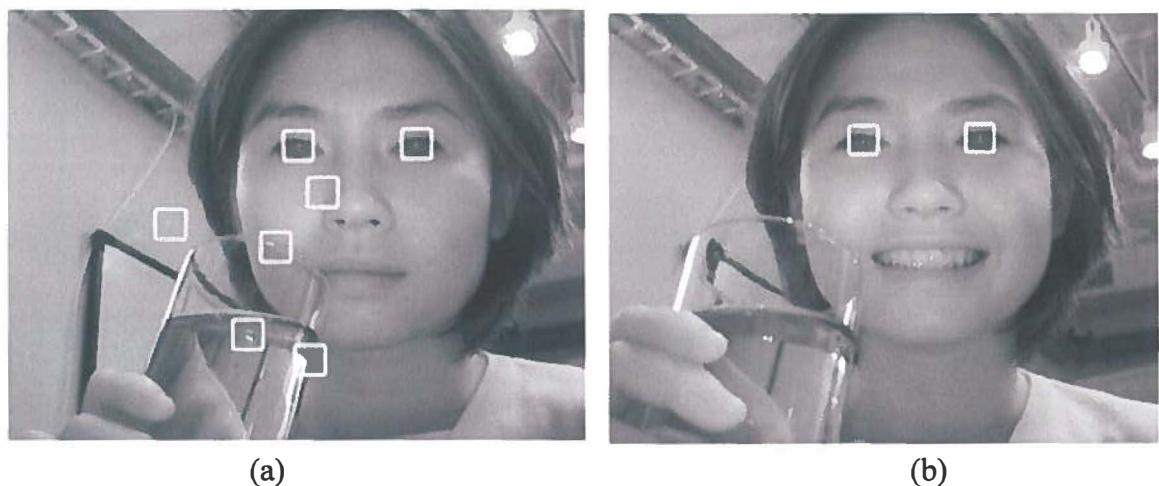


Figure 1.14: Zones candidates pour la présence des yeux [42]. (a) Tous les candidats.
(b) Candidats respectant la taille et la position.

Bien que les résultats entrevus dans les articles [36-37-42-49] soient excellents, ils nécessitent un temps de traitement important ainsi que la création d'une banque d'images de visages afin de bien sélectionner les zones candidates. De plus, ces algorithmes ne seraient aucunement suffisant pour détecter le mouvement des yeux de manière rapide et précise pour nous donner une position du centre de l'œil. Par contre, l'idée d'employer les diodes infrarouges fût retenue pour permettre de capturer des images dans le noir. De plus, la technique de soustraction sera employée durant les tests avec le prototype. Les détails relatifs à l'emploi de ces techniques seront discutés plus amplement dans la section 4.2.2.

1.5.2 Identification de la position de l'iris par détection de cercle/ellipse

Une autre approche fut celle proposée dans l'article [35] sur la détection de l'œil à partir d'une technique basée sur la transformée de Hough. Cet article fut fort intéressant puisqu'il employait les diodes infrarouges telles que décrit précédemment pour identifier la zone d'intérêt et raffinait la position exacte par l'emploi de la transformée de Hough. La transformée de Hough est appliquée sur la zone d'intérêt afin de détecter précisément la position d'un cercle ou d'une ellipse associée à l'iris de l'œil. Une fois la forme identifiée, il devient très facile d'identifier le centre du cercle/ellipse puisque toutes les autres variables sont connues. Cet article [35] allait même plus loin en détectant la direction dans laquelle l'œil observait. Bien entendu, cette partie devient facultative vu l'étendue du projet. La technique se résume par l'emploi d'approximation sur la distance entre le sujet et la caméra ainsi que sur la courbure de la cornée pour favoriser la détection de la pupille dans la zone d'intérêt. On vise donc à faire un cercle ou une ellipse sur le contour de la pupille en identifiant les centres possibles de cercle/ellipse et en la traçant à l'aide de l'équation. Si la variation d'intensité (contour de la pupille) correspond à celle tracée alors le centre de l'œil est trouvé. Le reste de l'algorithme permet de déterminer la direction dans laquelle le sujet regarde. La figure 1.15 nous montre la séquence de l'algorithme utilisé dans cet article.

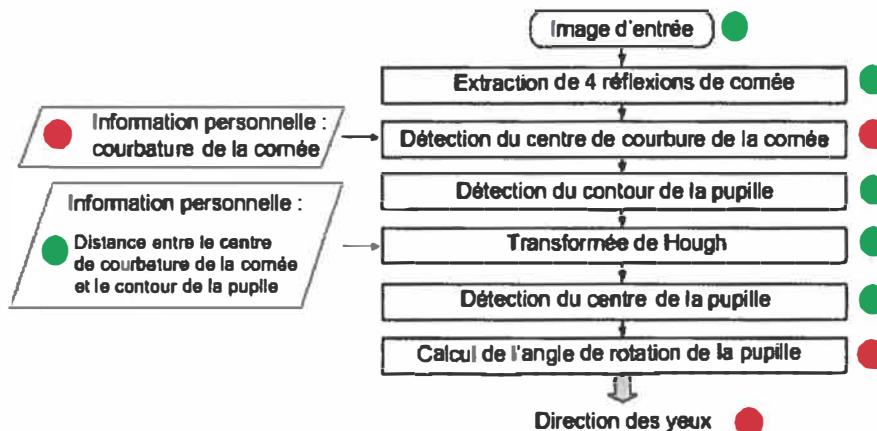


Figure 1.15: Séquence de l'algorithme [35].

En observant bien la figure précédente, on remarque la présence de points rouges et de points verts. Ces points montrent les parties de l'algorithme ne nécessitant pas d'être exécutées pour réaliser la détection du centre de l'œil. Le vert représente les étapes nécessaires à la détection du centre de l'œil alors que les points rouges ne sont pas nécessaires dans notre cas et ne permettent que de réaliser la détection de l'endroit observé tel que dans le projet de l'article. L'algorithme précédent est donc majoritairement bon et comporte grossièrement l'ensemble des étapes nécessaires à l'obtention du centre de l'iris.

Bien que nous pourrions discuter plus amplement de cet article, nous arrêtons ici puisque les détails de cet algorithme seront révélés dans les sections suivantes. Les étapes décrites précédemment seront employées avec quelques variantes pour la réalisation de ce projet.

1.5.3 Prototype oculaire et technique de détection

L'existence d'un prototype de capture complètement dans le noir fût observé lors de la lecture de l'article [52]. L'auteur (M. Burns) de cet article n'est pas nouveau dans le domaine de la reconnaissance des facultés affaiblies par l'observation des yeux. Il est l'auteur de nombreux articles sur le sujet et est l'un des premiers chercheurs qui se sont intéressés à la corrélation entre les facultés affaiblies. Son premier article [53] sur la reconnaissance des facultés affaiblies remonte à 1977. L'expérience acquise sur le sujet depuis les 30 dernières années n'est pas à ignorer lors de la conception d'un prototype matériel et logiciel.

Les démarches décrites dans les articles de cet auteur [52-53-54] sont donc une très bonne source d'informations pour savoir où commencer pour ne pas repartir la recherche au même niveau qu'il y a 30 ans. Le système décrit dans l'article [52] se compose d'un module appelé «ocular motor module». Ce module repose sur une caméra et emploie un ordinateur pour effectuer la génération de stimuli ainsi que l'analyse des images. Le sujet employant le système regarde au travers d'une petite fenêtre et doit effectuer le suivi de stimuli dans un environnement sans lumière ambiante. L'emploi de lumière infrarouge permet d'effectuer la capture des images puisqu'elle est sensible à ce spectre invisible à

l'œil humain. Cette lumière n'influence donc pas la pupille du sujet. Les images sont ensuite sauvegardées de manière à en effectuer l'analyse. On effectue de cette manière le test du nystagmus, de vitesse de suivi ainsi que la réaction de la pupille en lumière ambiante et directe.

La description de la méthode de cet article a été grandement utile dans le choix de la technique à employer pour effectuer la modélisation de ce projet. Par contre, sachant l'efficacité (environ 81 %) de cette méthode, le projet aura pour objectif d'accroître le rendement de cette technique en y appliquant des variantes. Une de ces variantes sera d'effectuer la conception d'un appareil qui n'est pas influencé par le mouvement du sujet. Comme le sujet n'est pas retenu devant la fente pour le test, le mouvement de sa tête et de son visage peut influencer grandement l'interprétation du mouvement de l'œil. L'application d'algorithmes performants et efficaces sera de mise afin d'obtenir des résultats d'une excellente qualité.

1.6 Conclusion

La présente section nous a permis d'approfondir l'ensemble des concepts nécessaires à la compréhension de ce projet. On y retrouve aussi les bases permettant de modéliser le projet et de lui donner une valeur scientifique ainsi qu'une utilité. On y retrouve aussi la problématique menant à l'importance de la réalisation de ce projet. Les notions d'alcoolémie ainsi que de drogues nous ont permis de voir la corrélation directe entre les facultés affaiblies et la réaction des yeux à des stimuli. Ces informations nous ont aussi permis de dresser une liste des tests que nous pourrions réaliser pour prouver l'état d'intoxication chez un individu. Les divers articles scientifiques présentés précédemment dans cette section nous ont permis d'obtenir une meilleure connaissance sur les diverses techniques de reconnaissance de l'iris sur une image. Le prochain chapitre couvrira la réalisation du prototype matériel permettant d'automatiser la saisie d'images d'une part, mais aussi la génération automatique des stimuli visuels impliqués dans les divers tests symptomatiques.

Chapitre 2 : Développement du prototype

2.1 Introduction

Comme nous l'avons vu dans les sections précédentes, le coût relié à l'équipement de détection des facultés affaiblies est trop dispendieux pour que chaque véhicule en possède un. Malgré qu'il existe des tests symptomatiques permettant de détecter les facultés affaiblies, ils sont généralement invalides au tribunal puisqu'ils ne dépendent que du jugement du policier. La détection automatique de ces tests symptomatiques faciliterait la justification d'un test d'haleine ou sanguin. L'objectif sera donc d'offrir une solution technique à cette problématique. Maintenant que l'ensemble du sujet a été couvert, il reste à développer un prototype. Ce prototype sera réalisé en 2 étapes. La première est de concevoir un appareil ayant la capacité d'enregistrer les mouvements de l'œil lors du suivi de stimulus visuels. Cet appareil devra aussi avoir un système automatique permettant de générer des stimuli visuels. Le système automatique de mouvement assurera aussi la constance de la prise de données de tests afin d'avoir des données comparables. En second lieu, le prototype devra être en mesure d'envoyer l'information (les images capturées) à un ordinateur afin d'en effectuer le traitement. Par ce traitement, le logiciel devra être en mesure d'identifier les 2 classes d'états recherchées : l'état à jeun et l'état avec facultés affaiblies. Pour ce faire, il suffira de détecter la réaction de l'oeil aux stimuli et de donner un pronostic selon le résultat obtenu. La présente section traitera du prototype matériel et logiciel. Une description complète du prototype sera donc faite afin de voir les détails de conception de cet appareil.

2.2 Prototype de capture

2.2.1 Ancien prototype

Originalement, un prototype fait dans le cadre de la maîtrise de Pierre Drolet avait été produit [21]. Ce prototype était fait d'une mentonnière sur laquelle le sujet s'appuyait et d'une caméra placée devant le sujet à une distance préétablie. Le stimulus était le doigt ou une lumière au bout d'une tige que le testeur déplaçait face au sujet. On capturait ainsi des images afin de détecter le nystagmus. Ce prototype avant même d'être testé avait déjà une lacune majeure. Il fait intervenir un individu dans le test autre que le sujet à tester. Par conséquent, les résultats peuvent varier selon l'agent qui effectue le test. De plus, cela fait que l'individu qui effectue le test doit être formé préalablement afin de bien l'effectuer. C'est d'ailleurs pour cette raison que ce sujet a été repris en maîtrise, car les résultats ne pouvaient être garantis avec un test non normalisé. Un autre problème relié avec ce prototype est la variation de la distance entre la caméra et le visage du sujet. Comme ce dernier ne fait que s'appuyer sur la mentonnière, il peut être plus/moins près de la caméra lors du test. Ces variations peuvent avoir un impact sur la prise de mesure. Voyons une image du premier prototype (figure 2.1).

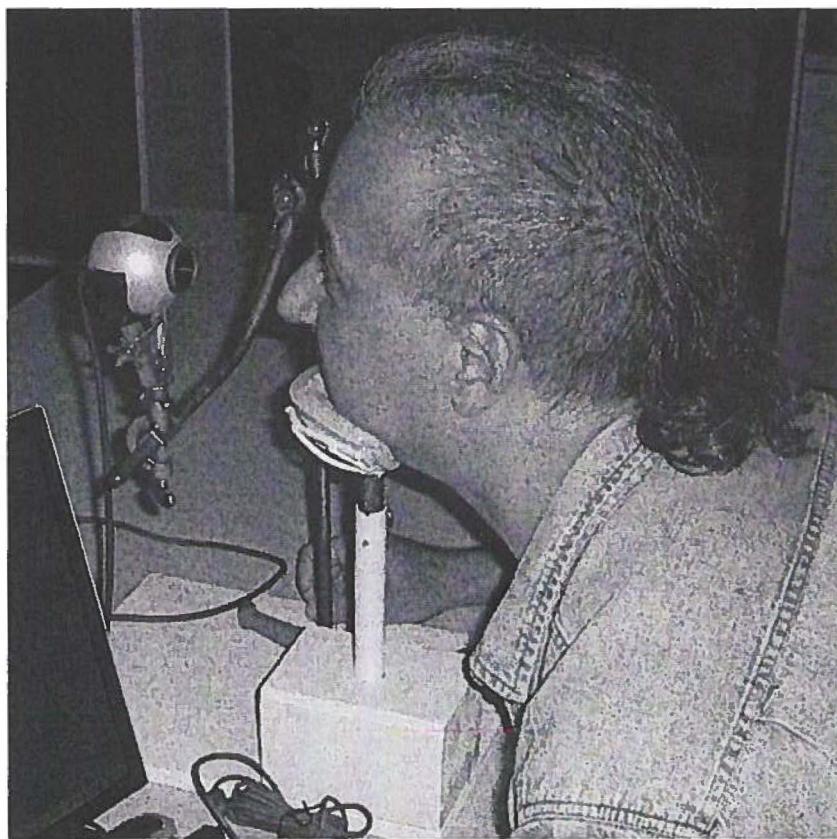


Figure 2.1 : Premier prototype [21].

2.2.2 Nouveau prototype

Cette section couvrira le nouveau prototype développé dans le cadre de cette maîtrise. Tel que mentionné précédemment, l'appareil doit être capable d'effectuer la capture d'images et la création des stimuli visuels sans aide extérieure. De plus, le visage du sujet devra être le plus stable possible afin d'éviter toute variation de la distance entre l'objectif de la caméra et le visage. De plus, considérant les tests de dilatation de la pupille, l'environnement ambiant devra être noir afin de ne pas fausser les résultats.

Le nouveau prototype a été conçu à partir d'un casque de soudure. Ce dernier enveloppe suffisamment le visage pour créer une bonne pénombre, ce qui rend les tests de la dilatation de la pupille possible. L'attelle de soutien permet de faire pivoter le casque de l'horizontal à la verticale sans aucune difficulté. Une mentonnière a été ajoutée à ce dernier de manière à assurer la constance du positionnement du visage de l'individu test après test. Voyons des images de ce nouveau prototype (figures 2.2 et 2.3) afin de bien illustrer ce dernier :



Figure 2.2 : Nouveau prototype.

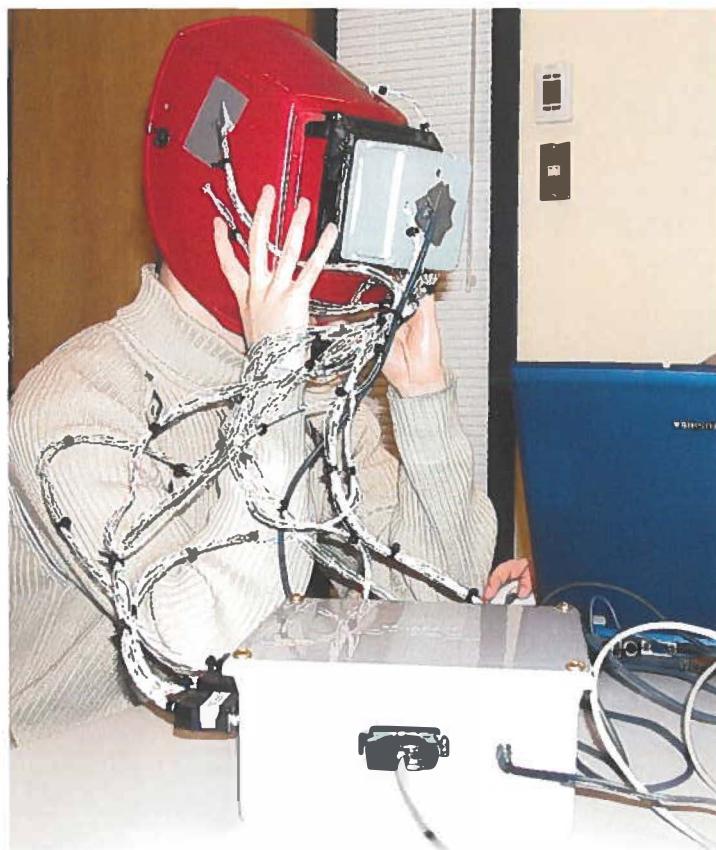


Figure 2.3 : Nouveau prototype utilisé pour l'expérimentation.

Tel que vu dans les images précédentes (figures 2.2 et 2.3), le casque de soudure est muni de nombreuses diodes lumineuses rouges. Ces dernières sont utilisées à titre de stimulus afin que le sujet puisse effectuer un suivi avec ses yeux. La boîte grise comprend les connexions, le circuit électronique permettant de relier les lumières à l'ordinateur.

Avant de rentrer dans les détails concernant les stimuli internes du casque, comparons les images acquises à l'aide de l'ancien prototype et avec celui du nouveau prototype (figure 2.4).



Figure 2.4 : Images capturées avec ancien prototype (image de gauche)
et avec le nouveau prototype (image de droite).

On peut remarquer que l'image de l'ancien prototype (image de gauche) est en couleur et qu'elle ne vise qu'un œil. L'image du nouveau prototype est elle aussi en couleur mais, comme le visage du sujet est dans le noir, on ne peut différencier que des niveaux de gris. Cela est dû au fait que l'illumination générée par les diodes infrarouges dans la noirceur émet une lumière qui est captée par la caméra principalement dans la bande rouge et proche infrarouge. Les types de diodes et leurs dispositions seront couverts plus en détail dans le prochain paragraphe. L'image capturée avec le nouveau prototype permet d'avoir des images dans le noir et de nous assurer qu'aucune dilatation de la pupille ne vient fausser les résultats. De plus, puisque les images capturées par le nouveau prototype incluent les 2 yeux, il est possible de comparer le mouvement des 2 yeux pour s'assurer des résultats d'analyse. La présence des 2 yeux dans les images du nouveau prototype permet d'effectuer de nouveaux types de test dont celui de la convergence.

Les lumières installées dans le casque sont de 2 types : les diodes infrarouges et les diodes rouges standards. Les diodes infrarouges produisent une onde de lumière que l'œil humain ne peut voir mais qu'une caméra infrarouge est capable de capter. L'œil humain est capable de capter le rayonnement électromagnétique dont la longueur d'onde varie entre 400 et 700 nanomètres (nm). Cette plage est appelée spectre visible. Toutes les ondes lumineuses exclues de cette plage ne sont pas visibles par l'être humain. Observons

l'ensemble du spectre associé au rayonnement électromagnétique des longueurs d'onde à l'aide de la figure 2.5 :

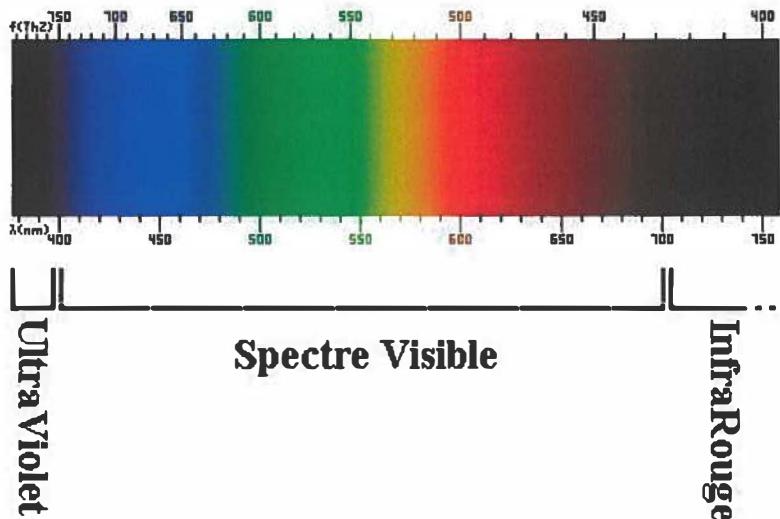


Figure 2.5 : Longueurs d'onde du spectre électromagnétique.

Les ondes électromagnétiques comprises entre 700 nanomètres et 1 micromètre sont qualifiées d'infrarouges. Le spectre infrarouge se divise en 3 catégories : les infrarouges proches (entre 0.70 et 5 micromètres), les infrarouges moyens (entre 5 et 30 micromètres) et les infrarouges lointains (entre 30 et 1000 micromètres). Les diodes employées pour illuminer l'intérieur du casque font partie du groupe des infrarouges proches puisque leurs longueurs d'onde sont de 860 nanomètres.

Les diodes rouges/blanches normales sont utilisées pour 2 raisons : servir de stimulus pour que le sujet fasse le suivi des lumières et faire les tests de dilatation de la pupille. Ceux qui seront employés pour le suivi seront de faible intensité (rouge) alors que ceux qui seront employés pour la dilatation de la pupille seront d'une meilleure intensité (blanche). La raison pour laquelle les diodes de faible intensité sont utilisées pour le suivi est très simple : on ne veut pas modifier l'état de l'œil durant les tests du nystagmus. L'emploi d'une lumière trop importante provoquerait la dilatation de la pupille ce qui rendrait l'analyse plus compliquée et plus enclin à des erreurs. Voyons plus en détail la disposition des lumières (figure 2.6).

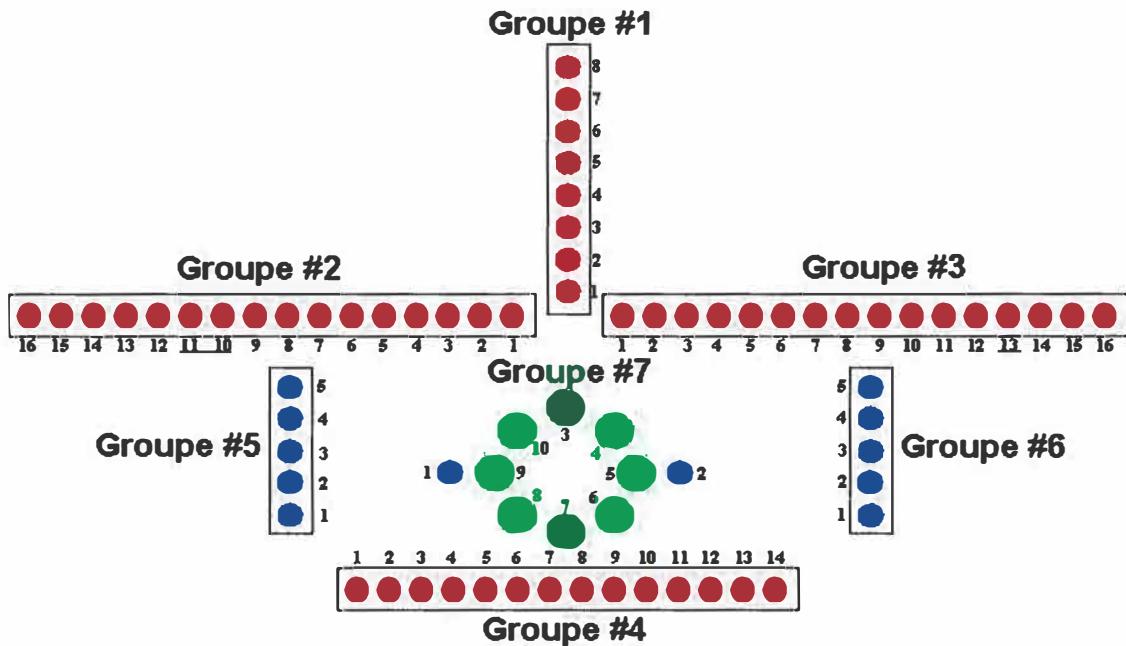


Figure 2.6 : Disposition des lumières dans le casque.

Voyons voir plus en détail de quoi est formé chacun des groupes de diodes dans le casque ainsi que leurs objectifs dans les tests.

Groupe #1 :

Le groupe de diodes #1 est utilisé à titre de stimulus visuel seulement. Il est composé de 8 diodes de couleur rouge (spectre visible). Les diodes suivent la courbe verticale du haut du casque. La séquence d'allumages se fait du bas vers le haut. Ces diodes sont utilisées afin de réaliser le test du nystagmus vertical.

Groupe #2 :

Le groupe de diodes #2 est utilisé à titre de stimulus visuel seulement. Il est composé de 16 diodes de couleur rouge (spectre visible). Les diodes suivent la courbe horizontale gauche du casque. La séquence d'allumages se fait du centre vers la gauche. Ces diodes sont utilisées afin de réaliser le test du nystagmus horizontal gauche.

Groupe #3 :

Le groupe de diodes #3 est utilisé à titre de stimulus visuel seulement. Il est composé de 16 diodes de couleur rouge (spectre visible). Les diodes suivent la courbe horizontale droite du casque. La séquence d'allumages se fait du centre vers la droite. Ces diodes sont utilisées afin de réaliser le test du nystagmus horizontal droit.

Groupe #4 :

Le groupe de diodes #4 est utilisé à titre de stimulus visuel seulement. Il est composé de 14 diodes de couleur rouge (spectre visible). Les diodes ne suivent pas la courbe horizontale du casque et sont placées de manière uniforme et sans inclinaison. La séquence d'allumages se fait des 2 extrémités et se déplace vers le centre. Ces diodes sont utilisées afin de réaliser le test de la convergence des yeux.

Groupe #5 et groupe #6 :

Les groupes de diodes #5 et #6 sont utilisés à titre de stimulus visuel seulement. Ils sont composés de 2 groupes de 5 diodes blanches chacune (spectre visible). Les diodes ne suivent pas la courbe verticale du casque et sont placées sur les côtés afin de ne pas être directement vers les yeux du sujet. Ces diodes sont utilisées afin de réaliser le test de la dilatation de la pupille avec une lumière ambiante et une lumière indirecte. Les lumières allumées dépendent du type de test. Dans le cas du test de la lumière indirecte, la figure 2.7 indique bien quelles lumières sont allumées :



Figure 2.7 : Lumières allumées pour le test de la lumière indirecte.

Dans la figure 2.7, les cercles bleus représentent les lumières allumées et les cercles rouges représentent les lumières éteintes. Les deux lumières employées pour produire la lumière indirecte sont légèrement déphasées vers le visage du sujet afin que la lumière soit indirecte.

Grâce à la figure 2.8, on peut voir quelles lumières sont allumées dans le cadre du test de lumière ambiante.



Figure 2.8 : Lumières allumées pour le test de la lumière ambiante.

Tel que décrit pour la figure 2.8, les cercles bleus représentent les lumières allumées et les cercles rouges représentent les lumières éteintes. Les deux lumières employées pour produire la lumière indirecte ne sont pas déphasées. Ici la quantité de diodes employées sera suffisante pour produire une lumière ambiante.

Groupe #7 :

Le groupe de diodes #7 est utilisé pour deux fins différentes. La première fin est de fournir un éclairage infrarouge dans le casque. Cet éclairage est muni de 8 diodes infrarouges. La seconde fin est de fournir un stimulus de lumière directe. Le groupe de la lumière infrarouge se compose de 8 diodes (en vert sur la figure) alors que ceux agissant à titre de lumière directe sont composés de 2 diodes blanches (spectre visible). Les diodes ne suivent aucune courbe du casque puisqu'elles sont placées sur une feuille de plastique uniformément droite. Les diodes composants l'éclairage infrarouge sont utilisées pour illuminer l'intérieur du casque pour que la caméra reçoive des images

claires. Ces dernières sont allumées en permanence durant tous les tests sans exception. Quant aux 2 diodes blanches, elles sont utilisées pour le test de la dilatation de la pupille avec une lumière directe.

En décrivant l'emploi de l'ensemble des diodes permettant d'effectuer les divers tests sans intervention externe, nous pouvons vite voir la nécessité d'un circuit électronique. Ce circuit permettra d'uniformiser/normaliser la vitesse et le temps des tests. Cela nous permettra d'uniformiser le test et d'enlever totalement l'apport humain à ces tests. Nous pourrons effectuer la comparaison juste entre les variations de mouvement des yeux d'une personne à jeun et ceux d'une personne intoxiquée. Par conséquent, les comparaisons ne seront jamais faussées par une mauvaise génération de stimuli visuels (vitesse et position de ce dernier). Le circuit électronique a été conçu de manière à ce que ce soit le logiciel de l'ordinateur qui le démarre. Ce choix de conception permet d'éviter que la caméra et la séquence d'allumages soient retardées d'un côté comme de l'autre. Par conséquent, le logiciel pourra allumer la lumière infrarouge, commencer la capture puis finalement démarrer la séquence d'allumage désirée. Avec la figure 2.9, on peut observer de manière grossière un schéma illustrant l'ensemble des parties du prototype matériel.

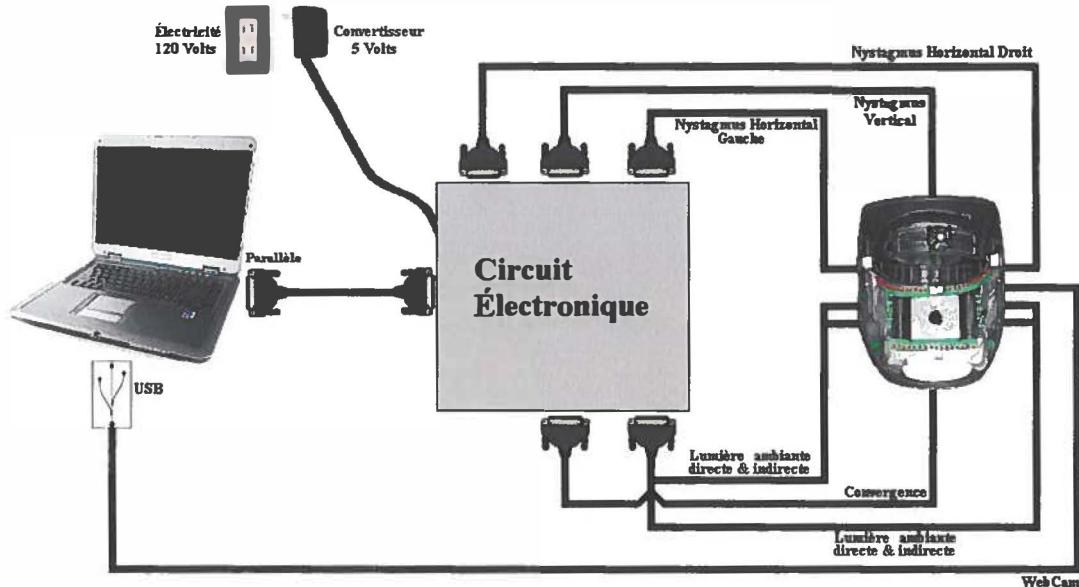


Figure 2.9 : Schéma global du prototype complet.

Avant de pouvoir effectuer la communication entre l'ordinateur et le circuit électronique, il a fallu d'abord déterminer le medium de communication permettant une intégration dans le code afin de bien contrôler la séquence d'allumages. Le medium employé pour communiquer entre l'ordinateur et le circuit électronique est le port parallèle. Le port parallèle est utilisé sur un ordinateur pour l'envoi et la réception de données. Bien que de nouvelles technologies telles que le port USB ou l'emploi du câble réseau permettent le transfert de données beaucoup plus rapidement, nous avons décidé d'utiliser ce dernier. Le fait est que la vitesse de transfert ne sera aucunement nécessaire puisqu'il ne s'agit pas, ici, de transférer des données, mais bien d'envoyer un signal très simple à un circuit électronique. Nous ne parlons pas ici de kilooctets ou même de mégabits mais bien de bits. La vitesse n'étant pas en priorité, la simplicité de conception et de codage a été prônée. Avant de discuter plus en détail du circuit électronique complet, voyons voir comment le transfert de bits peut s'effectuer avec le port parallèle.

Le port parallèle est un médium de transfert bidirectionnel permettant l'envoi et la réception de données. Dans le cadre de ce projet, il suffit d'envoyer un signal pour allumer les diodes permettant de générer les stimuli visuels. La réception de données n'est aucunement nécessaire car la caméra effectue sa capture par le port USB. Le port parallèle possède 25 broches toutes groupées différemment pour effectuer des tâches différentes (envoi de données, réception de données, mise à la terre, etc.). Chaque broche représente une connexion électronique entre le câble et le périphérique branché sur ce dernier. Voyons à l'aide de la figure 2.10 les groupes de connexions et ce qu'ils représentent.

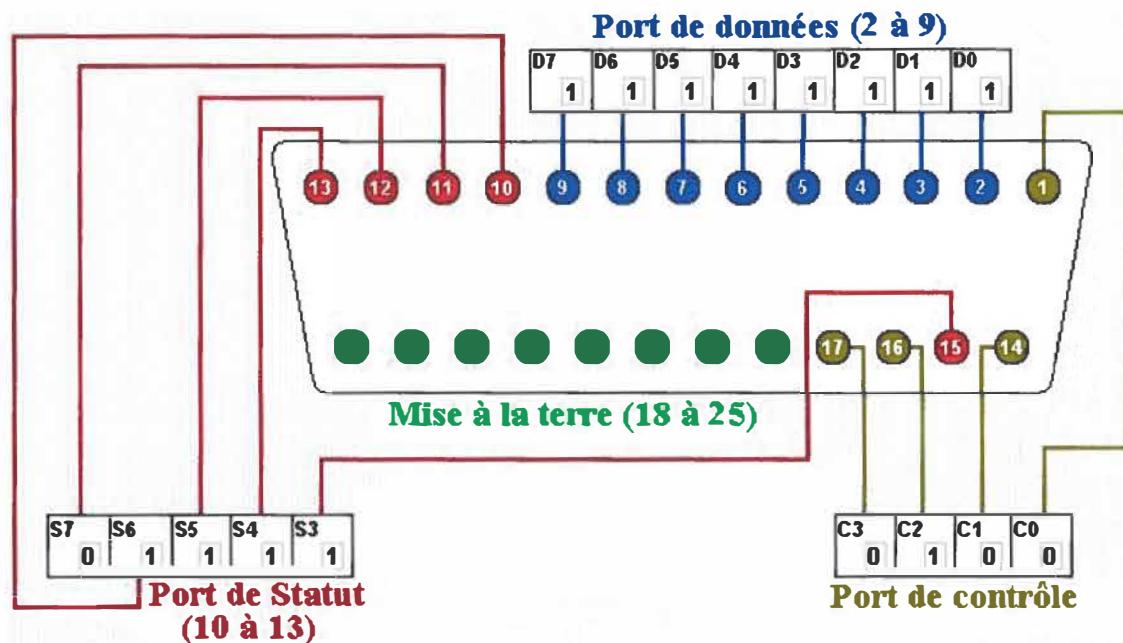
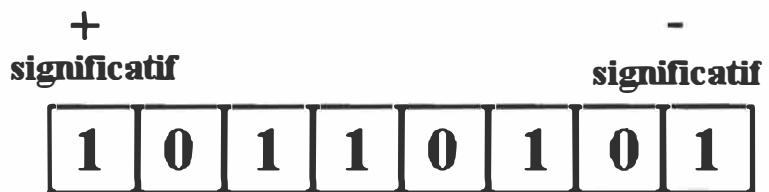


Figure 2.10 : Schéma du port parallèle [22].

Tel que discuté précédemment, les ports de données seront les seuls ports utilisés à l'exception de la mise à la terre. La mise à la terre est nécessaire pour protéger les composantes et assurer le bon fonctionnement du port parallèle. On peut remarquer que le nombre de broches pour le port de données et la mise à la terre est le même. Cela est dû au fait que pour chaque point de donnée il doit y avoir un point de mise à la terre. Ainsi, la broche #2 est reliée à la broche #18 et la broche #3 est reliée à la broche #19 et ainsi de suite jusqu'à la broche #9 et #25. Maintenant que le port de données est défini voyons comment il sera employé pour activer les lumières agissant à titre de stimulus visuel.

Comme nous avons pu le voir dans la figure 2.10, le port de données est composé de 8 broches. Chaque broche à la capacité de laisser passer ou non le courant électrique selon ce que le contrôleur parallèle lui dictera. Cela nous laisse donc 2 états pour chaque broche soit ouverte ou fermée. L'état ouvert ne laisse pas passer le courant (état OFF ou 0) et l'état fermé laisse passer le courant (état ON ou 1). En considérant qu'il y a 8 broches et 2 états pour chaque broche, nous pouvons déterminer qu'il y a 256 états possibles. Nous avons donc la possibilité d'avoir 256 types d'envoi de données.

L'électronique fonctionne en binaire tout comme les données transmises dans le port parallèle. Ainsi, il est possible de former un nombre entre 0 et 255. La broche #2 sur le port représente le bit le moins significatif et la broche #9 le bit le plus significatif. Illustrons cette explication avec la figure 2.11 en exécutant l'exemple d'un calcul complet :



**Broche correspondante : #9 #8 #7 #6 #5 #4 #3 #2
du port parallèle**

Figure 2.11 : Exemple de valeur envoyée par le port parallèle.

Tel que décrit précédemment, il y a 2^8 ou 256 possibilités. Évaluons la valeur (exemple de la figure 2.11) envoyée à partir du port parallèle. Le binaire fonctionne en base 2 (binaire) donc voyons voir le calcul de la valeur de notre exemple précédent grâce à la figure 2.12.

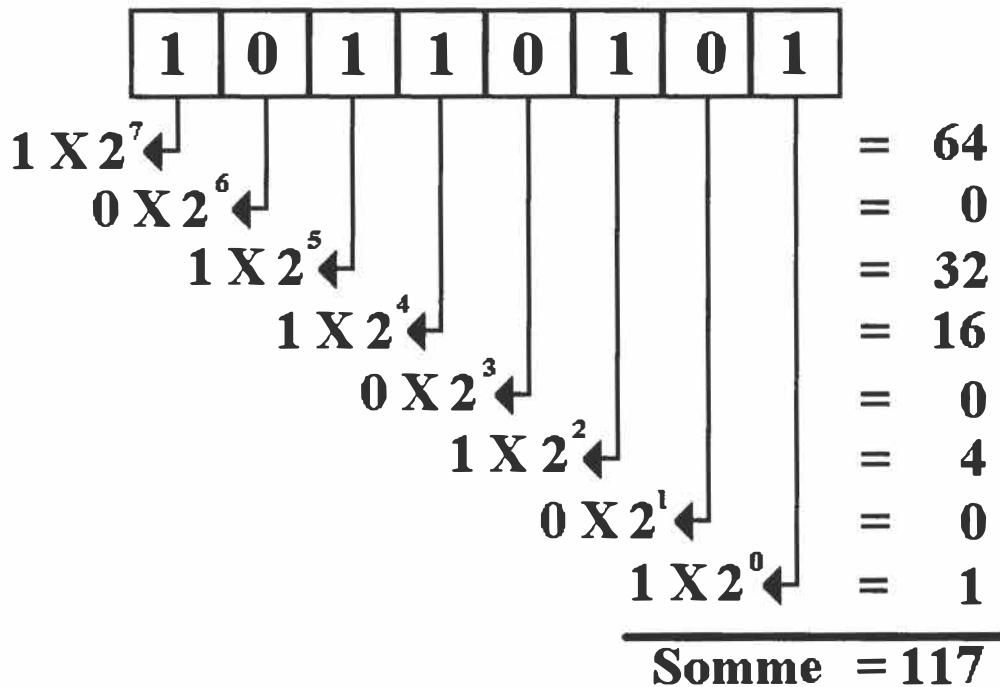


Figure 2.12 : Calcul de la valeur de l'exemple précédent.

Par conséquent, si l'envoi de données correspond à celui présenté dans la figure 2.11, la valeur envoyée par l'ordinateur au circuit de notre prototype serait 117. Le circuit prendrait cette valeur et l'interpréterait. Selon la configuration du circuit, un stimulus visuel pourrait être généré. De manière générale, c'est à partir de cette méthode que le circuit fonctionnera.

Maintenant, voyons en détail comment le circuit est conçu pour interpréter les différentes valeurs binaires dans l'intervalle [0,255] envoyées par l'ordinateur. En regardant la figure 2.13, nous pouvons voir que le circuit se retrouve dans une boîte et qu'il est fait d'une entrée (connecteur DB25 dans la partie supérieure) et de 6 sorties. Le circuit est alimenté par une source de courant à 5 volts grâce à un convertisseur. L'entrée représente la source des informations envoyées par l'ordinateur. Les sorties représentent les stimuli que l'on retrouve dans le casque. Voyons à quoi ressemble l'intérieur de la boîte contenant le circuit électronique par l'emploi de la figure 2.13:

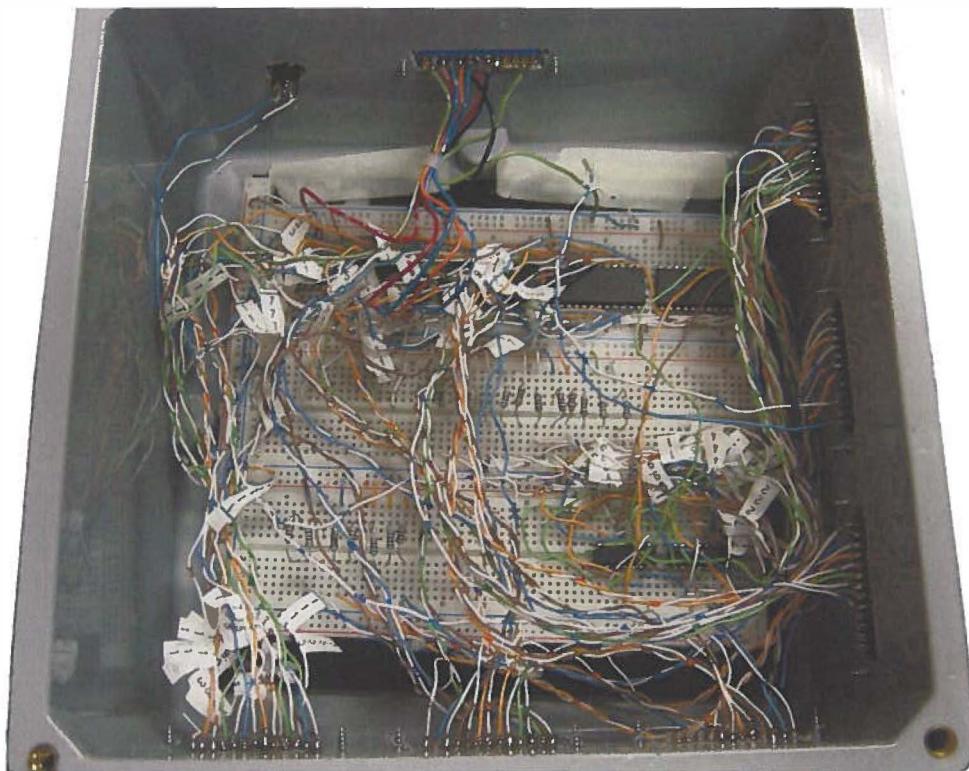


Figure 2.13 : Image du circuit électronique.

Vu le nombre de fils compris dans le circuit électronique ainsi que la petite taille des puces et des fils, il est très difficile de comprendre son fonctionnement sans un schéma électrique. Voyons le plan complet du circuit qui est illustré à la figure 2.14.

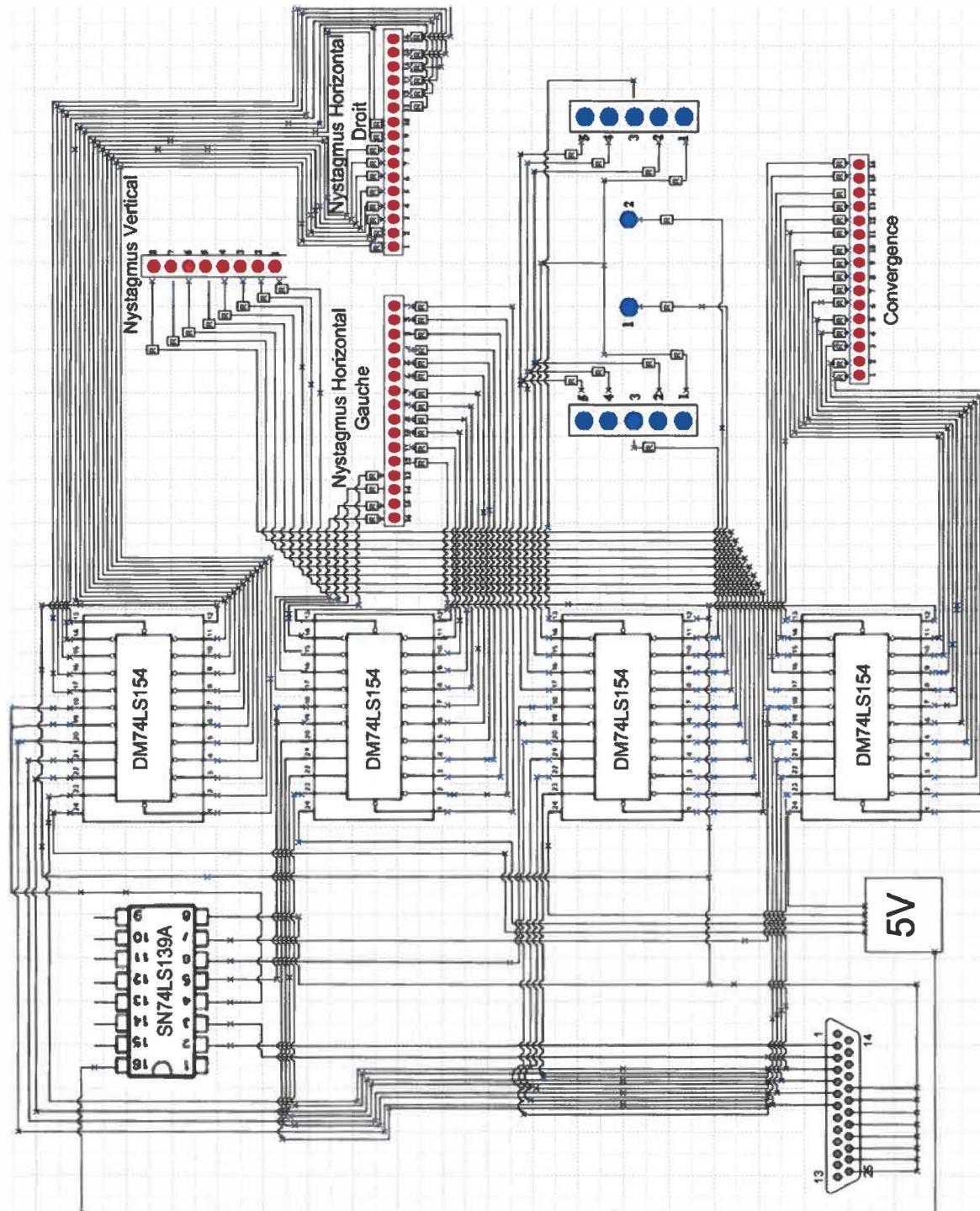


Figure 2.14 : Plan du circuit électrique.

Maintenant observons la table des valeurs que le circuit interprète ainsi que l'action engendrée pour chaque valeur illustrée dans la table 2.15 :

Valeur de la donnée	Groupe #	# de diode(s)	Nom du Groupe	Action
0	2	16	Nystagmus Horizontal gauche	Allumage final
1	3	1	Nystagmus Horizontal droit	Allumage initial
2	1	1	Nystagmus vertical	Allumage initial
3	7	1-2	Lumière Directe	Allumage initial/final
4	2	15	Nystagmus Horizontal gauche	Allumage
5	3	2	Nystagmus Horizontal droit	Allumage
6	1	2	Nystagmus vertical	Allumage
7	5-6	3-3	Lumière Indirecte	Allumage initial/final
8	2	14	Nystagmus Horizontal gauche	Allumage
9	3	3	Nystagmus Horizontal droit	Allumage
10	1	3	Nystagmus vertical	Allumage
11	5-6	1-2-4-5	Lumière Ambiante	Allumage initial/final
12	2	13	Nystagmus Horizontal gauche	Allumage
13	3	4	Nystagmus Horizontal droit	Allumage
14	1	4	Nystagmus vertical	Allumage
15	-	-	-	Éteindre toutes les lumières du casque.
16	2	12	Nystagmus Horizontal gauche	Allumage
17	3	5	Nystagmus Horizontal droit	Allumage
18	1	5	Nystagmus vertical	Allumage
20	2	11	Nystagmus Horizontal gauche	Allumage
21	3	6	Nystagmus Horizontal droit	Allumage
22	1	6	Nystagmus vertical	Allumage
24	2	10	Nystagmus Horizontal gauche	Allumage
25	3	7	Nystagmus Horizontal droit	Allumage
26	1	7	Nystagmus vertical	Allumage
28	2	9	Nystagmus Horizontal gauche	Allumage
29	3	8	Nystagmus Horizontal droit	Allumage
30	1	8	Nystagmus vertical	Allumage final
32	2	8	Nystagmus Horizontal gauche	Allumage
33	3	9	Nystagmus Horizontal droit	Allumage
34	4	7-8	Convergence	Allumage final
36	2	7	Nystagmus Horizontal gauche	Allumage
37	3	10	Nystagmus Horizontal droit	Allumage
38	4	6-9	Convergence	Allumage

40	2	6	Nystagmus Horizontal gauche	Allumage
41	3	11	Nystagmus Horizontal droit	Allumage
42	4	5-10	Convergence	Allumage
44	2	5	Nystagmus Horizontal gauche	Allumage
45	3	12	Nystagmus Horizontal droit	Allumage
46	4	4-11	Convergence	Allumage
48	2	4	Nystagmus Horizontal gauche	Allumage
49	3	13	Nystagmus Horizontal droit	Allumage
50	4	3-12	Convergence	Allumage
52	2	3	Nystagmus Horizontal gauche	Allumage
53	3	14	Nystagmus Horizontal droit	Allumage
54	4	2-13	Convergence	Allumage
56	2	2	Nystagmus Horizontal gauche	Allumage
57	3	15	Nystagmus Horizontal droit	Allumage
58	4	1-14	Convergence	Allumage initial
60	2	1	Nystagmus Horizontal gauche	Allumage initial
61	3	16	Nystagmus Horizontal droit	Allumage final

Table 2.15 : Table des valeurs interprétées par le circuit.

Il est à noter que la colonne numéro de la diode représente le numéro de diode du groupe correspondant de la figure 2.6. Lors de l'allumage d'une diode, le système éteint la diode qui a été utilisée précédemment puis allume la diode réquisitionnée. Ainsi, pour chaque groupe de la figure 2.6, seulement une diode est allumée à la fois. Voyons les séquences complètes ainsi que leurs durées pour chaque test à l'aide de la table 2.16.

Nom du Groupe	Séquence	Durée (secondes)
Nystagmus vertical	2-6-10-14-18-22-26-30-15	10
Nystagmus Horizontal gauche	60-56-52-48-44-40-36-32-28-24-20-16-12-8-4-0-15	10
Nystagmus Horizontal droit	1-5-9-13-17-21-25-29-33-37-41-45-49-53-57-61-15	10
Convergence	58-54-50-46-42-38-34-15	10
Lumière Ambiante	15-11-15	6
Lumière Indirecte	15-7-15	6
Lumière Directe	15-3-15	6

Table 2.16 : Table des séquences et des groupes du circuit.

Comme on peut le remarquer dans le tableau précédent, toutes les séquences finissent par 15 afin d'éteindre les lumières dans le casque. Pour les tests de dilatation de la pupille (lumière ambiante, indirecte et directe) on commence par l'envoi du chiffre 15 afin de nous assurer qu'aucune lumière n'est allumée dans le casque. Cela nous permet donc d'être certain que le test de dilatation de la pupille ne sera pas faussé par une diode laissée allumée.

En effectuant la somme des durées des tests, nous obtenons 58 secondes. Donc, en négligeant la lecture des instructions s'effectuant avant chaque test, la durée de tous les tests se fait en moins d'une minute. Nous verrons dans la prochaine section, la quantité d'images qu'implique la saisie vidéo sur 58 secondes.

2.3 Conclusion

Le présent chapitre a couvert l'aspect matériel du prototype nécessaire pour la prise de données uniformes. L'existence du prototype antérieur a été couverte de manière à identifier les améliorations nécessaires afin de s'acquitter des défauts précédents le nouvel appareil. Nous aurons donc couvert l'ensemble des techniques et méthodes employés pour rendre les tests symptomatiques de la détection des facultés affaiblies automatique. Le circuit, le temps et type d'utilisation des stimuli ainsi que la séquence des tests a fait l'objet de ce chapitre afin de ne laisser que des interrogations sur la partie de traitements des données acquises. C'est d'ailleurs dans la prochaine section que des détails relatifs à l'exploitation des données acquises par le casque seront approchés.

Chapitre 3 : Méthodes d'analyse

3.1 Introduction

Il est possible d'acquérir aujourd'hui des images par l'intermédiaire de multiples appareils (scanner, caméra, appareils numériques, Webcam, ...). Tel que vu dans le chapitre précédent, la Webcam a été utilisée afin d'effectuer la capture de séquences vidéo pour le cadre du projet. Cette dernière est disponible à un coût très inférieur à d'autres options. De plus, la petitesse de la Webcam a permis le montage d'un casque moins encombrant. Bien que la résolution d'une Webcam soit inférieure à celle des cameras numériques d'aujourd'hui, elle est grandement suffisante puisque les images sont prises à moins de 15 centimètres du visage d'un volontaire.

Le logiciel qui sera le sujet même de la prochaine section devra être en mesure de recevoir les séquences vidéo prises par la caméra. De nombreuses solutions rendaient la réalisation de capture d'images possible mais seul le choix qui sera décrit a répondu à toutes nos attentes. Celles-ci ont été d'ordre financier, de temps, de performance et technologique. De plus, il fallait considérer ici la conception d'un logiciel permettant d'effectuer les 4 principaux volets de ce projet : le support d'un test standard, la capture d'images, le traitement de ces images et l'analyse des résultats.

3.2 Prototype logiciel

Le langage de programmation qui a été choisi est *Visual Basic*. Il s'agit ici d'un choix personnel justifié par une grande expérience acquise dans le cadre de plusieurs projets pour des entreprises privées. Cette expérience m'a permis d'augmenter ma compréhension et ma facilité d'implémentation. De plus, *Visual Studio* offre un environnement visuel très intéressant et facilite la mise en place d'un logiciel simple

d'utilisation. La version 6.0 a été utilisée pour la réalisation de ce projet puisqu'au moment de la conception logiciel, Visual Studio .Net (2003) n'était qu'à ses débuts. Ce qui avait pour résultat de rendre la tâche de ce projet impossible vu le nombre très limité de ressources et de méthodes à son déploiement. Il faut comprendre ici que l'objectif de ce projet était clair et l'emploi des technologies pour le réaliser se devait d'être éprouvé et fiable. Au moment du choix de l'environnement de développement Visual Basic 6.0 était le seul outil ayant la versatilité d'offrir toutes les options de réalisation de ce projet. Il est certain que si le projet avait eu à être fait aujourd'hui, il aurait été d'un fort intérêt de le développer sous la dernière version de .Net puisqu'elle offre beaucoup plus d'avantages que son prédecesseur.

La première difficulté rencontrée dans le développement de cette partie fut celle d'obtenir des images de la Webcam tout en ayant une compatibilité accrue afin de pouvoir changer de caméra sans aucun problème. L'objectif relié à la compatibilité est que l'on veut que notre logiciel fonctionne peu importe la caméra utilisée. Cette contrainte permettra l'emploi du logiciel à long terme tout en augmentant la compatibilité du type/marque de la caméra. Ainsi, il n'y aura aucun danger que le logiciel devienne inutilisable et vétuste si la caméra venait à briser et qu'elle n'était plus disponible. Certaines compagnies exigent des droits pour le développement de logiciels à partir de leurs drivers, il est donc important d'éviter ces solutions afin de conserver la propriété intellectuelle de ce projet. L'une des solutions était d'utiliser des logiciels déjà conçus par des compagnies privées pour effectuer la capture et le traitement des séquences vidéo. Cette solution diminuerait grandement le travail de programmation, mais ne nous apporterait que des problèmes lorsqu'un changement devenait nécessaire. Dans ce cas, le code ne serait aucunement accessible. Sans compter que, malgré des modifications du code, il y aurait encore des problèmes reliés aux droits d'auteur, et donc, des redevances à payer dans le cas d'une commercialisation. À la suite de l'étude de l'ensemble des solutions, seul l'emploi des librairies déjà présentes dans l'environnement de *Visual Studio* a été retenu. De plus, nombreuses sont les librairies de type « open source » permettant ainsi l'utilisation/modification complète de bout de code sans risque de redevances. Vu les avantages énumérés, cette solution a donc été préconisée comme la

meilleure et a été un succès puisqu'elle m'a permis de trouver des informations relatives aux traitements et à l'analyse d'images. Seule la capture a nécessité l'achat d'un logiciel privé installant une librairie utilisable dans Visual studio. Voyons chaque partie de logiciel et les solutions utilisées de manière détaillée.

3.2.1 Envoi de données par le port parallèle

Tel que décrit dans la section 2.2.1, le port parallèle a été utilisé afin d'envoyer de l'information au circuit électronique pour uniformiser complètement les tests et les données recueillies. L'utilisation du port parallèle sous Visual Basic nécessite l'emploi de la librairie inpout32.dll [24]. Cette dernière est disponible sur Internet et ne nécessite aucune installation autre que de copier le fichier sur la machine. Cette librairie fonctionnelle sur tous les systèmes d'exploitation de Microsoft permet d'utiliser de simples fonctions pour envoyer des données par le port parallèle. Voyons la figure 3.1 afin d'observer le diagramme de flux de données de cette librairie lorsqu'elle est utilisée :

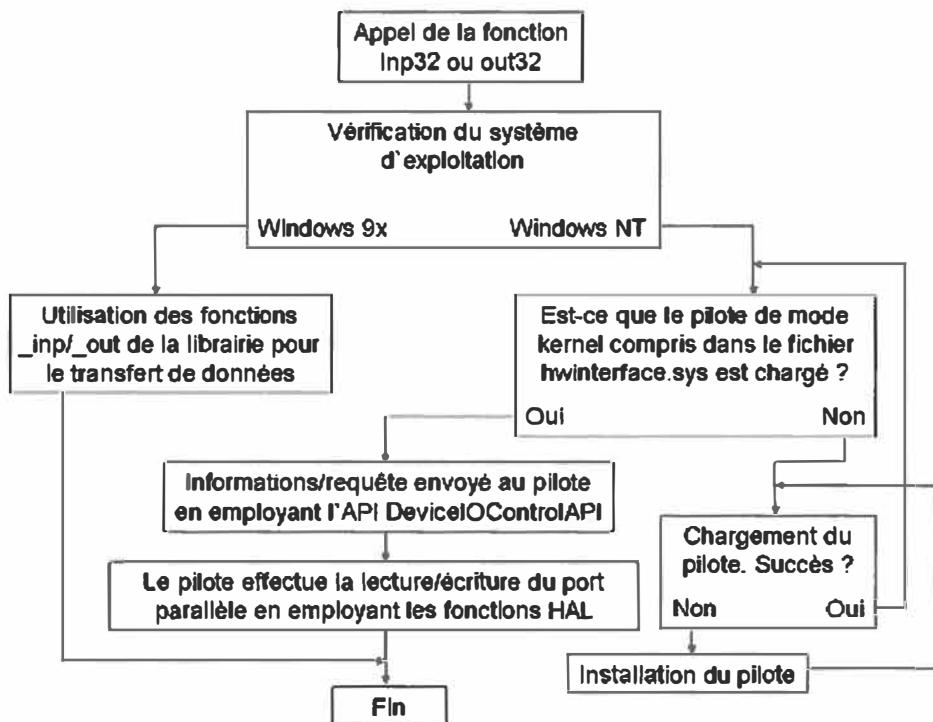


Figure 3.1 : Diagramme du flux de données de la bibliothèque Input32.

La raison pour laquelle la librairie commence par vérifier la version du système d'exploitation est qu'avant Microsoft Windows NT, les fonctions Inporb, outportb, _inp et _Outp étaient utilisées afin de réaliser les tâches sur le port parallèle. Depuis l'arrivée de Microsoft Windows NT la logique a quelque peu changé afin d'avoir un système plus sécuritaire. Ce nouveau système impliquait l'emploi de privilèges et de restrictions sur les différents types de logiciels. Une classification de ces derniers a été nécessaire ce qui a donné naissance à 2 modes : le mode utilisateur et le mode Kernel. Les restrictions sont toujours appliquées sur le mode utilisateur. Par conséquent, lorsqu'un logiciel essaie de lire et d'écrire des données sur le port parallèle, Windows NT bloque les requêtes par mesure de sécurité. Par contre, le mode Kernel n'est soumis à aucune restriction de sécurité et est capable de faire fonctionner des pilotes de périphérique. Par conséquent, la solution à cette couche de sécurité est de faire passer les fonctions par des pilotes de périphérique fonctionnant sur le Kernel. La librairie regarde donc quelle version de système d'exploitation est utilisée et applique ensuite la bonne méthode pour effectuer la lecture/écriture du port parallèle. Cette librairie ne nécessite aucunement l'emploi d'un "Application Programming Interface" (API). La définition d'un API est une interface de code source fournie par une bibliothèque de programmes afin de supporter des requêtes pour des programmes informatiques. Pour permettre l'emploi de cette librairie, il faut ajouter le fichier inpout32.dll au répertoire du projet et ajouter la référence suivante dans le code.

```
Public Declare Sub Out Lib "inpout32.dll" Alias "Out32" (ByVal PortAddress As Integer, ByVal Value As Integer)
```

Une fois cette ligne ajoutée, l'emploi de la librairie inpout32.dll s'effectue par l'utilisation d'une seule ligne de code :

```
Out [adresse du port de destination], [valeur]
```

Sachant que l'adresse du port parallèle de destination est 888 et que la valeur d'exemple est 60 (allumage initial du nystagmus horizontal). Nous aurons ainsi la ligne de code suivante :

Out 888, 60

3.2.2 Capture de séquences vidéo

La capture de séquences vidéo a été l'une des parties les plus difficiles à réaliser puisqu'elle comportait bon nombre d'exigences. Tout d'abord, elle devait permettre l'acquisition d'images avec un débit suffisant pour détecter les oscillations rapides de l'oeil. Par conséquent, toute solution ne respectant pas un minimum de vitesse de capture étaient à écarter. Par des tests exhaustifs, le débit minimum a été établi à au moins 18 images par seconde, mais avec comme objectif de dépasser ce nombre afin d'avoir le plus de chance de détecter un mouvement rapide de l'œil. La première solution envisagée était d'employer les « picturebox » disponibles dans la plate-forme de développement de Visual Studio. Cette solution avait l'avantage de n'engendrer aucun coût de développement et était relativement simple à développer. Il suffisait de relier la caméra aux « picturebox » grâce à des fonctions API et d'effectuer la sauvegarde des images contenues dans la « picturebox » sur le disque-dur. Malheureusement, cette solution n'était aucunement envisageable puisqu'elle ne fournissait qu'environ 10 à 12 images par seconde ce qui rendait l'analyse impossible vu le nombre d'oscillations de l'œil manqués. De plus, selon l'ordinateur, la vitesse de capture changeait. Avec une vitesse de capture variable à la machine employée, il deviendrait impossible d'effectuer des comparaisons entre des résultats où le nombre de données varie dans le temps.

Le second choix fut celui qui a été retenu et qui sera le sujet principal de cette section. Comparativement au premier choix, il impliquait un coût mais assurait une fiabilité nettement supérieure. De plus, le coût est très faible et nous offre un rendement

dépassant nos objectifs de débit d'images. La solution logicielle prise se nomme Videocapx. C'est un contrôle dans Visual Studio permettant d'utiliser une multitude de fonctions et d'outils permettant d'effectuer la capture d'une image, d'un vidéo, de détecter le mouvement ou même de faire jouer des fichiers vidéo. La compagnie Fath Software a sorti ce contrôle en 2005, il dépend donc d'une technologie récente et performante. Bien entendu, la fonctionnalité qui sera la plus intéressante sera la capture de séquences vidéo avec cet outil.

Cet outil nous permet de faire la capture de séquences vidéo avec 2 extensions possibles : AVI et WMV. L'acronyme AVI fait référence à l'extension d'un fichier de vidéo. Il signifie Audio Video Interleave et représente un format multimédia contenant du vidéo et de l'audio. Cette technologie fut introduite en 1992 par Microsoft afin de créer un format standard pour jumeler vidéo et audio dans un seul type de format.

Donc, le premier choix à faire était de choisir le format des séquences vidéo ce qui s'est traduit par l'emploi des fichiers AVI. Les fichiers de format AVI sont maintenant les plus répandus et offrent maintenant plusieurs codec permettant la compression vidéo afin de prendre de moins en moins d'espace disque. C'est d'ailleurs pour cette raison que ces derniers seront utilisés dans le cadre de ce projet. Bien que le format WMV soit une invention de Microsoft, il n'offre pas une aussi grande flexibilité et est beaucoup moins répandu que son proche cousin. Le format WMV est en fait un format employant la technologie Advanced System Format comme médium.

Voyons à quoi ressemble l'emploi du contrôle Videocapx dans le cadre d'un projet sous Visual Studio. Dans un premier temps, il faut ajouter un item de type Videocapx dans le projet en employant le designer compris dans Visual Studio. Une fois cette étape faite, il suffit de mettre du code en arrière de la forme afin de permettre la sauvegarde de séquences vidéo. Le contrôle nécessite 6 propriétés pour fonctionner : la destination du fichier vidéo de sortie, la résolution, la fréquence de capture, le format d'enregistrement, une commande de départ et une commande de fin. Parmi ces propriétés, 3 sont facultatives : la résolution, la fréquence de capture et le format

d'enregistrement. Cela s'explique que lorsque l'on démarre la capture vidéo, le contrôle Videocapx détecte les sources dont il peut faire usage. Dans cette détection, il prend par défaut la vitesse de capture, la résolution de l'appareil et emploi le format par défaut du contrôle. Il est à noter que toutes les propriétés de ce contrôle ont des valeurs par défaut qui peuvent être changées lors de l'exécution. Par conséquent, il est possible de modifier toutes les propriétés avant la capture. Il faut préciser ici qu'il y a bien plus de propriétés pour ce contrôle que ceux qui ont été énumérés mais ce dernier représente les propriétés primaires qui seront utilisées pour réaliser la capture de séquences vidéo. Cette liste se résume à 50 propriétés, 120 méthodes et 7 événements rattachés au contrôle Vidéocapx. On peut donc dire que les possibilités offertes par ce contrôle sont complètes et peuvent répondre à de simples besoins de capture tout comme la création d'un logiciel d'enregistrement de séquence vidéo par FTP. À titre d'information, la table 3.2 présente la liste des propriétés et des méthodes du contrôle Videocapx utilisées dans le cadre de ce projet.

Nom	Description	Propriété/ méthode	Type de donnée
AudioDeviceIndex	Choix de l'index de l'appareil pour enregistrer le son dans la séquence vidéo.	Propriété	Entier
CapFileName	Choix du répertoire et du nom de fichier destination pour la séquence vidéo résultant de la capture.	Propriété	Caractère
CaptureAudio	Indique si le son sera capturé lors de la saisie de la séquence vidéo.	Propriété	Booléen
CaptureRate	Lecture/Écriture de la vitesse de capture exprimé en image par seconde.	Propriété	Entier
ColorFormat	Spécifie le format de couleur de la source vidéo en lecture continu.	Propriété	Entier
Connected	Lecture/Écriture de l'état de	Propriété	Booléen

	connexion (actif/innactif) sur l'appareil de capture vidéo.		
DebugMode	Lecture/Écriture de l'état du mode débogueur.	Propriété	Entier
IsCapturing	Indique si la capture est en cours.	Propriété	Booléen
Preview	Lecture/Écriture de l'état sur l'activation de la prévisualisation.	Propriété	Booléen
UseVideoFilter	Choix de l'emploi de filtre vidéo (rognage, recouvrement d'image, etc.).	Propriété	Entier
UseVMR9	Spécifie si l'emploi de VideoMixingRenderer9 doit être activé.	Propriété	Booléen
VideoCodecIndex	Choix de l'index du type de compression appliqué à la séquence vidéo qui sera sauvegardé.	Propriété	Entier
VideoCodecQuality	Choix du niveau de qualité à conserver lors de la sauvegarde de la séquence vidéo. Exprimé en pourcentage.	Propriété	Entier
VideoDeviceIndex	Choix de l'index de l'appareil pour effectuer la capture de la séquence vidéo.	Propriété	Entier
GetActualFrameRate	Retourne le nombre d'image par seconde durant la capture au moment de la demande.	Méthode	Entier
GetCapStatus	Retourne les paramètres relatifs (largeur, longueur, temps, images perdues, etc.) à la capture vidéo.	Méthode	Entier
GetVideoDeviceCount	Retourne le nombre d'appareils capables d'effectuer de la capture vidéo sur le système.	Méthode	Entier

Move	Déplacement du contrôle en spécifiant le positionnement de la destination	Méthode	Entier
SetTextOverlay	Inscription d'un sous-titre dans la séquence vidéo.	Méthode	Caractère
SetVideoFormat	Choix du format vidéo (largeur, hauteur) pour la capture de la séquence vidéo	Méthode	Entier
StartCapture	Commencer la capture de la séquence vidéo.	Méthode	-
StopCapture	Arrêter la capture de la séquence vidéo et la sauvegarder.	Méthode	-

Table 3.2 : Propriétés, méthodes et évènements rattachés au contrôle Vidéocapx.

Sans rentrer dans l'ensemble des éléments, voyons un exemple simple du code s'appliquant à notre projet :

```
'Choix du format de capture vidéo
VCX.SetVideoFormat 320, 240
'Choix de la destination du fichier ainsi que de son format
VCX.CapFilename = "c:\test\SequenceVideo.avi"
'Choix de la vitesse de capture
VCX.CaptureRate = 25
'Démarrage de la capture de la séquence vidéo
VCX.StartCapture
'Attendre la durée du test
Wait 10
'Arrêt de la capture de la séquence vidéo
VCX.StopCapture
```

Figure 3.3 : Exemple sur l'emploi du contrôle VidéoCapx.

Ici, VCX représente le contrôle Vidéocapx qui a été ajouté au designer. Il suffit d'associer ensuite ce code à un bouton et voilà, le logiciel effectuera la capture d'une séquence vidéo avec le format 320 x 240 (76800 pixels par image) pour une durée de 10 secondes. Le fichier résultant sera un fichier ayant l'extension AVI et contenant une séquence vidéo de 25 images par seconde.

Il est à noter ici que dans le cas où notre caméra ne pourrait lire que 15 images secondes, le fichier résultant n'aurait que 15 images par seconde malgré que l'on ait demandé 25 images par seconde. Nous aurions pu aussi mettre une résolution plus grande mais ce choix aura un impact direct sur la quantité de pixels à analyser. Bien que la qualité des images soit rehaussée, il n'est pas conseillé de monter la résolution trop haute pour permettre une analyse rapide de la séquence d'images capturées.

Par exemple, si l'on passait d'une résolution de 320 x 240 à une résolution de 640 x 480, nous aurions 4 fois plus d'informations à analyser. À l'aide de la figure 3.4 nous pouvons facilement effectuer une comparaison du nombre de pixels à analyser versus la résolution.

Graphique de la résolution en fonction du nombre de pixels

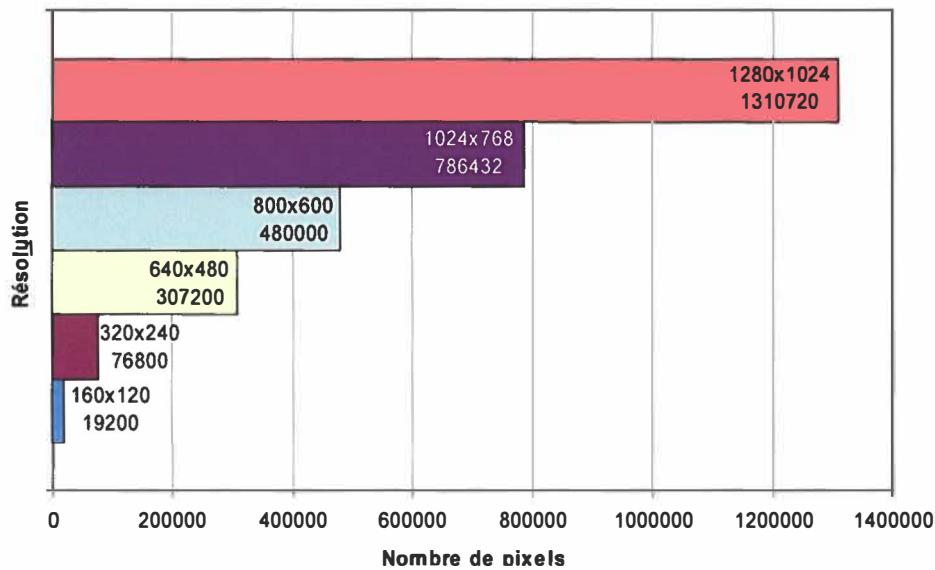


Figure 3.4 : Graphique de la résolution en fonction du nombre de pixels.

De plus, la résolution d'une caméra a un impact direct sur le coût du matériel. Plus une caméra a une bonne résolution, plus elle sera dispendieuse. Encore une fois, si la caméra a un format de capture maximale de 320 x 240, la capture s'effectuerait à 320 x 240 même si l'on demandait au logiciel l'enregistrement d'une séquence vidéo à 640 x 480. Autant pour des raisons financières que pour l'optimisation de la vitesse d'analyse, le format 320 x 240 est celui qui a été choisi. Par conséquent, le traitement d'une image

nécessitera l'analyse de près de 76800 pixels. Nous verrons dans la section traitement d'images des méthodes permettant d'optimiser l'analyse du nombre de pixels.

Maintenant que nous avons nos séquences vidéo à une résolution préétablie et à un débit connu, il nous faut extraire chacune de ces images avant de les analyser. La prochaine section portera sur la conversion des fichiers vidéo en images.

3.2.3 Conversion des fichiers vidéo en images

Avec un débit de 25 images par seconde et des tests qui durent en moyenne près de 10 secondes, cela représente l'extraction d'environ 250 images de notre fichier vidéo. La figure 3.5 nous présente le dénombrement des images à analyser en effectuant l'ensemble des tests visuels avec le casque.

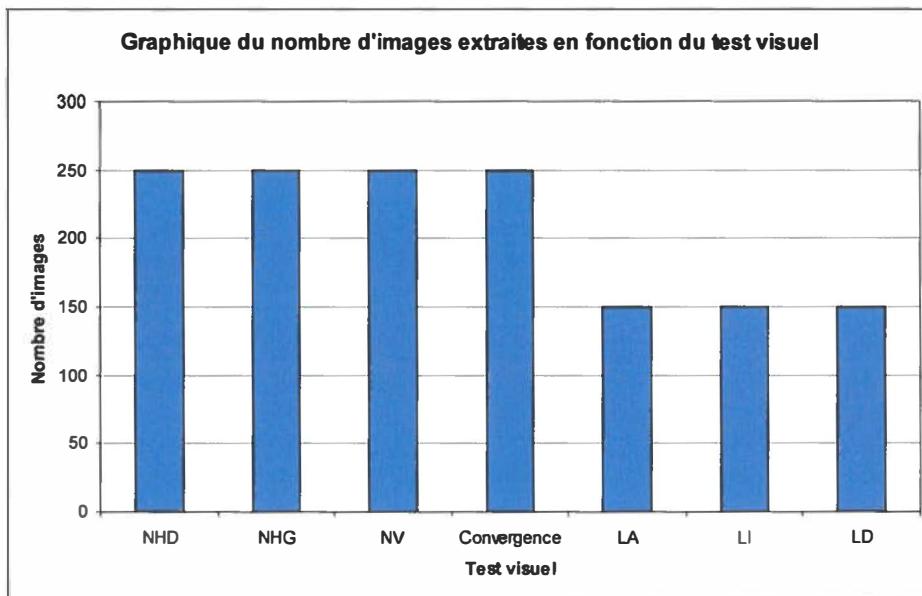


Figure 3.5 : Graphique du nombre d'images extraites en fonction du test visuel.

Le nombre d'images pour les tests de nystagmus et de convergence est plus élevé puisqu'il nécessite l'enregistrement du suivi oculaire des stimuli visuels. La séquence de mouvement des stimuli doit s'effectuer avec une cadence permettant le suivi par les yeux dans un premier temps, mais aussi la capture du mouvement involontaire de l'œil qui est relativement rapide. Les tests de réactions à la lumière (ambiante, directe, indirecte),

quant à eux, se résument à changer le niveau de clarté dans le casque et d'enregistrer une séquence vidéo de la dilatation de l'œil. En additionnant l'ensemble des images, nous obtenons 1450 images. Par conséquent, l'analyse des images d'un test complet des facultés affaiblies représente l'analyse de 1450 images.

Voyons comment nous effectuerons l'extraction de ces images à partir d'un fichier de séquence vidéo. Pour effectuer cette tâche nous aurons besoin de l'API contenu dans la librairie avifile32.dll [31]. Cette librairie est gratuite et se retrouve déjà sur les systèmes d'exploitation suivant : Microsoft Windows 95, Microsoft Windows 98 Standard et édition seconde, millenium [32]. Il est malgré tout possible de le télécharger gratuitement sur Internet lorsque nous n'avons pas l'un des systèmes d'exploitation énumérés. Comme cette librairie se retrouve sur les systèmes d'exploitation de Microsoft, c'est que c'est un produit de Microsoft. Cette librairie est utilisée dans le cadre de l'utilisation de Microsoft Vidéo pour Windows (VFW). Cette librairie permet l'extraction de fichiers à partir d'un fichier vidéo sans nécessiter beaucoup de lignes de code. L'emploi de cette librairie se résume à l'utilisation de cet algorithme :

```
Initialisation de la librairie AviFil32.dll
Ouverture du fichier vidéo

Obtention du flux vidéo (stream)
Obtention de la position de la première image dans le flux vidéo
Obtention de la taille du flux vidéo pour une image (pas d'incrément)
Obtention de la structure du fichier vidéo
Obtention de la structure du flux vidéo

Configuration de l'entête du fichier d'image bitmap

n = 0
Tant que n < nombre d'image dans fichier vidéo
    ÉcritureFichier (GetFrame(FichierVidéo(n)))
    n = n + 1
Fin Tant que

Fermeture de la librairie AviFil32.dll
```

Figure 3.6 : Algorithme d'extraction d'images à partir d'un fichier vidéo en employant la librairie AviFil32.dll [33]

Cette section décrivait l'ensemble des étapes logicielles et matérielles nécessaires pour arriver à avoir des images sauvegardées sur un ordinateur. Il ne reste plus qu'à analyser ces images et à détecter la présence d'incohérence dans la réaction de l'œil aux tests effectués par le système.

3.2.4 Traitement des images

Le traitement des images extraites des séquences vidéo du sujet est nécessaire afin de déterminer le mouvement des yeux. Pour ce faire, il faut identifier dans un premier temps les yeux à partir du visage. Une fois les yeux identifiés, il faut trouver les pupilles afin d'effectuer leur suivi et noter le mouvement du centre de l'œil (direction du regard). Il faudra donc effectuer la détection de cercles et d'ellipses. La raison pour laquelle il faudra détecter des ellipses est que le test de facultés affaiblies se fera sur un œil qui regardera sur les côtés. À ce moment, l'œil ne sera plus circulaire mais bien de la forme d'une ellipse avec une largeur et une hauteur pouvant diminuer selon la rotation appliquée à la forme. La figure 3.7 illustre bien le concept :



Figure 3.7 : Exemple d'une pièce de monnaie. (a) Vue de dessus. (b) Vue avec un angle de 45 degrés.

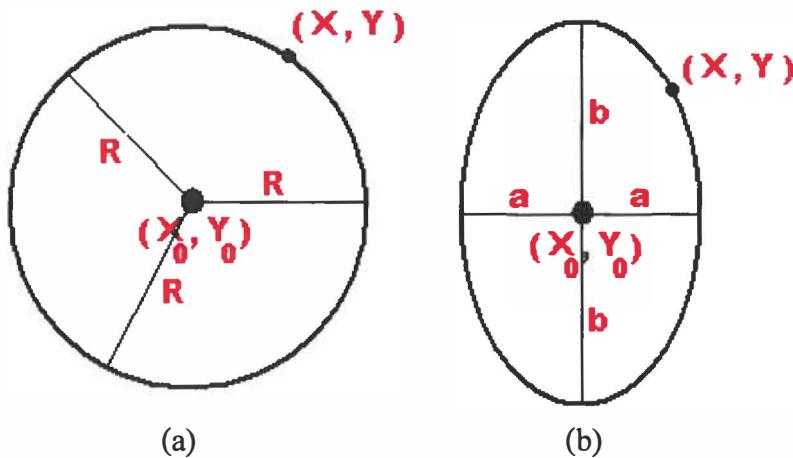
Imaginons un instant que la pièce de monnaie est un œil. L'image de gauche représenterait l'œil qui regarde dans notre direction alors que celle de droite représenterait l'œil regardant vers la direction de notre droite. On remarque bien ici que la même pièce prend 2 formes distinctes : un cercle puis une ellipse. Cette ellipse sera encore moins large et si l'on tourne la pièce (ou l'œil) encore plus vers la droite. Ce

simple exemple nous montre bien que dans notre cas réel, l'œil sera un cercle lorsque l'utilisateur regardera vers la Webcam et une ellipse lorsqu'il regardera vers les côtés. Il nous faut donc identifier un cercle et une ellipse.

D'un point de vue de mathématique, une ellipse est un cercle excepté que son rayon varie selon la position des points. Regardons les 2 formules mathématiques de ces formes géométriques :

Cercle :	$x^2 + y^2 = R^2$	(2)
Ellipse :	$\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} = 1$	(3)

Voyons ce que cette formule signifie à l'aide de la figure 3.8.



En observant les 2 dernières formules (2) et (3), nous pouvons voir que la seule différence mathématique entre une ellipse et un cercle est le rayon. Une ellipse possède plus d'un rayon et c'est ce qui fait que la forme est différente du cercle. À la limite, une ellipse ayant un a et un b identique est un cercle de rayon R . Par conséquent l'implémentation de la formule de l'ellipse dans notre algorithme sera suffisante pour être capable de reconnaître les 2 formes.

Maintenant que nous savons ce qu'il faut identifier dans notre image, il faut trouver une façon de l'implémenter. Tout d'abord, il faut comprendre qu'un ordinateur ne voit pas les cercles tandis qu'un humain le peut. Pour l'ordinateur, une image est un ensemble de points qui possède une couleur selon le rouge (R), le vert (G) et le bleu (B). Pour que l'ordinateur reconnaissse une forme, il faut qu'il fasse comme l'humain c'est-à-dire qu'il reconnaît le contour des objets. Ce contour est donné par une variation dans les couleurs. La variation peut se trouver grâce à l'intensité. La formule pour trouver l'intensité est la suivante :

$$I = \sqrt{R^2 + G^2 + B^2} \quad (4)$$

Cette formule nous donne une intensité variant entre 0 et 442 unités. Nous pouvons reprendre cette dernière formule et obtenir une valeur d'intensité équivalente mais avec une marge d'unité plus grande donc plus précise :

$$I \approx R + G + B \quad (5)$$

Cette dernière donne une intensité entre 0 et 765 unités puisque la valeur maximum de R, G, B est 255. L'avantage d'utiliser la seconde formule est en temps processeur, car on évite le calcul de trois carrés de nombres ainsi que la racine. La seconde équation sera donc utilisée pour connaître l'intensité dans notre image. Dans le cadre du projet, la librairie gdi32 sera utilisée afin d'avoir la couleur d'un point, mais aussi pour la modifier. Les fonctions « Getpixel » et « Setpixel » seront utilisées à cette fin.

Nous pouvons donc trouver l'intensité de chaque point de notre image, mais ce qui nous intéresse ici est la variation entre un point et un autre. Il faut donc noter les variations sur notre image et non les intensités. Une méthode connue pour calculer les variations d'intensité est la méthode de Sobel. La méthode de Sobel utilise des matrices

de points afin de calculer la variation d'intensité. Voyons la forme des filtres de Sobel à l'aide de la figure 3.9.

$(-1, 1)$	$(0, 1)$	$(1, 1)$	1	2	1	1	0	-1
$(-1, 0)$	$(0, 0)$	$(1, 0)$	0	0	0	2	0	-2
$(-1, -1)$	$(0, -1)$	$(1, -1)$	-1	-2	-1	1	0	-1

Figure 3.9: Filtre de Sobel. (a) Voisinage. (b) Forme du filtre vertical. (c) Forme du filtre horizontal.

La matrice des points de la figure 3.9 (a) représente le voisinage choisi pour réaliser le calcul du gradient avec le filtre de Sobel. Le point choisi pour faire la modification dans notre image étant le (0,0) de la matrice (a). Les points environnants $((-1,1),(0,1),(1,1),(-1,0),(1,0),(-1,-1),(0,-1),(1,-1))$ forment le contour du point central et seront aussi utilisés. Ainsi, pour calculer la variation d'intensité avec le filtre de Sobel, pour chaque point à modifier, 6 points seront utilisés. Les points centraux de la matrice de Sobel vertical $((-1,0),(0,0),(1,0))$ et de la matrice de Sobel horizontale $((0,1),(0,0),(0,-1))$ seront ignorés pour le calcul du filtre. Les matrices (b) et (c) représentent le poids pour chaque point utilisé. Ainsi, dans le filtre de Sobel vertical, la valeur d'intensité du point (0,1) et (0,-1) est multiplié par 2. Il en est de même pour le filtre de Sobel horizontal mais pour les points : (-1,0) et (1,0). Voyons la formule résultante de ce calcul pour le filtre de Sobel horizontal et vertical :

$$\text{Sobel Vertical} = [(-1,1) + 2 \times (0,1) + (1,1)] - [(-1,-1) + 2 \times (0,-1) + (1,-1)] \quad (6)$$

Dans les formules précédentes, les valeurs d'intensité remplacent les coordonnées en x et y où le point central est le point dans l'image à analyser. Les formules précédentes nous donnent une variation verticale et horizontale. Ces 2 variations seront comparées à un seuil et dans le cas où l'une ou l'autre des variations est suffisante, la couleur du point

sera remplacée par une couleur dans l'image résultante du traitement. Dans le cadre du projet, le seuil pourra être modifiable afin de reconnaître plus ou moins de variation d'intensité.

À la suite de l'application du filtre de Sobel, nous avons une image où tout contour d'objet ou variations est identifié. En appliquant le filtre de Sobel sur nos pièces de monnaie de notre exemple initial (figure 3.7), nous obtenons les résultats présentés à la figure 3.10.

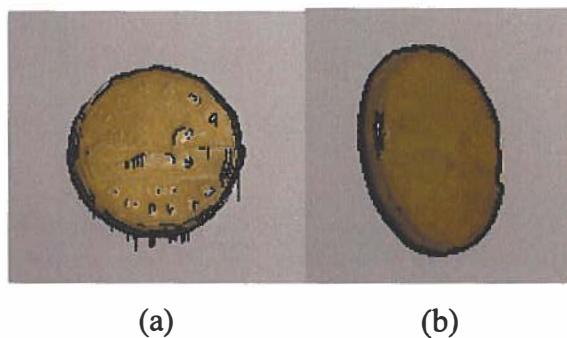


Figure 3.10 : Résultat du filtre de Sobel sur une pièce de monnaie. (a) Exemple en vue de face. (b) Exemple en vue latérale.

Nous pouvons voir que le contour a été retracé en noir autour de la pièce. Donc, chaque point noir représente une variation suffisante ($\text{variation} > \text{seuil} (500)$). Bien que l'ordinateur reconnaisse une forme, il ne sait pas si cette forme est un carré, un rectangle, un cercle, un hexagone ou une ellipse. La preuve qu'il ne le sait pas est qu'il ne peut identifier le centre de l'ellipse ou du cercle. S'il savait qu'il est en présence de l'une ou l'autre de ces formes, il pourrait identifier le centre sans difficulté. Il faut donc qu'il vérifie la forme de l'objet trouvé. Pour ce faire, nous allons trouver le cercle ou l'ellipse potentiel en trouvant le centre. Si nous avons le centre et la valeur de a et b (voir formule 8 et 9) il sera facile de dessiner ce cercle/ellipse sur notre image. De cette manière nous serons certains que la forme est bien reconnue. Commençons par trouver la valeur du centre (X_0, Y_0). Pour ce faire, nous utiliserons les données obtenues avec le filtre de Sobel. En prenant l'équation [55] d'une ellipse (8-9) nous pouvons isoler X_0 et Y_0 et obtenir les équations suivantes :

$$X_0 = X \pm \frac{a}{\sqrt{(1 + [b^2/a^2 * \tan^2 \phi])}} \quad (8)$$

$$Y_0 = Y \pm \frac{b}{\sqrt{(1 + [a^2 * \tan^2 \phi / b^2])}} \quad (9)$$

La valeur de X et de Y est déjà connue puisqu'il s'agit de la coordonnée d'un point identifié comme une variation d'intensité. Le a et le b peuvent être connus en comptant le nombre de pixels de circonférence/2 pour l'horizontale et la verticale. En utilisant un logiciel tel que Paint, il est facile de trouver ces diamètres par exploration. $\tan(\phi)$ est connue puisqu'elle représente la valeur trouvée pour le rapport Sobel vertical/Sobel horizontal. On peut remarquer le signe \pm en avant du X et du Y de chaque formule. Ce signe signifie que pour un point trouvé dans le filtre de Sobel, deux (X_0, Y_0) possibles apparaîtront, l'un à l'intérieur du cercle et l'autre à l'extérieur du cercle. La raison est qu'on ne sait pas de quel côté se trouve le (X_0, Y_0) , on note donc les 2 possibilités.

Nous effectuons le calcul des deux (X_0, Y_0) pour tous les points du filtre de Sobel. La figure 3.11 nous montre les coordonnées (X_0, Y_0) possibles pour nos pièces de monnaie :

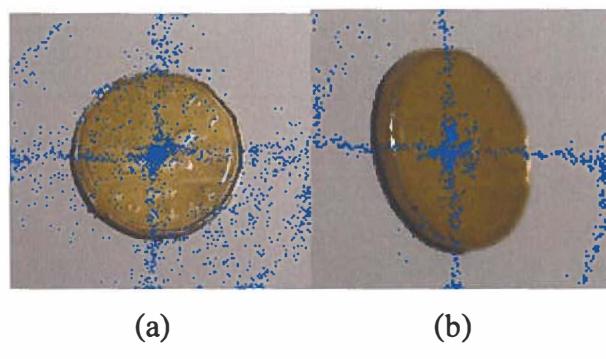


Figure 3.11 : Centre (X_0, Y_0) possibles pour nos pièces de monnaie. (a) Exemple en vue de face. (b) Exemple en vue latérale.

On remarque tout de suite une agglomération au centre de la pièce et une dispersion à l'extérieur de la pièce. Il nous suffit donc de trouver le point où le (X_0, Y_0) a été identifié le plus grand nombre de fois. Ce point est notre centre. Il faut donc parcourir l'image et trouver le point central de l'agglomération de points. Pour ce faire, l'utilisation d'une matrice 3x3 pourrait nous permettre de trouver un maximum de points pour une surface de 9 pixels. Cela permettrait d'avoir une assurance supplémentaire que le point trouvé est bel et bien le (X_0, Y_0) . Puisque, selon le cas, l'utilisation du point ou d'une matrice serait préférable, le logiciel supportera ce choix. De plus, une matrice 5x5 sera aussi disponible pour trouver le maximum.

Après l'application d'une recherche du point le plus susceptible d'être le centre (X_0, Y_0) de l'ellipse, ce point est identifier par un X rouge dans l'image. Maintenant que nous avons le centre, nous pouvons vérifier qu'il s'agit bien du centre en traçant le cercle ou l'ellipse à partir de la formule et du centre que nous venons de trouver. En modifiant les formules de l'ellipse [55] (formules (8) et (9)), nous obtenons les formules suivantes :

$$X = X_0 + \frac{a}{\sqrt{(1 + [b^2/a^2 * \tan^2 \phi])}} \quad (10)$$

$$Y = Y_0 + \frac{b}{\sqrt{(1 + [a^2 * \tan^2 \phi / b^2])}} \quad (11)$$

Cette fois, (X_0, Y_0) sont connus, de même qu' a et b . $\tan(\phi)$ sera calculé pour un angle de 0 à 360° (0 à 6.28 radians) afin de faire le contour complet de l'ellipse. Si le centre identifié précédemment est bon, un contour rouge apparaîtra sur le contour de la pièce de monnaie. Illustrons le résultat à l'aide de la figure 3.12 pour un ϕ de 0 à 360°.

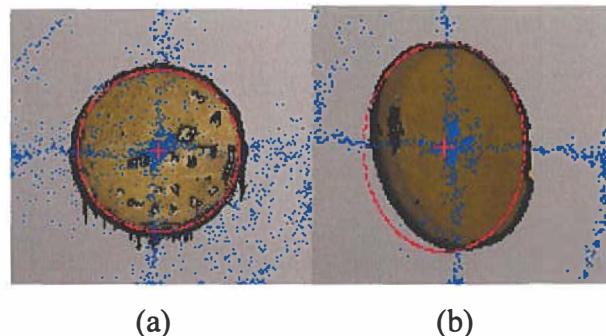


Figure 3.12 : Cercle et ellipse tracées à partir du (X_0, Y_0) trouvé. (a) Exemple en vue de face. (b) Exemple en vue latérale.

La figure 3.12 nous montre bien que le centre (x rouge) a bien été trouvé puisque le contour de la pièce a été encerclé de rouge. Pour l'ellipse, une légère variation dû au fait qu'il ne s'agit pas d'une ellipse orientée parfaitement (variable a différente de la variable b) a provoqué un léger décalage. Dans le cas de la pièce de monnaie (cercle), un $a = 40$ et un $b = 40$ ont été utilisés. Donc, c'est comme si $r = 40$ dans la formule du cercle. Pour l'ellipse, un $a = 33$ et un $b = 43$ ont été utilisés.

Les résultats précédents montrent bien que l'ordinateur reconnaît bien un cercle et une ellipse puisqu'il est capable de les dessiner en ne connaissant que le (X_0, Y_0) , a et b .

3.3 Conclusion

Ce chapitre nous a permis de discuter des méthodes d'analyse employées pour effectuer le traitement des images recueillies par le prototype dont nous avons discuté dans le chapitre précédent (chapitre 2). Un approfondissement des technologies employées pour arriver à capturer les séquences vidéo a été fait. Les intrants du prototype permettant de faire fonctionner notre circuit électronique ont été couvert ce qui complète la compréhension du prototype matériel. L'ensemble des étapes de l'algorithme nécessaire à la détection du centre de l'iris a été détaillé. L'explication de choix (résolution, nombre d'images par seconde, etc.) permettant l'optimisation du logiciel a été discutée afin de parfaire l'analyse de l'ensemble des images recueillies. Cette optimisation nous permettra de sauver temps et efforts lors de l'analyse des images. Bien que l'ensemble des étapes

d'analyse ait été couvert, on ne sait comment le logiciel fonctionne lors d'un test ainsi que les interfaces qui s'y rattachent. La prochaine section ne traitera que de l'emploi du logiciel et des interfaces se rattachant au prototype.

Chapitre 4 : Fonctionnement du prototype logiciel

4.1 Introduction

La méthode de fonctionnement du logiciel a été décrite dans le chapitre précédent, mais qu'en est-il de l'interface permettant l'emploi du logiciel ? Le présent chapitre permettra d'observer le fonctionnement de l'application au niveau des interfaces. L'interface fut développée afin de minimiser l'intervention de l'utilisateur tout en lui offrant une flexibilité quasi infinie quant à l'analyse des résultats.

Comme ce projet comporte de nombreuses parties d'une bonne complexité, il fallait prévoir une analyse flexible permettant des modifications rapides et efficaces. C'est pourquoi le prototype logiciel a été réalisé en 2 portions : la prise de données ainsi que l'analyse des images et l'analyse des résultats. Les sections suivantes porteront donc dans un premier temps sur l'interface du logiciel de capture puis dans un second temps sur l'interface d'analyses de résultats.

4.2 Prototype logiciel de prise de données et d'analyse des images

Les sections précédentes nous ont permis de voir de quelle manière la prise de données était réalisée tant au niveau matériel que logiciel. Le logiciel de capture et d'analyse des images a été réalisé sous une interface Windows grâce à Visual Studio 6. L'interface de capture permet d'avoir des images de l'intérieur du casque avant même que la prise de données ait lieu. Cela permet donc au responsable du test de bien placer le casque sur le visage du sujet et d'avoir une image nette et complète des yeux du sujet. Cette interface se divise en 3 sections : la capture d'images, le traitement d'images et la configuration.

4.2.1 La capture d'images

Lors du démarrage de l'application, le logiciel démarre la capture d'image et affiche l'interface de capture d'images telles que présentées dans la figure 4.1.

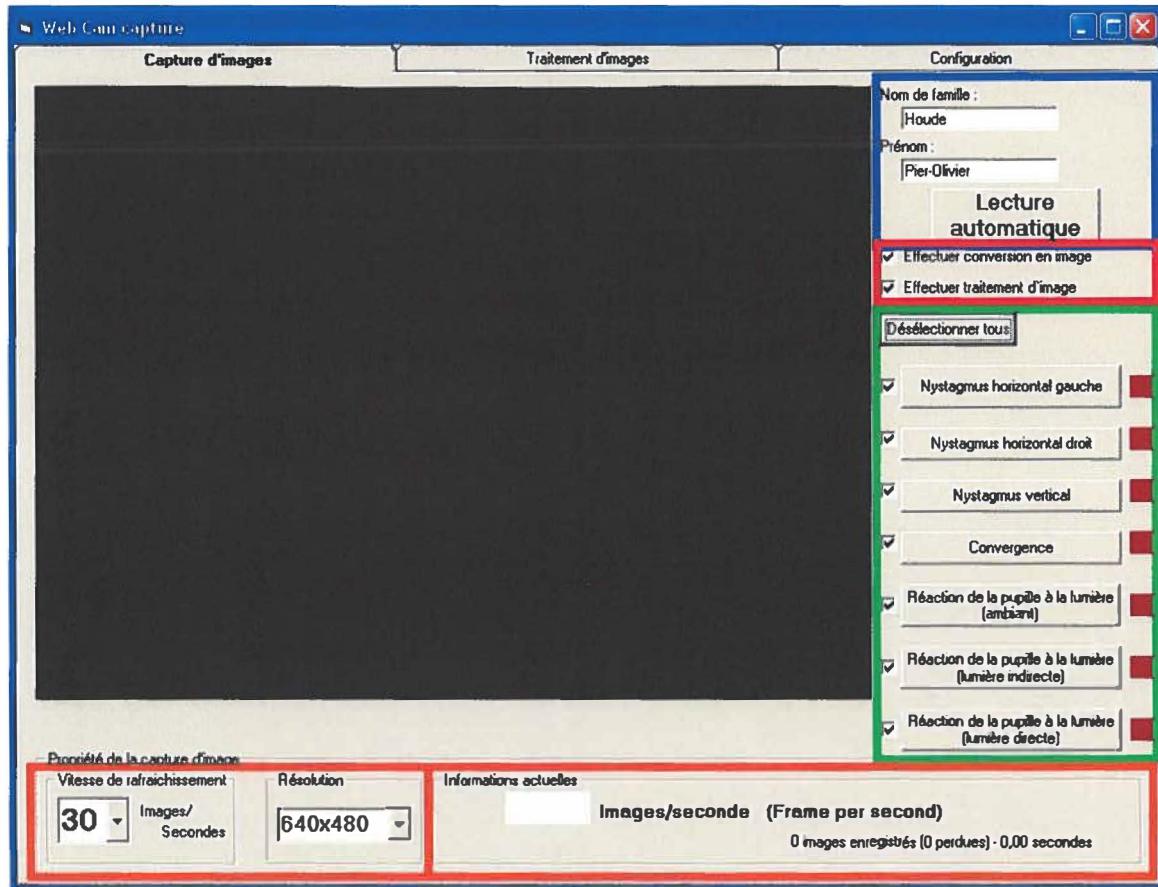


Figure 4.1 : Interface de capture d'images.

Bien que de nombreux ajustements puissent être réalisés avant la capture, il n'en demeure pas moins que l'utilisation de cette interface se résume en 3 étapes :

1. Inscription du nom
2. Inscription du prénom
3. Appuie du bouton « Lecture automatique »

Cette simplicité permettra d'éviter des erreurs de la part du responsable du test. Comme la connaissance du système de capture ne doit pas limiter son utilisation relative à la connaissance des utilisateurs, elle a été simplifiée au maximum. Par conséquent, malgré une faible connaissance du logiciel, le responsable du test sera en mesure d'utiliser le logiciel sans aucun problème. Tel que décrit précédemment, de nombreux ajustements peuvent être réalisés afin d'optimiser la capture et l'analyse. Ces ajustements ne devraient pas être à réaliser si la configuration par défaut a été bien réalisée au départ. La configuration par défaut sera abordée plus tard dans la section 4.2.1.

En observant la figure 4.1, nous pouvons remarquer la présence de nombreux rectangles de couleurs différentes. Ces rectangles ne font pas partie intégrante du logiciel, mais ont été ajoutés sur cette image afin de délimiter chaque section de l'interface de capture d'images et de bien décrire le fonctionnement. Voyons chacun de ces rectangles afin de bien décrire l'interface présentée dans la figure 4.1.

Le rectangle bleu représente les 3 étapes d'utilisation décrite précédemment : Nom, Prénom et le bouton de lecture automatique. Ce rectangle comprend donc les étapes de base à réaliser par le responsable du test afin de démarrer le test.

Le rectangle rouge représente 2 options que l'utilisateur peut sélectionner ou non. Tel que décrit dans la section 3, la prise de données s'effectue par la capture de séquences vidéo. Une fois cette séquence prise, il faut convertir ces fichiers vidéo en images pour fins d'analyse. La conversion d'un fichier vidéo nécessite un temps non négligeable qui ne peut pas être disponible au moment de la prise de données. Dans ce cas, l'utilisateur n'a qu'à décocher l'option « Effectuer conversion en images ». L'option « Effectuer traitement d'images » active l'analyse des images une fois que ces dernières ont été converties. Un mécanisme a été ajouté de manière à ce que lorsque l'on décoche la conversion d'images, le traitement d'images devient lui aussi décoché. Il est entendu que la sélection du traitement d'images implique la conversion d'images, car on ne peut traiter les images d'une séquence vidéo directement. C'est pourquoi cocher l'option de traitement d'images entraînera de manière automatique la sélection de la conversion

d'images. Ces 2 options sont disponibles dans la configuration qui sera traitée à la section 4.2.3.

Le rectangle vert comprend l'ensemble des tests auxquels le sujet sera soumis. Les crochets permettent d'ajouter ou de supprimer un test. Le bouton « Sélectionner tous/Désélectionner tous » permet de rapidement sélectionner tous les tests ou de tous les désélectionner selon le cas. La séquence des tests sélectionnés est du haut vers le bas donc le premier test à être réalisé sera le nystagmus horizontal gauche et le dernier sera le test de lumière directe. Lorsqu'un test est désélectionné, il est ignoré lors de la réalisation de la séquence des tests. Une fois la sélection/désélection des tests à faire, il suffit de remplir les champs du rectangle bleu et de cliquer sur le bouton « Lecture automatique ». Lors de la réalisation des tests, le carré rouge vis-à-vis le test se mettra à passer du rouge au vert jusqu'à l'accomplissement du test. À l'accomplissement du test, le carré deviendra vert et le même effet visuel se produira avec le test suivant (plus bas). La présélection des tests à effectuer fait partie de la configuration qui sera traitée à la section 4.2.3.

Le rectangle orange peut se diviser en 2 sections : la section configurable et la section informationnelle. La section configurable (partie de gauche) permet l'ajustement de l'appareil de capture. Ainsi, l'utilisateur a le choix de modifier le nombre d'images par seconde (rafraîchissement) de capture ainsi que de la résolution de la séquence vidéo. Le choix de résolutions se limite aux résolutions suivantes : 640x480, 320x240 et 160x120. Le choix de résolutions est limité par la capacité de la caméra et respecte les formats de capture généralement employés avec les caméras Web. La vitesse de capture se limite aux choix suivants : 15 ou 30 images par seconde. Encore une fois, ces vitesses respectent de manière générale les normes retrouvées chez les fournisseurs de matériels de ce type. Si le nombre d'images par seconde que le capteur est capable d'enregistrer est inférieur à celui sélectionné alors, celui-ci prévaudra. L'objectif d'offrir la modification de ces 2 critères est de fournir à l'utilisateur le choix de décider du niveau de précision de la capture. De plus, ces choix ont un impact direct sur la vitesse à laquelle l'ensemble du test sera réalisé. Tels que nous l'avons vu dans les sections 3.2.2 et 3.2.3, le choix de la

résolution et le nombre d'images à analyser a un impact direct quant au nombre de points à analyser. La vitesse de rafraîchissement ainsi que la résolution sont encore une fois des paramètres qui peuvent être modifiés dans le fichier de configuration discuté dans la section 4.2.3.

Maintenant que l'ensemble des sections couvrant l'onglet de capture d'images a été couvert, voyons les autres onglets en commençant par le traitement d'image.

4.2.2 Le traitement d'images

L'onglet de traitement d'images permet à l'utilisateur de traiter une image sans avoir à effectuer le traitement de l'ensemble des images pour avoir de l'information sur une image en particulier. L'onglet de traitement d'image est présenté à la figure 4.2.

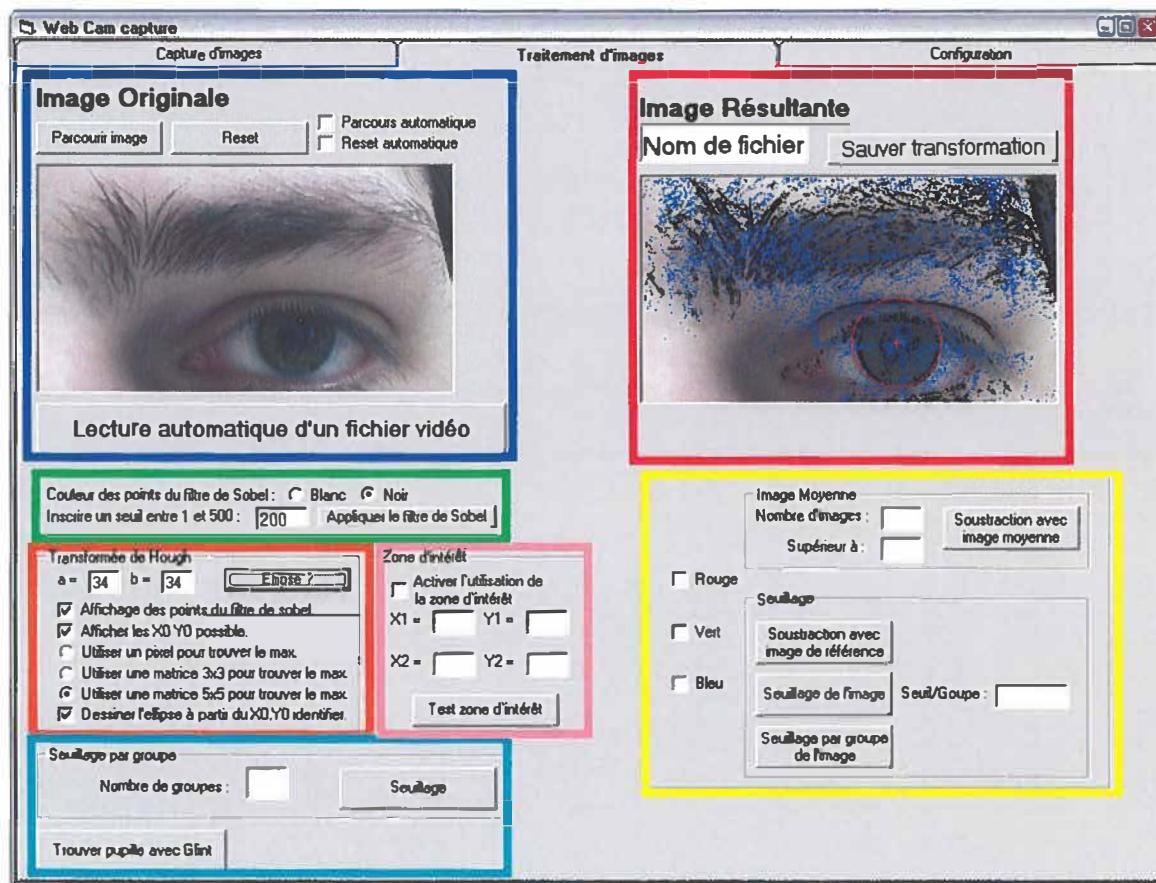


Figure 4.2 : Interface de traitement d'images.

Tout comme à la figure 4.1, des rectangles de couleurs ont été dessinés dans la figure 4.2. L'objectif de ces rectangles est, encore une fois, de diviser l'interface du traitement d'images en plusieurs sections afin de les décrire. Il est à noter que l'onglet de traitement d'image n'est pas utilisé dans le cadre normal des tests. L'ensemble des tests est réalisé de manière automatique dans l'onglet de capture d'images. Cet onglet permet d'effectuer le traitement et l'analyse d'une ou plusieurs images. Il comprend en fait l'ensemble des fonctionnalités de traitement utilisées dans le traitement automatique et d'autres solutions qui n'ont pas été retenues dans le cadre du projet. Cela permet donc d'effectuer des traitements supplémentaires à des images et d'analyser les résultats. Voyons ce que contient chaque rectangle de couleur.

Le rectangle bleu comprend 3 boutons : le parcours d'images, le reset et la lecture automatique d'un fichier vidéo. Le parcours d'image permet de choisir une image sur laquelle on veut faire du traitement. Une fois l'image chargée, les boutons de traitement se trouvant dans les rectangles orange, vert et turquoise peuvent être utilisés. Le bouton reset permet de retirer les modifications effectuées sur l'image d'origine et de recommencer à zéro. Si on omet l'emploi du reset et que l'on appuie une seconde fois sur un bouton de traitement, le traitement s'effectuera à partir de l'image résultante du premier traitement. Ce qui nous amène au « checkbox » reset automatique qui est directement relié au bouton reset. Lorsqu'un crochet est mis dans ce « checkbox », le bouton reset disparaît et est appuyé automatiquement lorsqu'un bouton de traitement est appuyé. Par conséquent, on peut effectuer des traitements à plusieurs reprises sans avoir à appuyer sur reset pour remettre l'image à son état original. Le « checkbox » parcours automatique permet d'ouvrir la fenêtre de dialogue d'ouverture de fichier automatiquement. Lorsque le parcours automatique est sélectionné, le bouton parcourir image n'est plus visible et redévient visible seulement en désélectionnant le parcours automatique. Comme nous pouvons le voir dans la figure 4.2, une image est affichée dans le rectangle bleu. Cette image représente l'image chargée lors de l'utilisation du bouton parcourir image. Cette image est celle qui sera utilisée pour le traitement. Les modifications de cette image ne se feront pas dans le même encadré qui se trouve dans le rectangle bleu, mais bien sur l'image affichée dans le rectangle rouge. Le bouton lecture

automatique d'un fichier vidéo permet à l'utilisateur d'effectuer l'extraction des images du fichier vidéo ainsi que l'analyse de ces images. L'emploi de ce bouton est nécessaire lorsque l'utilisateur a décoché les 2 « checkbox » dans le rectangle rouge de la figure 4.1 (onglet capture d'images). En décochant ces 2 options, l'ensemble du test est réalisé et sauvegardé en format vidéo, mais aucune extraction d'images ou analyse n'est réalisée. Ce cas est très utile pour réaliser le test sans prendre trop de temps, car seule la capture pour la réalisation de chaque test est nécessaire.

Le rectangle vert permet d'effectuer le traitement d'image à l'aide du filtre de Sobel. Comme nous l'avons vu dans la section 3.2.4, le filtre de Sobel permet de déterminer les points ayant une variation d'intensité dans l'image. Le niveau de variation dépend du seuil de gradient choisi lors de l'application du filtre de Sobel. On retrouve dans le rectangle vert 3 items permettant d'effectuer le filtrage de Sobel sur une image avec le seuil que l'on désire appliquer. Les « boutons de radio » ayant la mention blanc et noir permettent d'identifier la couleur (blanc ou noir) à employer sur l'image résultante lorsqu'il y a une variation d'intensité suffisante du voisinage d'un pixel. Par conséquent, lorsque blanc est sélectionné et que le filtre de Sobel atteint le seuil minimum, un point blanc apparaît dans l'image résultante. Si l'option noire avait été choisie, un point noir apparaîtrait dans l'image résultante lorsque le seuil serait dépassé. La boîte de texte permet de spécifier le seuil du gradient utilisé lors du filtrage de Sobel. Ce seuil doit être compris entre 1 et 500. Le seuil du filtre de Sobel est obligatoire et ne peut être omis. Voyons à quoi ressemble l'image résultante lorsque le filtre de Sobel est appliqué à divers seuils en consultant la figure 4.3



Figure 4.3 : Application du filtre de Sobel avec plusieurs seuils sur une image. (a) Image avant l'application du filtre de Sobel. (b) Filtrage de Sobel avec un seuil de 75. (c) Filtrage de Sobel avec un seuil de 150. (d) Filtrage de Sobel avec un seuil de 250. (e) Filtrage de Sobel avec un seuil de 350. (f) Filtrage de Sobel avec un seuil de 500.

Comme nous pouvons le voir dans la figure 4.3, moins le seuil est élevé et plus l'interprétation d'une variation d'intensité sera accentuée. C'est donc pour cette raison qu'avec un seuil de 75, l'image est presque toute noire. Avec un seuil de 0, l'image serait complètement noire. À noter ici que l'option noire avait été sélectionnée pour la capture de ces images. Le bouton appliquer le filtre de Sobel permet d'obtenir l'image résultante en effectuant le traitement d'image avec le seuil spécifié. Il est à noter que le bouton de l'application du filtre de Sobel générera un message d'erreur s'il n'y a aucun seuil de spécifié ou qu'il est en dehors des valeurs prescrites dans la zone de texte réservé à cette fin.

Le rectangle orange comprend 8 éléments permettant d'appliquer la transformée de Hough afin de détecter la présence de cercle ou d'ellipse. Tel que vu dans la section 3.2.4, la transformée de Hough nécessite la distinction des contours par l'emploi du filtre de Sobel. Puisque le filtre de Sobel sera utilisé, le choix de couleur (blanc ou noir) ainsi que le seuil du filtre de Sobel seront nécessaires en plus des 8 éléments du rectangle orange. Les 2 premiers éléments de la transformée de Hough représentent la largeur a et la hauteur b du cercle/ellipse. Ces zones de texte doivent donc être remplies selon ces 2 tailles. Il est à noter qu'une unité dans les 2 cas représente 1 pixel. L'ensemble des 3 « checkbox » compris dans le rectangle orange représente des options pouvant être choisies ou non. Le premier « checkbox » (en partant du haut vers le bas) nommé « affichage des points du filtre de Sobel » permet de déterminer si l'on veut voir les points où un changement d'intensité suffisant a été détecté. À ce moment, les points trouvés seront affichés selon la couleur sélectionnée dans le rectangle vert de la figure 4.2. Le second « checkbox » permet d'afficher ou non les points possibles pour le centre du cercle ou de l'ellipse découlant de la transformée de Hough. Voyons à l'aide de la figure 4.4 à quoi ressemble notre image lorsque l'on désire voir tous les points candidats possibles pour le centre de l'ellipse/du cercle.

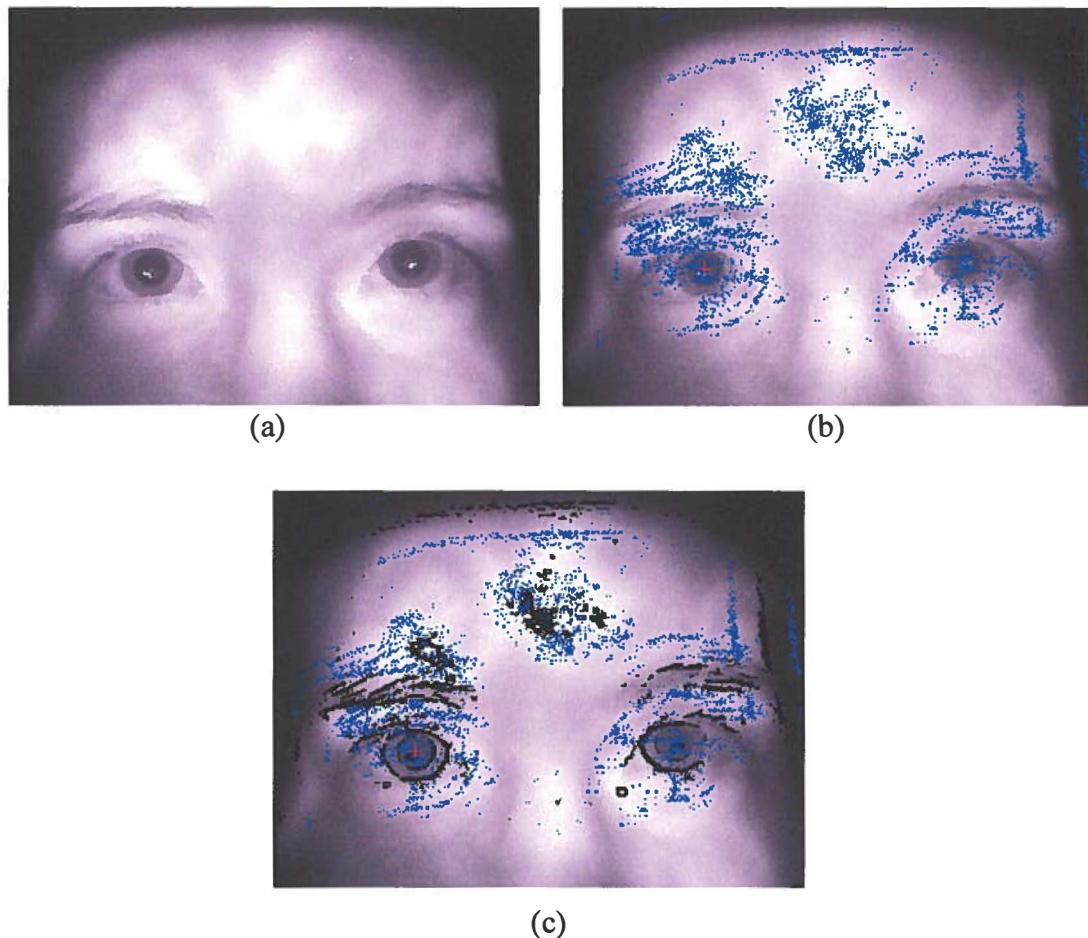


Figure 4.4 : Affichage des points identifiés comme des centres d'ellipse/de cercle possibles. (a) Image avant l'application de la transformée de Hough. (b) Image avec les points identifiés comme centre d'ellipse/de cercle. (c) Image avec les points identifiés comme centre d'ellipse/de cercle ainsi que les points de variation d'intensité (Sobel).

Les trois boutons de radio suivants permettent de choisir la taille de la matrice employée lors de la transformée de Hough pour trouver le Maximum. Le maximum ici représente le point ou le groupe de points où le centre possible a été identifié le plus grands nombre de fois. En choisissant l'option, utiliser un pixel pour trouver max, on compare le nombre de fois qu'un pixel a été identifié comme un centre de cercle et on sélectionne le plus grand. Les 2 autres options effectuent la même chose que l'option un, mais en considérant une

matrice de points au lieu d'un point. Bien entendu, plus la matrice pour trouver le maximum est grande et plus la précision du centre du cercle trouvé sera faible. C'est pour cette raison que le programme se limite à 2 matrices seulement soit une de 3×3 et une de 5×5 . L'emploi d'une matrice de 3×3 signifie donc la somme de 9 pixels en un total qui sera comparé avec les autres sommes de matrice 3×3 . L'emploi d'une matrice 5×5 signifie la somme de 25 points ainsi que leurs comparaisons.

Le dernier « checkbox » nous permet de dessiner l'ellipse/le cercle trouvé après la transformée de Hough. Si cette option n'est pas sélectionnée alors seul un « X » rouge apparaîtra au centre du cercle/ de l'ellipse trouvée. Le « X » rouge sera toujours affiché même si l'affichage de l'ellipse/du cercle est activé. Voyons à quoi ressemble notre image traitée avec l'ellipse/le cercle visible grâce à la figure 4.5.

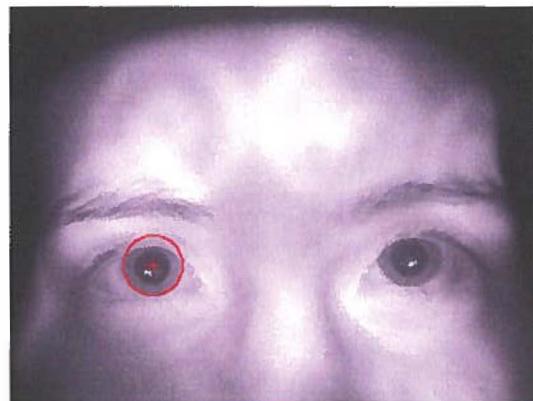


Figure 4.5 : Affichage de l'ellipse/du cercle sur l'image résultante du traitement de Hough.

Le rectangle rose représente les fonctions reliées à l'emploi d'une zone d'intérêt dans l'analyse d'image. La zone d'intérêt permet de réduire grandement le temps de traitement tout en éliminant la détection d'un cercle/ d'une ellipse à un autre endroit dans le visage du sujet. Comme les sourcils représentent une zone où les variations d'intensité sont très présentes, il peut arriver qu'un cercle ou une ellipse soit interprété malgré le fait qu'il n'y en ait pas. Afin de rendre les erreurs d'interprétation des algorithmes complètement nulle, une zone d'intérêt peut être spécifiée par l'utilisateur. Cette zone d'intérêt fait que le

logiciel se limitera à n'effectuer le traitement de l'image que dans cette zone. Cela augmente grandement la performance de l'analyse d'image, puisque le nombre de pixels sur lequel l'algorithme doit être appliqué est largement inférieur à celui de l'image. En regardant la figure 3.4, on peut voir qu'à une résolution de 320 x 240, le parcours de l'image se résume à 76800 pixels. En employant la zone d'intérêt, l'analyse d'une image nécessite le traitement de seulement 6300 pixels. Cela représente donc 12 fois moins de pixels à analyser et réduit grandement le temps d'analyse et de traitement des images. Comme le temps de traitement est proportionnel au nombre de pixels analysés dans le traitement d'une image, on peut dire que l'analyse d'une séquence d'images est 12 fois plus rapide avec l'emploi de cette méthode. Ce groupe comporte un item de type checkbox qui permet d'activer ou non l'emploi de cette technique lors de l'emploi d'un algorithme. Les 4 cases (X_1, Y_1, X_2, Y_2) de type texte permettent de spécifier la position du rectangle utilisé pour déterminer la zone d'intérêt. La figure 4.6 nous montre bien ce que représentent les 4 cases de texte (X_1, Y_1, X_2, Y_2) à l'aide d'une image à analyser.

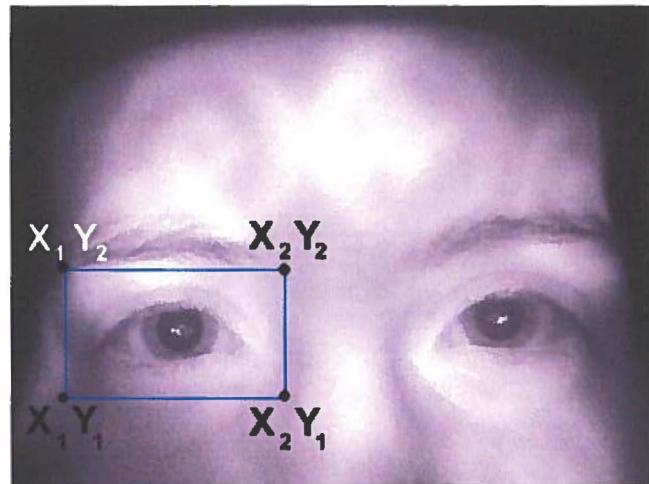


Figure 4.6 : Zone d'intérêt d'une image.

Ces 4 coordonnées nous permettent donc de créer un quadrillé pour cibler la recherche de l'œil dans le visage. La valeur de ces coordonnées représente la position en X et Y sur l'image alors l'extrémité gauche du bas de l'image représente le point d'origine. Le bouton test zone d'intérêt permet de créer l'image présentée dans la figure 4.6 afin de tester les coordonnées entrées dans les cases à cet effet.

Le rectangle turquoise permet d'effectuer le seuillage par groupe. Cette fonctionnalité n'est pas utilisée dans le traitement et l'analyse des images dans le test. Par contre, il permet de diviser l'ensemble de l'image en plusieurs groupes selon la couleur. Cette information peut être très utile pour analyser les couleurs comprises dans une image. Selon le nombre de groupes choisis par l'utilisateur, la plage des valeurs pour les pixels variera. Les items se retrouvant dans la case de seuillage par groupe sont en fait une boîte de texte et un bouton. Voyons leur utilisation complète à l'aide d'un exemple concret. Si on inscrit 7 dans la case de texte « nombre de groupes » et que l'on appuie sur le bouton « seuillage », les couleurs de l'image seront divisées en 7 groupes distincts. Par conséquent, les pixels seront classés dans 1 des 7 groupes selon la fourchette des valeurs de la couleur. Dans le cas présent, les groupes seront les suivants :

Groupe #1 : [0, 37[
Groupe #2 : [37, 74[
Groupe #3 : [74, 111[
Groupe #4 : [111, 148[
Groupe #5 : [148, 185[
Groupe #6 : [185, 222[
Groupe #7 : [222, 255]

Comme nous pouvons le voir dans la figure 4.7, l'image résultant du seuillage par groupe possède 7 couleurs et les couleurs sont réparties sur l'ensemble de l'image indépendamment de leurs positions dans l'image.

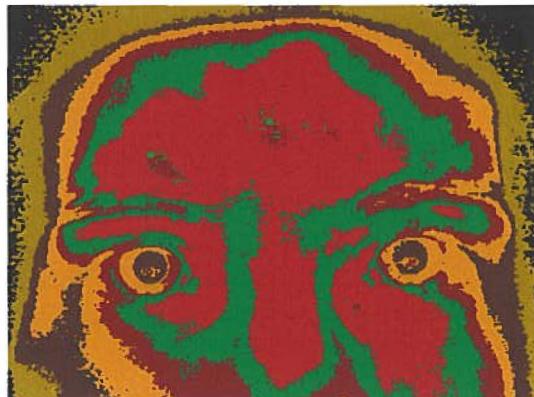


Figure 4.7 : Image résultant du seuillage par groupe avec 7 groupes.

Un bouton est visible dans le rectangle turquoise et il n'est pas relié au seuillage par groupe. Le bouton « trouver pupille avec glint » est une autre méthode de traitement qui n'est pas utilisé lors de l'analyse d'images résultant du test. Cette fonctionnalité a été utilisée initialement pour détecter la présence de l'œil dans l'image. Le rendement de cette technique [36-37] n'étant pas constant, cette technique n'a pas été conservée dans le traitement d'images final. Cela était dû au fait que plusieurs fois, le reflet de la pupille n'était pas présent sur les images dans plusieurs cas où l'angle de réflexion de la lumière n'était pas le bon. L'emploi de cette fonction se résume à l'ouverture d'un fichier (qui ne comprend pas l'emploi de la lumière infrarouge) à l'aide du bouton « parcourir image » et à l'appui du bouton « trouver pupille avec glint ». Par la suite, le logiciel effectuera la détection de la pupille en comparant l'image choisie avec l'image suivante qui comprend l'emploi de lumière infrarouge. La différence entre les 2 sera le reflet dans l'œil du faisceau de lumière infrarouge. Le résultat affiché comportera une zone blanche dans une image noire. Les zones blanches sont en fait l'endroit où le reflet a été détecté en comparant les 2 images (une avec reflet et l'autre sans reflet dans les yeux). La figure 4.8 nous montre bien les 2 images sources ainsi que l'image résultant de la détection du reflet dans les yeux du sujet.

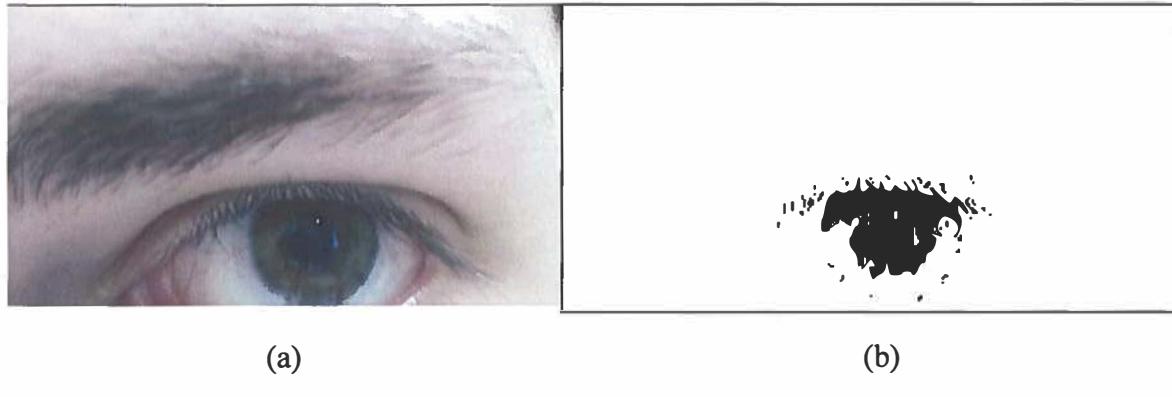


Figure 4.8 : Détection du reflet dans les yeux. (a) Image source. (b) Image de différence entre image source et image sans reflet.

Le rectangle jaune comprend 2 régions (image moyenne et seuillage) et 3 options de type « checkbox ». Les 3 « checkbox » sont utilisés par les 2 fonctionnalités associées aux 2 régions. Sans ces « checkbox », les 2 fonctionnalités ne fonctionneront pas et afficheront un message d'erreur nous priant de choisir au minimum 1 couleur dans les « checkbox ». Ces couleurs sont les couleurs primaires et nous permettent de faire différentes analyses, mais sur la couleur désirée pour chaque pixel. La sélection de la couleur permettra de ne faire des tests que sur cette couleur uniquement. Observons les 2 types de tests que l'on peut réaliser dans cette section. Bien que très utile dans l'analyse, ces fonctionnalités n'ont pas été conservées dans le cadre de l'analyse des images du test puisqu'elles n'ont pas donné des résultats satisfaisants à nos besoins. Par contre, leur emploi nous a permis de mieux cadrer la solution à notre problème. Ces 2 types d'analyse peuvent donc aider à examiner plusieurs images, mais à un autre niveau que celui de notre projet. Commençons par la première fonctionnalité soit celle se trouvant dans le haut du rectangle turquoise. Le premier type d'analyse est la technique de l'image moyenne qui permet de créer un patron de pixels (moyenne) qui ne change pas et de détecter les changements (mouvements) en comparant une image à ce patron. Il est certain que la qualité de la comparaison reposera sur le niveau de mouvement dans l'image ainsi que sur le nombre d'images sélectionné pour faire le patron d'images (image moyenne). Le fonctionnement se résume à inscrire le nombre d'images à utiliser pour former l'image moyenne ainsi que le seuil dans les zones de texte comprises dans la section image moyenne. Ensuite, lorsque l'on appuie sur Soustraction avec image moyenne, une fenêtre

de dialogue nous demande de choisir la première image de la série. Le logiciel effectue ensuite la moyenne des pixels sur le nombre d'images spécifié pour former l'image moyenne. Une fois cette image formée, il effectue la soustraction de l'image suivante pour voir l'endroit où le mouvement est notable. Comme le visage et la caméra sont immobiles sur la tête du sujet, seuls les yeux devraient être en mouvement. Cela nous permet donc d'identifier les pixels qui ont changé et qui ne correspondent pas à l'image moyenne selon le seuil spécifié. Le seuil permet d'enlever le bruit lors de la comparaison de l'image avec l'image moyenne. La figure 4.9 nous montre le résultat de la comparaison d'une image moyenne formée de 3 images de test afin de détecter les mouvements.

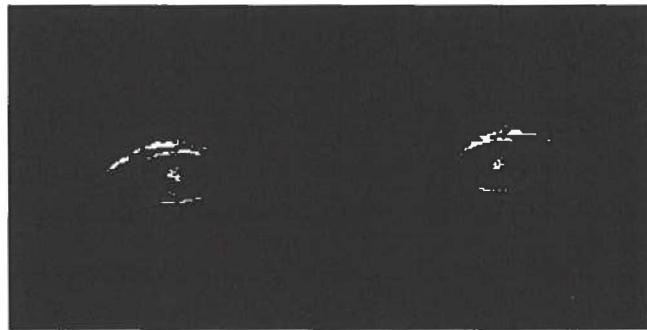


Figure 4.9 : Image résultante de la soustraction avec image moyenne.

Le second type d'analyse comprend 3 fonctions : la soustraction avec image de référence, le seuillage de l'image et le seuillage par groupe de l'image selon la couleur primaire. La fonction soustraction avec image de référence a été mise au point dans le but d'effectuer la soustraction des reflets de l'illumination sur l'image afin de n'avoir que l'image de l'œil sans réflexion de lumière. Pour ce faire, l'emploi de peau de porc a été employé afin de créer cette image de référence. L'emploi de ce matériel a permis de simuler la peau humaine tout en conservant le niveau de reflet et d'absorption de la peau sur une surface plane. Comme la peau de porc est semblable à celle de l'être humain, il a été possible d'obtenir une image de référence relativement semblable à l'effet sur la surface plane de la peau humaine. Nous pouvons observer le résultat de ce traitement à l'aide de la figure 4.10.

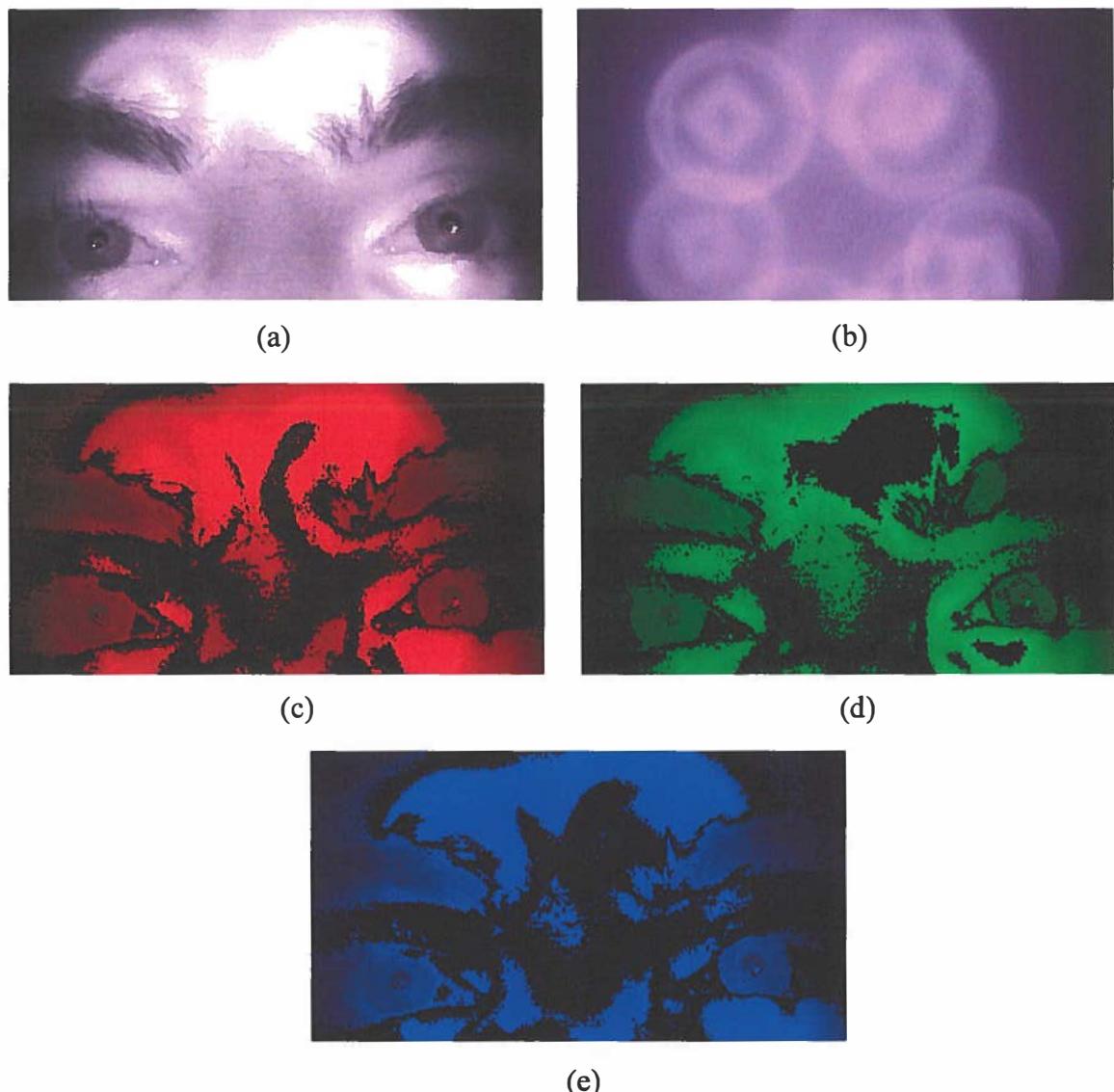


Figure 4.10 : Image résultante de la soustraction avec image de référence (a) Image durant l'un des tests de détection du nystagmus. (b) Image de référence. (c) Image résultant de la soustraction de (a) dans (b) en rouge. (d) Image résultant de la soustraction de (a) dans (b) en vert. (e) Image résultant de la soustraction de (a) dans (b) en bleu.

La fonction seuillage de l'image permet de déterminer à l'aide de l'intensité d'un point s'il dépasse oui ou non un seuil déterminé. Dans ce cas, les points qui dépassent ce seuil sont mis en blanc. Cela nous permet donc de déterminer quels points dépassent tel seuil dans la couleur primaire désirée (rouge, vert, bleu). Bien entendu, on peut appliquer ce

filtre avec plus d'une couleur sélectionnée. Dans ce cas, afin de différencier chaque couleur primaire qui dépasse le seuil, une couleur lui sera associée. La valeur du seuil doit être comprise entre 1 et 254. 0 et 255 sont exclus, car il donnerait une image blanche pour 0 et noir pour 255. Lorsqu'un point dépasse le seuil, il est mis en noir et en blanc lorsqu'il est inférieur. Tel que présenté dans la figure 4.11, nous pouvons voir en blanc les points qui dépassent le seuil spécifié dans le rouge.

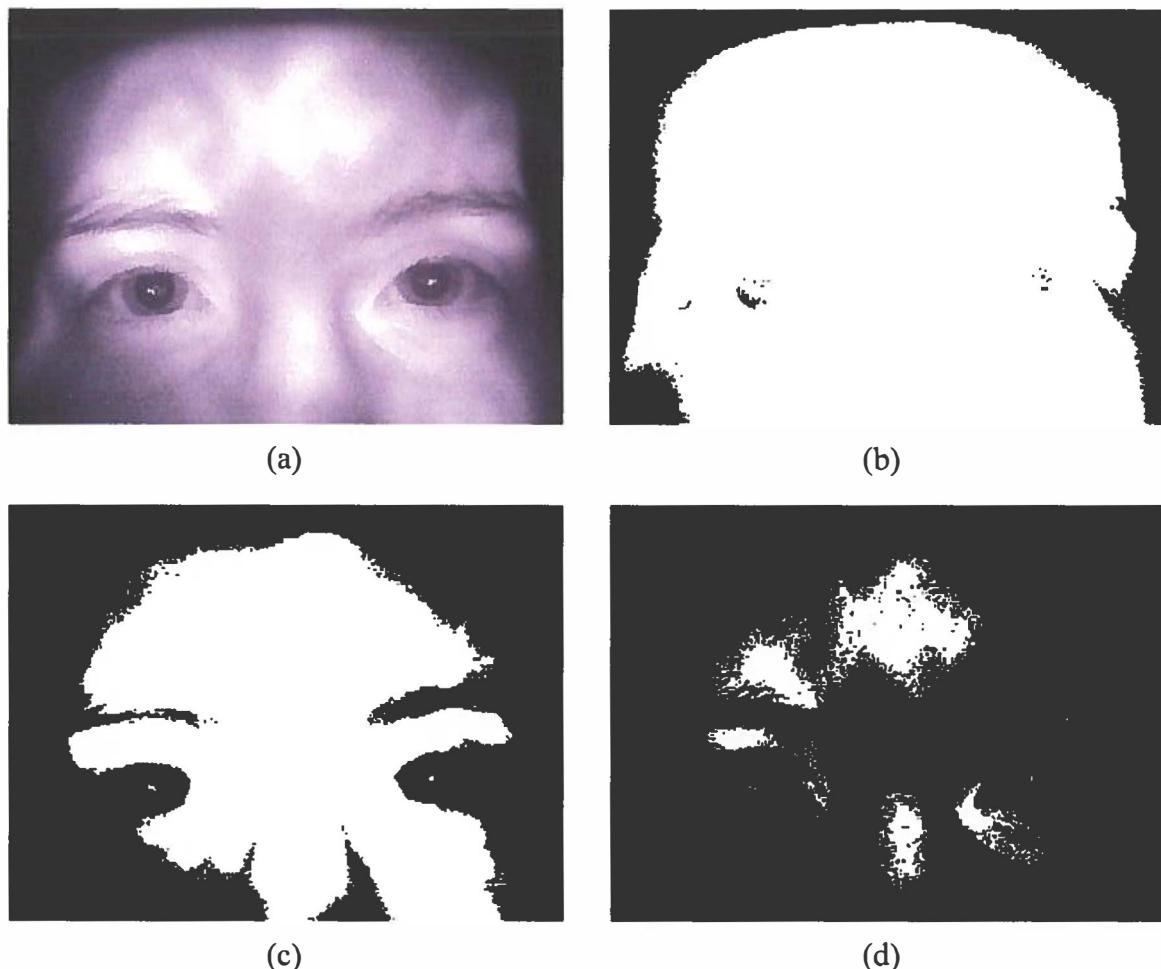


Figure 4.11 : Image résultante affichant les points dépassant le seuil dans la couleur rouge. (a) Image originale. (b) Avec un seuil de 100. (c) Avec un seuil de 200. (d) Avec un seuil de 254.

La dernière fonction permet d'effectuer le seuillage par groupe de l'image. Tel que vu précédemment dans le rectangle turquoise, le seuillage par groupe s'effectuait en spécifiant le nombre de groupes d'images. Ce nombre de groupes permettait de créer des groupes de même taille, mais avec des seuils différents. La seule différence ici ce n'est que le choix de la couleur primaire à utiliser pour les groupes. Il suffit de choisir une couleur et d'inscrire le nombre de groupes désiré dans la zone de texte Seuil/Groupe. Effectuons le même test en utilisant 7 groupes avec la couleur rouge telle que montré dans la figure 4.12.



Figure 4.12 : Image résultante montrant les 7 groupes dans la couleur rouge. (a) Image originale. (b) Image résultante.

En effectuant la comparaison entre la figure 4.12 (b) et 4.7, on peut voir qu'il y a une différence mineure, mais quand même existante, car 2 couleurs n'ont pas été comparées.

4.2.3 La configuration

L'onglet de configuration permet d'accélérer la réalisation des tests et de l'analyse des images. C'est en fait grâce à cet onglet que des options sont présélectionnées au démarrage et que l'on peut effectuer des changements quant à la destination des fichiers

vidéo. Observons les options qui peuvent être configurées à l'aide de l'interface présentée à la figure 4.13.

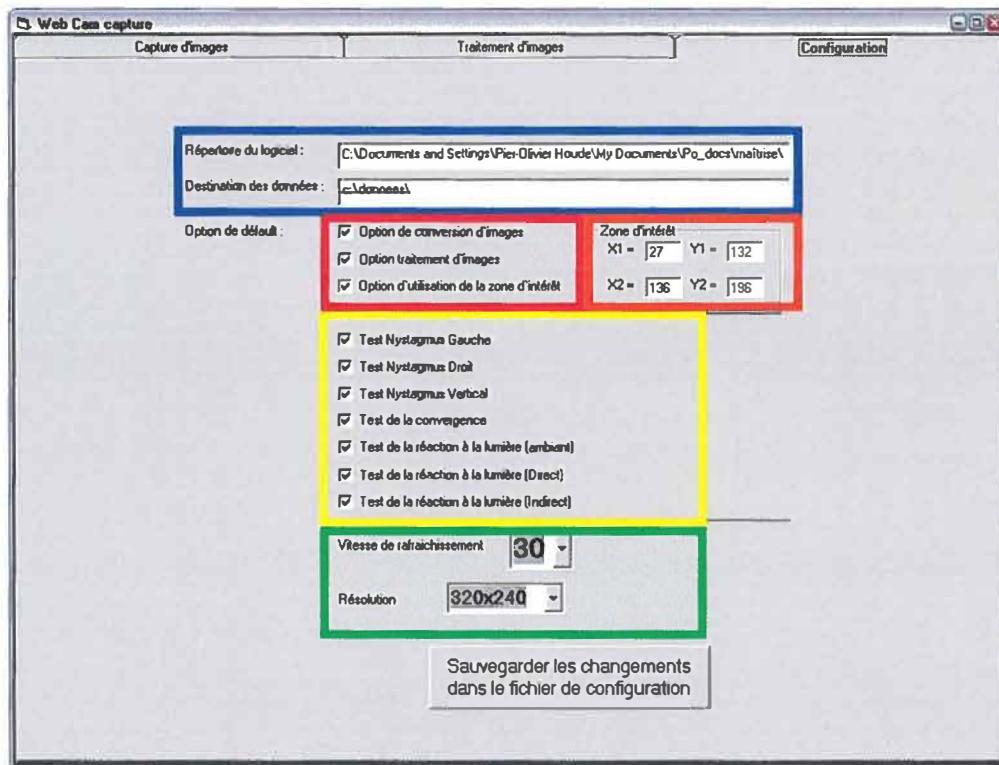
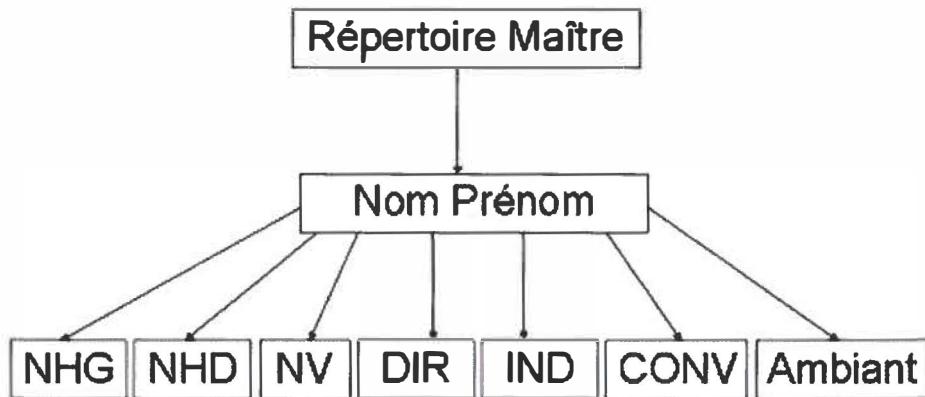


Figure 4.13 : Interface de configuration.

Tel que présenté dans la figure 4.13, l'interface a été divisée en plusieurs rectangles de différentes couleurs afin de décortiquer les options de configuration en groupe.

Le rectangle bleu comprend la configuration de la source, mais aussi de la destination. Ce qu'on entend par source ici, c'est le répertoire dans lequel de logiciel est installé. Cela permet d'identifier l'endroit où est stocké le logiciel dans un premier temps, mais aussi les fichiers audio nécessaires à l'explication de chaque test. Ces fichiers audio dictent à l'utilisateur le test et ce qu'il doit faire. Cela permet encore une fois de réduire l'implication du responsable du test et exclut la possibilité que le test soit réalisé sans la compréhension du test par le sujet. La destination représente le répertoire principal où les données seront sauvegardées. Bien entendu chaque test sera sauvegardé dans un répertoire différent, mais sera toujours dans ce répertoire maître qui sera spécifié dans le

second champ du rectangle bleu. L’arborescence des répertoires lors d’un test est décrite dans la figure 4.14.



Par conséquent, si la personne qui subit le test du nystagmus horizontal droit se nomme Pier-Olivier Houde et que le répertoire maître est C:\données\ alors voici la liste des fichiers et répertoire qui seront créés suite à ce test et à l’analyse :

Répertoire	Fichier(s)	Description
C:\Données\	-	Répertoire maître spécifié dans la configuration.
C:\Données\Houde Pier-Olivier\	-	Répertoire principal où toutes les données de tests seront entreposées.
C:\Données\Houde Pier-Olivier\	Resultat.xls	Fichier de type Excel résultant de l’analyse des données de positions extraites des images.
C:\Données\Houde Pier-Olivier\NHG\	-	Répertoire où seront sauvegardés les fichiers (images et vidéo) pour le nystagmus horizontal droit.

C:\Données\Houde Pier-Olivier\NHG\	NHG.AVI	Fichier vidéo comprenant l'ensemble de la séquence du test du nystagmus horizontal gauche.
C:\Données\Houde Pier-Olivier\NHG\	NHG001.bmp À NHG299.bmp	Fichiers de type image résultant de l'extraction du fichier vidéo correspondant au nystagmus horizontal gauche. Format NHG###.bmp
C:\Données\Houde Pier-Olivier\	Analyse.xls	Fichier résultant de l'analyse des images et comprenant les résultats du test. Ce fichier sera décrit plus en détail dans la section 4.2.4.

L'exemple précédent comporte le test du nystagmus horizontal gauche seulement, les autres tests ont été omis dans le tableau puisqu'ils seront répétitifs, car seuls le nom du répertoire et des fichiers du test changeront. L'ensemble des répertoires des tests a d'ailleurs été décrit dans la figure 4.14.

Le rectangle orange représente les coordonnées de la zone d'intérêt à utiliser lors de l'analyse de la séquence des images du test. L'analyse de la séquence d'images utilise ces coordonnées pour minimiser le temps de traitement tout en réduisant les erreurs de détection de l'œil. Le fonctionnement des coordonnées est le même que celui présenté précédemment dans la section 4.2.2.

Les rectangles rouge, jaune et vert de la figure 4.13 comprennent quant à eux les options par défaut du logiciel. Commençons par décrire le contenu du rectangle rouge.

Le rectangle rouge comprend 2 options relatives à l'exécution de fonctionnalités après la sauvegarde des séquences vidéo. Il s'agit de l'option de conversion d'images et l'option

de traitement d'image. Lorsque l'utilisateur coche ces options dans la configuration, lors du démarrage du logiciel, les options de conversion et de traitement d'images sont sélectionnées. Par conséquent, lorsque l'on démarre les tests, la conversion en image et le traitement seront réalisés suite à la réalisation des tests.

Le rectangle jaune comprend lui l'ensemble des tests sélectionnés par défaut lors du démarrage du logiciel. Par conséquent, l'usager dans cette section peut choisir les tests qui seront réalisés par défaut à moins qu'ils soient changés avant le démarrage des tests.

Le rectangle vert quant à lui permet de choisir par défaut la vitesse de rafraîchissement ainsi que la résolution de la caméra. Tel qu'énoncé dans la section 3.2.2, la résolution optimale choisie est de 320 x 240 avec un rafraîchissement de 30 images par seconde.

Le bouton du bas permet d'effectuer la sauvegarde des changements dans le fichier de configuration. Le fichier de configuration se trouve dans le répertoire d'installation du logiciel et se compose d'un fichier de texte. Ce fichier de texte est chargé au démarrage du logiciel puis on applique la configuration se retrouvant dans celui-ci. Voyons à quoi ressemble ce fichier texte grâce à la figure 4.15.



```
C:\Documents and Settings\Pier-Olivier Houde\My Documents\po_docs\maîtrise\Projet_maîtrise\modifiés\  
c:\données\  
27;132;136;196;1-1-1-1-1-1-1-1-1-1-1-1-1-1-1-1;  
SOFTWARE FOLDER  
Destination  
DEFAULT SETTING (x1 zone intérêt, y1 zone intérêt, x2 zone intérêt, y2 zone intérêt, Conversion auto, traitement auto,  
NMG, ND, NV, Conv, Amb, Dir, Ind, vitesse rafraîchissement, Résolution)
```

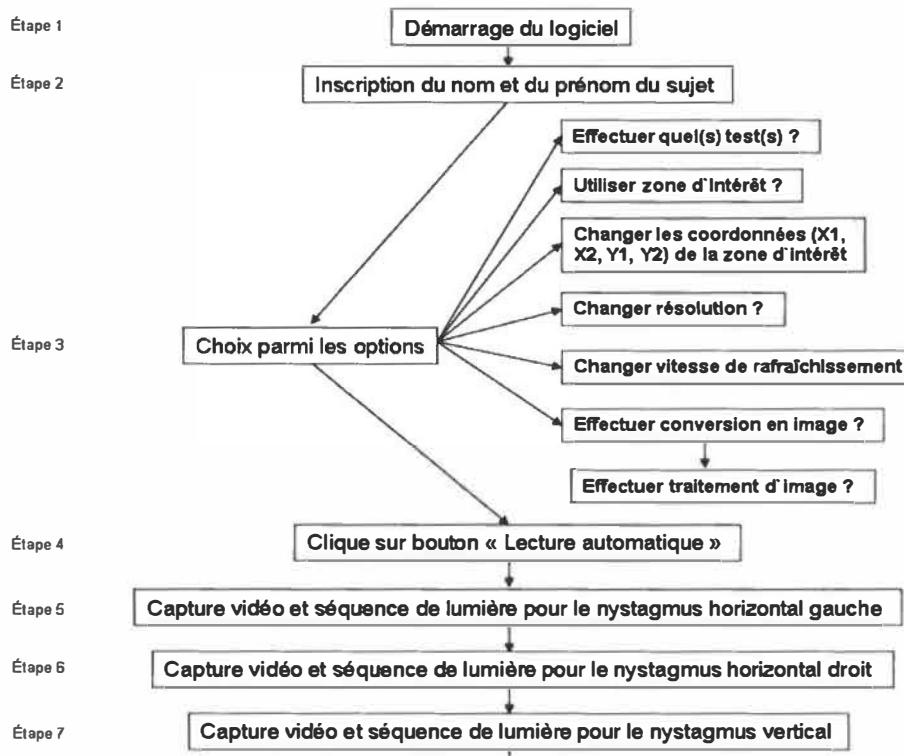
Figure 4.15 : Fichier de configuration.

Comme nous pouvons le constater, chaque partie de la configuration possède comme séparateur le point-virgule afin de les différencier. La première ligne comporte le répertoire où le logiciel est sauvegardé. La seconde ligne comporte le répertoire de destination des données enregistrées (répertoire maître). La troisième ligne comporte l'ensemble des valeurs pour les options décrites dans le rectangle jaune et vert de la figure 4.12. À noter que ces options sont emmagasinées grâce à des variables booléennes à l'exception des 2 dernières valeurs qui correspondent à l'index des boîtes défilantes

pour le rafraîchissement et la vitesse de capture. Ces valeurs sont séparées par un second caractère qui est le symbole moins. Les 3 dernières lignes représentent l'information relative à ce que représente les 3 premières lignes qui viennent d'être décris afin de faciliter la compréhension du fichier de configuration.

4.2.4 Séquence du logiciel

Comme le déroulement de l'ensemble du test s'effectue en de nombreuses étapes, cette section a pour but de bien illustrer la séquence d'étapes nécessaires à l'accomplissement des tests de détections des facultés affaiblies. Nous verrons donc l'ordre dans lequel les tests sont effectués, mais aussi les étapes nécessaires à la réalisation de l'analyse. Nous verrons dans cette section quelques captures d'écran afin de bien présenter les diverses étapes nécessaires à la réalisation du test complet. Il est à noter que les étapes qui seront décrites dans cette section comprennent l'application de l'ensemble du logiciel à tous les tests sélectionnés. Commençons cette section en présentant un schéma montrant l'ensemble des étapes détaillées du déroulement du logiciel grâce à la figure 4.16.



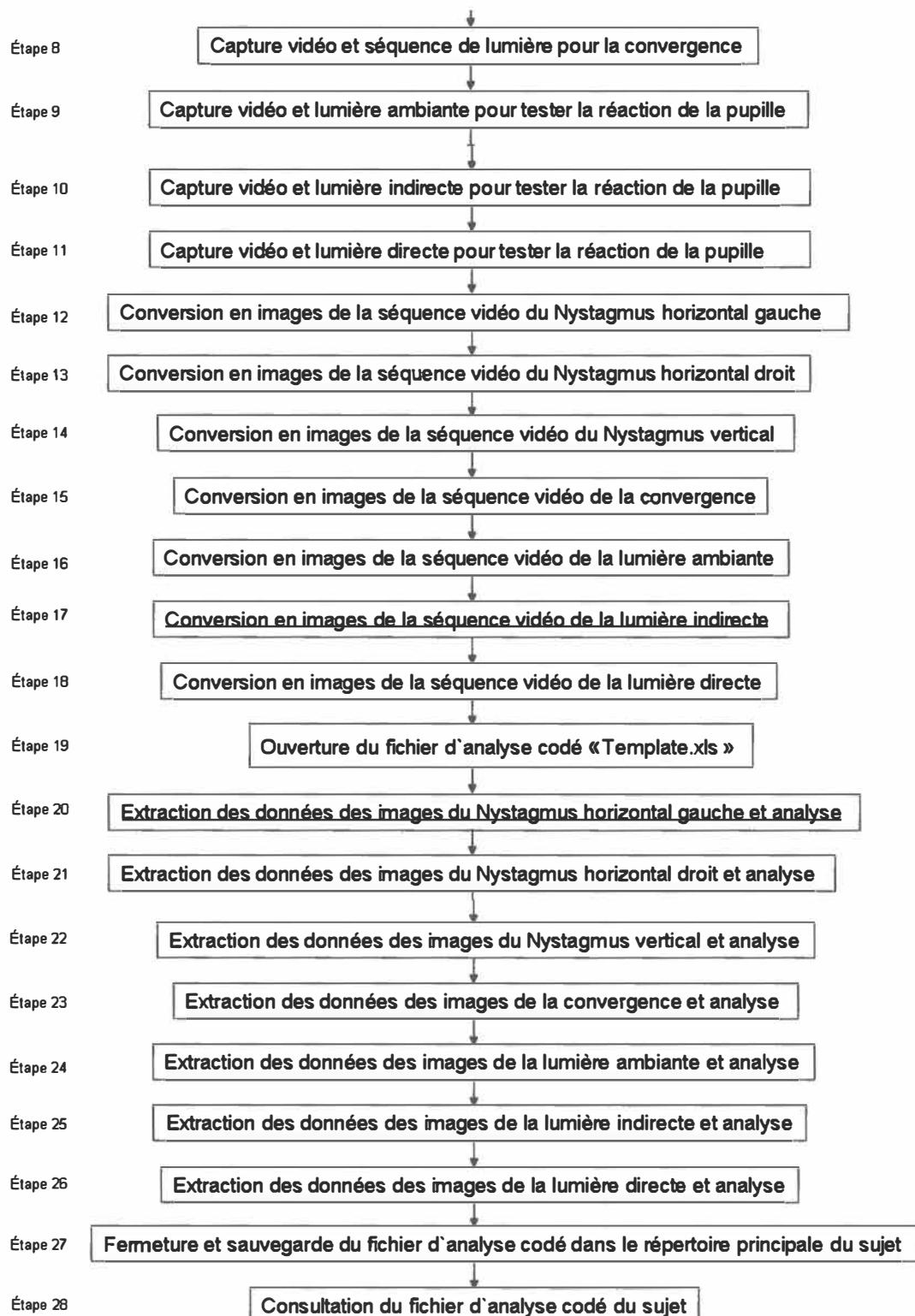


Figure 4.16 : Étapes détaillées du déroulement du logiciel.

La première étape est bien entendue de démarrer le logiciel afin d'avoir les outils nécessaires pour les tests. Le logiciel doit être installé et configuré complètement. L'installation du logiciel doit avoir été préalablement faite avec tous les pilotes nécessaires à son fonctionnement. Par conséquent, la caméra Web doit être installée avec les pilotes recommandés par le fabricant et la librairie VideoCapX doit être installée. La configuration du logiciel se résume au choix des répertoires pour la destination des données. On doit aussi s'assurer que le logiciel est utilisable dans le sens qu'il requiert une mémoire et un processeur d'un certain niveau pour être fonctionnel. Un ordinateur équipé de plus 1000 Mhz avec un minimum de 256 Mégoctets de mémoire vive est nécessaire. Il faut aussi s'assurer que l'espace disque sera suffisant puisqu'un seul test signifie d'emmagasiner pas moins de 140 Mégabits. La réalisation de tous les tests se résume donc à la sauvegarde de pas moins de 980 Mégoctets de fichiers vidéo et d'images. Cette taille s'explique par la résolution ainsi qu'au rafraîchissement de la caméra qui sont tous deux des facteurs majeurs dans la fiabilité des tests.

La seconde étape est d'inscrire le nom et le prénom du sujet dans les cases appropriées afin que le logiciel stocke les séquences vidéo au bon endroit et que l'utilisateur du logiciel puisse récupérer l'information rapidement en connaissant le nom et prénom du sujet.

La troisième étape est facultative et se résume à choisir les options et ajustement pour optimiser le ou les tests. Cette étape est facultative dans le sens que l'emploi par le logiciel du fichier de configuration permet d'avoir des options sélectionnées par défaut. Par contre, il peut arriver que l'utilisateur veuille diminuer le nombre de tests ou effectuer un seul test, c'est à cette étape qu'il le fera. Il peut aussi devoir changer la zone d'intérêt si la physiologie du visage du sujet fait que la zone d'intérêt n'est pas directement sur l'œil. De plus, si le temps est manquant et que l'on désire seulement acquérir les données en effectuant le test pour effectuer l'analyse ultérieurement, le choix de cette option peut être appliqué.

La quatrième étape représente le lancement de tout l'automatisme auquel le logiciel est voué. Une fois le bouton lancement automatique appuyé, l'intervention de l'utilisateur n'est plus nécessaire car tous ses choix ont été faits dans l'étape précédente. À partir de ce moment, seul le logiciel interagira avec le sujet. L'intervention de l'utilisateur a été minimisée au maximum afin de nous assurer que les données ne pourraient être aucunement compromise par un mauvais emploi du logiciel. L'intervention de l'utilisateur étant minimisée au point qu'il ne peut influencer le test fait qu'en aucun cas, le test pourrait être contesté.

La cinquième étape représente la première saisie de séquence vidéo. Le test sera effectué pour le nystagmus horizontal gauche. Cette étape commence par la description vocale (enregistrement) du test par le logiciel afin que le sujet comprenne bien ce qu'on attend de lui pour effectuer le test correctement. Par la suite, on allume la diode de départ (première diode dans le test) et on démarre l'enregistrement de la séquence vidéo. Après 2 secondes d'attente, on démarre la séquence de lumières et le sujet fait le suivi des diodes jusqu'à la dernière située à l'extrême gauche. La capture ne finit pas avec l'allumage de la dernière diode, car c'est normalement aux extrêmes que la présence du nystagmus peut être la plus facile à détecter. Par conséquent, 2 secondes d'enregistrement seront effectuées après l'allumage de la dernière diode. Comme les étapes 6 à 11 inclusivement sont en fait identiques à la cinquième étape mis à part pour le type de test, ils ne seront pas décrits en détail comme la cinquième étape. On peut juste noter ici l'ordre dans lequel les tests sont réalisés soit le nystagmus horizontal gauche, le nystagmus horizontal droit, le nystagmus vertical, le test de convergence, le test de réaction de la pupille avec la lumière ambiante, le test de réaction de la pupille avec la lumière indirecte et le test de réaction de la pupille avec la lumière directe. L'ordre de ces tests n'est pas aléatoire afin de ne pas rendre la compréhension difficile pour le sujet. De plus, dans le cas des réactions de la pupille à la lumière on commence avec la lumière ambiante et indirecte afin de ne pas trop aveugler le sujet et d'obtenir une réaction normale de son œil avec ces tests. Il est à noter que pour chacun des tests, des voyants dans la fenêtre du logiciel passent du rouge au vert à intervalle régulier afin de montrer à l'utilisateur à quelle étape le logiciel est rendu.

L'étape 12 effectue la conversion en image de la première séquence vidéo soit celle du nystagmus horizontal gauche. Cette étape se caractérise par la présence d'une nouvelle interface qui permet de connaître l'avancement de la conversion des séquences vidéo en images. La figure 4.17 nous présente une saisie d'écran de cette interface lors de la conversion de la première séquence vidéo.



Figure 4.17 : Interface sur l'avancement de la conversion

Comme nous l'avons vu précédemment l'utilisateur a la capacité de savoir à tout moment à quelle étape le logiciel est rendu. Ces interfaces et voyants lui permettent de savoir si une étape a été omise et de voir en temps réel si le sujet effectue bien le test avec tout le sérieux qu'il se doit afin de ne pas fausser les résultats. L'interface présentée à la figure 4.17 ne permet que de renseigner l'utilisateur sur l'étape de conversion à laquelle le logiciel est rendu ainsi qu'à quelle image de cette séquence il est rendu. Les étapes 13 à 18 inclusivement sont en fait identiques à l'étape 12 et font avancer les barres de déroulements pour montrer leur avancement. L'ordre de séquence est le même que celui présenté à la fin de la description de l'étape 5.

L'étape 19 effectue l'ouverture d'un chiffrier Excel appelé « template.xls ». Ce fichier est en fait un modèle d'analyse comprenant des graphiques et des calculs réagissant à l'insertion des données recueillies à partir des images d'une séquence vidéo. L'ouverture de fichier s'effectue automatiquement et est visuellement disponible à l'utilisateur afin qu'il voit l'insertion de données.

L'étape 20 est l'extraction des données des images de la séquence vidéo et leurs insertions dans le fichier « template.xls ». Avant d'entrer dans le vif du sujet, on peut se demander pourquoi emmagasiner l'information dans un chiffrier au lieu d'utiliser un simple fichier de texte. Bien entendu, la simple sauvegarde d'un fichier de texte nous aurait permis de sauvegarder l'information du test, mais ne nous aurait aucunement permis d'effectuer l'analyse des données qui ont été extraites. De plus, le chiffrier supporte tous les tests car il emmagasine l'information par colonne, ce qui n'est pas le cas d'un fichier texte. Il nous aurait fallu 7 fichiers différents afin d'emmageriser chaque test avant de les analyser manuellement. Le chiffrier électronique nous permet donc de centraliser l'information recueillie par le logiciel, mais aussi d'effectuer une analyse complète et détaillée des tests. Le chiffrier se compose de plusieurs pages (onglets) qui ont des fins différentes ce qui lui ajoute une modularité accrue facilitant ainsi la compréhension du document Excel. De plus, dans un développement futur, il est très facile d'ajouter un autre onglet et d'extraire de l'information des onglets déjà existants afin d'appliquer une nouvelle méthode d'analyse sans avoir à toucher au logiciel. De plus, cela facilite grandement l'analyse car il n'est aucunement nécessaire d'effectuer la conception de graphiques ou de calcul à chaque fois qu'un test est effectué. Bien entendu, pour arrivé à effectuer la conception de graphique et l'analyse de manière automatique, les chiffriers ont dû être modifié afin d'accueillir du code Visual Basic en arrière plan. Ce code permet de réaliser des opérations dépassant le cadre normal d'utilisation du chiffrier électronique. Voyons dans un premier temps à quoi ressemble ce chiffrier électronique afin de bien comprendre sa nécessité dans l'extraction des données des images d'une séquence vidéo. Voyons chacun des onglets se trouvant dans le chiffrier en commençant par celui des paramètres. L'onglet de paramètre permet de conserver les meilleurs paramètres favorisant la détection des ellipses/cercles. Comme nous l'avons vu dans les sections précédentes, la reconnaissance d'une ellipse ou d'un cercle nécessite l'emploi de 3 variables : le seuil de Sobel, valeur de A et valeur de B. A représente la largeur de l'ellipse et B la hauteur de cette dernière. Lorsque A et B sont identiques, on a droit à un cercle. Comme l'œil du sujet se déplace vers les extrêmes à gauche ou à droite (vues latérales) lors des tests, il est normal que les valeurs de ces 2 variables changent. La valeur pour le seuil du filtre de Sobel restera stable vu que l'intensité du faisceau

infrarouge à l'intérieur du casque est stable et ne change pas durant l'ensemble du test. Les premiers tests réalisés avec le prototype nécessitaient d'énormes variations de la part des variables A et B car la caméra était très proche de l'œil. On a pu parer à cette éventualité en éloignant légèrement la caméra de l'œil. L'image de l'œil étant moins grande, les variations sont moins présentes quant à nos variables. Cet onglet de paramètres nous permet de préciser les 3 variables de la détection de la pupille pour l'ensemble des tests et de les modifier si l'on change le focus de la caméra sur l'œil. Ces données de paramètre représentent des valeurs moyennes de tests effectués à l'école nationale de police de Québec (ENPQ). Cela permet d'avoir une valeur de A ou B très proche de la réalité sans compter que la taille de l'œil n'est pas variable à cette échelle. La figure 4.18 nous présente l'onglet de paramètres du chiffrier électronique.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S
1	Nystagmus																		
2	Horizontal Gauche		Horizontal Droit		Vertical		Convergence		Lumière Ambiente		Lumière Indirecte		Lumière Directe						
3	Sobel	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B		
4	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
5	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
6	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
7	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
8	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
9	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
10	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
11	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
12	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
13	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
14	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
15	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
16	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
17	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
18	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
19	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
20	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
21	260	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
22	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
23	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
24	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
25	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
26	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
27	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
28	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
29	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
30	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
31	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
32	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
33	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
34	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
35	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
36	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
37	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
38	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
39	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
40	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
41	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	
42	250	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	

Figure 4.18 : Onglet « Paramètres » du chiffrier électronique « template.xls »

Comme nous pouvons le voir dans la figure 4.18, ce chiffrier comprend 7 onglets. L'onglet de paramètre vient d'être couvert, le second onglet se nomme « données uniformisées » et comprend l'ensemble des résultats de positions auxquels nous nous

attendons lors du test. Ces données de valeurs moyennes sont tirées de plusieurs tests réalisés sur des sujets sobres. Elles seront utilisées afin d'avoir un patron de données de comparaison et d'avoir des graphiques de comparaison. Il est important de spécifier que ces données pourront être ajustées selon les modifications de données moyennes à mesure que le nombre de tests effectués sur des sujets sobres augmentera. Plus ce nombre sera grand et plus la comparaison entre les données d'un sujet et de la moyenne à laquelle on s'attend sera de plus en plus représentative. Voyons l'onglet « données uniformisées » à l'aide de la figure 4.19.

A Numéro de l'Image	Nystagmus					Dilatation de la pupille		
	B Horizontal Droit	C Horizontal Gauche	D Vertical	E Convergence	F Lumière Ambante	G Lumière Indirecte	H Lumière Directe	
1	196	196	196	196	196	196	196	196
2	196	196	196	196	196	196	196	196
3	196	196	196	196	196	196	196	196
4	196	196	196	196	196	196	196	196
5	196	196	196	196	196	196	196	196
6	196	196	196	196	196	196	196	196
7	196	196	196	196	196	196	196	196
8	196	196	196	196	196	196	196	196
9	197	197	197	197	197	197	197	197
10	196	196	196	196	196	196	196	196
11	196	196	196	196	196	196	196	196
12	190	190	190	190	190	190	190	190
13	195	195	195	195	195	195	195	195
14	195	195	195	195	195	195	195	195
15	191	191	191	191	191	191	191	191
16	193	193	193	193	193	193	193	193
17	195	195	195	195	195	195	195	195
18	194	194	194	194	194	194	194	194
19	194	194	194	194	194	194	194	194
20	195	195	195	195	195	195	195	195
21	194	194	194	194	194	194	194	194
22	193	193	193	193	193	193	193	193
23	21	196	196	196	196	196	196	196
24	196	196	196	196	196	196	196	196
25	23	197	197	197	197	197	197	197
26	24	198	198	198	198	198	198	198
27	25	199	199	199	199	199	199	199
28	26	200	200	200	200	200	200	200
29	27	202	202	202	202	202	202	202
30	28	205	205	205	205	205	205	205
31	29	206	206	206	206	206	206	206
32	30	207	207	207	207	207	207	207
33	31	208	208	208	208	208	208	208
34	32	208	208	208	208	208	208	208
35	33	209	209	209	209	209	209	209
36	34	211	211	211	211	211	211	211
37	35	211	211	211	211	211	211	211
38	36	213	213	213	213	213	213	213
39	37	215	215	215	215	215	215	215
40	38	214	214	214	214	214	214	214
41	39	216	216	216	216	216	216	216
42	40	217	217	217	217	217	217	217

Figure 4.19 : Onglet « données uniformisées » du chiffrier électronique « template.xls ».

Tel que l'on peut l'observer dans la figure 4.19, chaque test se trouve dans une colonne et les valeurs moyennes pour chaque image analysée s'y trouvent. Ces données permettront de créer des graphiques afin de favoriser une comparaison globale. Nous verrons ces graphiques plus tard dans les onglets à venir dans cette section. Le prochain onglet se nomme « données du sujet » et représente l'endroit où les données de position pour chaque test seront notées dans le déroulement du test. C'est cette feuille qui sera en activité durant l'extraction des positions de chaque image. Elle ne sera pas présentée en

figure comme elle est en fait une copie conforme de l'onglet « données uniformisées » à l'exception des données qui sont des données réelles et non moyennes. L'onglet suivant se nomme « calculs uniformisées » et comprend des données de calcul provenant de l'onglet « données uniformisées ». Il sera question ici de valeurs pour le delta et la dérivée. Le delta représente l'écart entre les données de position réelles (données uniformisées) et la moyenne. Cet écart se calcule en comparant les valeurs de position de la pupille extraite de chaque image avec la valeur de position idéale correspondante extraite de la courbe d'approximation associée à un état à jeun. Pour effectuer ce calcul, il nous suffit d'avoir l'équation de la courbe d'approximation de la position de la pupille. Cette courbe est créée dans un autre onglet que l'on décrira sous peu. À l'aide de cette équation, le calcul du delta devient possible. À partir du delta, on peut alors extraire la dérivée de ces valeurs. Cet onglet représente donc le résultat de deux calculs soit le delta (écart) et la dérivée (pente). Observons à quoi ressemble cet onglet de calculs à l'aide de la figure 4.20.

A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P
1	Calculs Uniformisés														
2	Test														
3	Équation du graphique														
4	y = $-4E-05x^3 - 0.0123x^2 + 1.1356x + 185.31$														
5	Nystagmus Horizontal Droit														
6	y = $-4E-05x^3 - 0.0123x^2 + 1.1356x + 185.31$														
7	Nystagmus Horizontal Gauche														
8	y = $-4E-05x^3 - 0.0123x^2 + 1.1356x + 185.31$														
9	Nystagmus Vertical														
10	y = $-4E-05x^3 - 0.0123x^2 + 1.1356x + 185.31$														
11	Convergence														
12	y = $-4E-05x^3 - 0.0123x^2 + 1.1356x + 185.31$														
13	Lumière Ambiente														
14	y = $-4E-05x^3 - 0.0123x^2 + 1.1356x + 185.31$														
15	Lumière Indirecte														
16	y = $-4E-05x^3 - 0.0123x^2 + 1.1356x + 185.31$														
17	Lumière Directe														
18	y = $-4E-05x^3 - 0.0123x^2 + 1.1356x + 185.31$														
19	DELTA														
20	Nystagmus	Nystagmus	Nystagmus	Nystagmus	Nystagmus	Nystagmus	Nystagmus	Nystagmus	Nystagmus	Nystagmus	Nystagmus	Nystagmus	Nystagmus	Nystagmus	Nystagmus
21	Horizontal	Horizontal	Vertical	Convergence	Lumière	Lumière	Lumière	Delta	Delta	Delta	Delta	Delta	Delta	Delta	Delta
22	Droit	Gauche	Vertical	Ambiente	Indirecte	Directe	Delta	Delta	Delta	Delta	Delta	Delta	Delta	Delta	Delta
23	-9.56666	-9.56666	-9.56666	-9.56666	-9.56666	-9.56666	-9.56666	-9.56666	-9.56666	-9.56666	-9.56666	-9.56666	-9.56666	-9.56666	-9.56666
24	-8.46768	-8.46768	-8.46768	-8.46768	-8.46768	-8.46768	-8.46768	-8.46768	-8.46768	-8.46768	-8.46768	-8.46768	-8.46768	-8.46768	-8.46768
25	-7.39262	-7.39262	-7.39262	-7.39262	-7.39262	-7.39262	-7.39262	-7.39262	-7.39262	-7.39262	-7.39262	-7.39262	-7.39262	-7.39262	-7.39262
26	-6.34184	-6.34184	-6.34184	-6.34184	-6.34184	-6.34184	-6.34184	-6.34184	-6.34184	-6.34184	-6.34184	-6.34184	-6.34184	-6.34184	-6.34184
27	-5.3145	-5.3145	-5.3145	-5.3145	-5.3145	-5.3145	-5.3145	-5.3145	-5.3145	-5.3145	-5.3145	-5.3145	-5.3145	-5.3145	-5.3145
28	-4.31056	-4.31056	-4.31056	-4.31056	-4.31056	-4.31056	-4.31056	-4.31056	-4.31056	-4.31056	-4.31056	-4.31056	-4.31056	-4.31056	-4.31056
29	-4.32978	-4.32978	-4.32978	-4.32978	-4.32978	-4.32978	-4.32978	-4.32978	-4.32978	-4.32978	-4.32978	-4.32978	-4.32978	-4.32978	-4.32978
30	-2.37192	-2.37192	-2.37192	-2.37192	-2.37192	-2.37192	-2.37192	-2.37192	-2.37192	-2.37192	-2.37192	-2.37192	-2.37192	-2.37192	-2.37192
31	-1.43674	-1.43674	-1.43674	-1.43674	-1.43674	-1.43674	-1.43674	-1.43674	-1.43674	-1.43674	-1.43674	-1.43674	-1.43674	-1.43674	-1.43674
32	7.08198	7.08198	7.08198	7.08198	7.08198	7.08198	7.08198	7.08198	7.08198	7.08198	7.08198	7.08198	7.08198	7.08198	7.08198
33	5.90736	5.90736	5.90736	5.90736	5.90736	5.90736	5.90736	5.90736	5.90736	5.90736	5.90736	5.90736	5.90736	5.90736	5.90736
34	4.71115	4.71115	4.71115	4.71115	4.71115	4.71115	4.71115	4.71115	4.71115	4.71115	4.71115	4.71115	4.71115	4.71115	4.71115
35	6.49464	6.49464	6.49464	6.49464	6.49464	6.49464	6.49464	6.49464	6.49464	6.49464	6.49464	6.49464	6.49464	6.49464	6.49464
36	7.25702	7.25702	7.25702	7.25702	7.25702	7.25702	7.25702	7.25702	7.25702	7.25702	7.25702	7.25702	7.25702	7.25702	7.25702
37	6.99888	6.99888	6.99888	6.99888	6.99888	6.99888	6.99888	6.99888	6.99888	6.99888	6.99888	6.99888	6.99888	6.99888	6.99888
38	8.72046	8.72046	8.72046	8.72046	8.72046	8.72046	8.72046	8.72046	8.72046	8.72046	8.72046	8.72046	8.72046	8.72046	8.72046
39	10.422	10.422	10.422	10.422	10.422	10.422	10.422	10.422	10.422	10.422	10.422	10.422	10.422	10.422	10.422
40	8.10374	8.10374	8.10374	8.10374	8.10374	8.10374	8.10374	8.10374	8.10374	8.10374	8.10374	8.10374	8.10374	8.10374	8.10374
41	7.66592	7.66592	7.66592	7.66592	7.66592	7.66592	7.66592	7.66592	7.66592	7.66592	7.66592	7.66592	7.66592	7.66592	7.66592
42	8.40878	8.40878	8.40878	8.40878	8.40878	8.40878	8.40878	8.40878	8.40878	8.40878	8.40878	8.40878	8.40878	8.40878	8.40878
43	8.03256	8.03256	8.03256	8.03256	8.03256	8.03256	8.03256	8.03256	8.03256	8.03256	8.03256	8.03256	8.03256	8.03256	8.03256
44	7.6375	7.6375	7.6375	7.6375	7.6375	7.6375	7.6375	7.6375	7.6375	7.6375	7.6375	7.6375	7.6375	7.6375	7.6375
45	7.22384	7.22384	7.22384	7.22384	7.22384	7.22384	7.22384	7.22384	7.22384	7.22384	7.22384	7.22384	7.22384	7.22384	7.22384
46	1	Données Uniformisées	/	Données du sujet	/	Calculs Uniformisés	/	Calculs du sujet	/	Graphiques Position	/	Graphiques Delta & Dérivée	/	Graphiques Position	/

Figure 4.20 : Onglet « calculs uniformisées » du chiffrier électronique « template.xls ».

L'onglet suivant soit celui du « calculs du sujet » est le même que celui du « calculs uniformisées » à l'exception qu'il s'agit des données du test en cours et non des données de positions moyennes. Les 2 derniers onglets sont ceux où les graphiques cités plus tôt se trouvent. Ainsi, l'onglet « graphiques position » ne comprend que des graphiques relatifs à la position des données moyennes de l'onglet « données uniformisées » mais aussi de l'onglet « données du sujet ». La raison pour laquelle on retrouve des graphiques des 2 types de données (données moyennes et données du sujet) est simple, on veut être en mesure de les comparer côté à côté. Comme il y a 6 tests, on retrouve 12 graphiques soit un graphique pour chaque type de données pour chacun des tests. La figure 4.21 nous présente le premier onglet de graphiques de ce chiffrier.

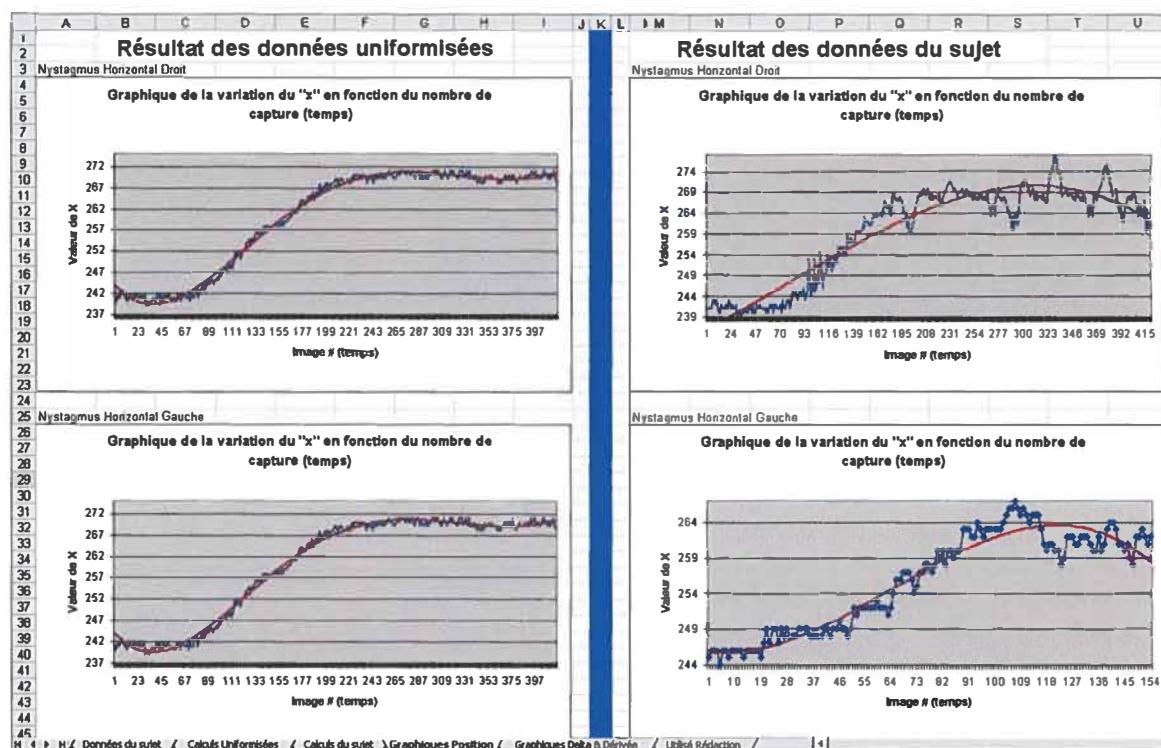


Figure 4.21 : Onglet « graphiques position » du chiffrier électronique « template.xls ».

La figure 4.21 montre la présence d'une large ligne bleue verticale, cette ligne est une démarcation permettant de délimiter les graphiques obtenus à partir des données uniformisées (données moyennes) et les données provenant du sujet. On peut donc

vraiment observer les différences entre les graphiques moyens de sujet sobre et les données de notre nouveau sujet. Comme on peut le remarquer, il n'y a rien dans la section de droite (colonne M à U de la figure 4.21), ceci est dû au fait que le fichier « template.xls » ne contient encore aucune donnée autre que ceux des données uniformisées. La section de gauche (colonne A à I de la figure 4.21) comprend des données de 3 tests de nystagmus distincts, ce qui explique la présence de 3 courbes dans le graphique. Le dernier onglet dont il reste à discuter est celui qui est nommée « graphiques delta & dérivée » et qui comprend les graphiques du delta et de la dérivée. Ces derniers graphiques ont comme source les onglets de « calculs uniformisées » et de « calculs du sujet », et ce, pour chacun des tests. On aura donc encore 12 graphique séparées par un barre bleu avec comme gauche les valeurs des delta et delta' (dérivée) pour les données uniformisées (moyenne) et à droite les valeurs des delta et delta' pour les données du sujet. Voyons à l'aide de la figure 4.22 l'onglet « graphiques delta & dérivée ».

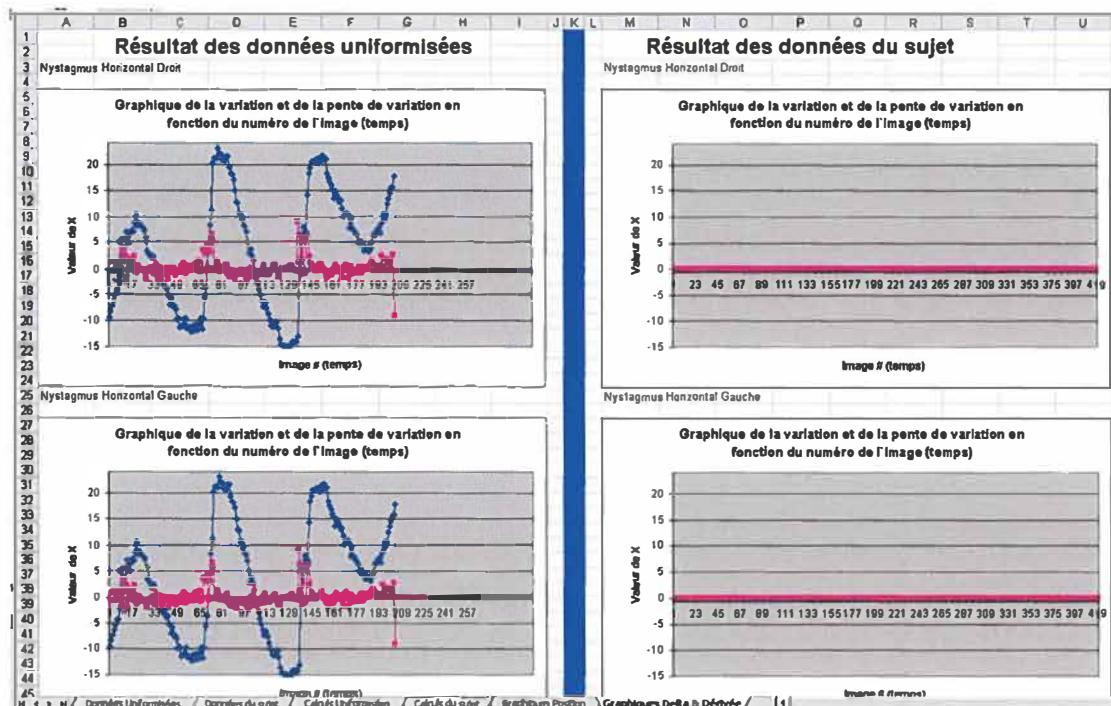


Figure 4.22 : Onglet « graphiques delta & dérivée » du chiffrier électronique « template.xls ».

En observant la figure 4.22, on remarque que les graphiques sont bien différents de ceux présentés précédemment dans la figure 4.21. Comme les valeurs représentent les variations et la pente des variations, il est normal que les données tendent vers la valeur de 0 vue que les données proviennent de données uniformisées de sujet sobre ou la présence du nystagmus n'est pas existante. Les écarts proviennent du fait qu'il s'agit de 3 tests de nystagmus réalisé en une seule séquence d'images pour des fins de test. Encore une fois, les données du sujet sont toutes nulles vu que le fichier du chiffrier est vide. Les comparaisons réelles seront abordées dans la section d'analyse où l'on comparera les données d'un sujet sobre et les données d'un sujet en facultés affaiblies.

Résumons l'ensemble des étapes effectuées à l'intérieur même du fichier Excel (étapes 20 à 26 inclusivement). Les données extraites des images sont insérées dans la feuille « données du sujet », de ces données, un graphique des positions du centre de l'œil est généré dans l'onglet « Graphiques position ». À partir de ce graphique, une équation d'approximation des données de position est générée puis envoyée dans l'onglet « calculs du sujet » où l'on comparera chacune des valeurs extraites avec la valeur d'approximation correspondante. La différence sera notée sur ce même onglet et représentera le delta. À partir des données delta calculées à l'aide de l'équation du graphique, on calcule la dérivée. Les valeurs trouvées pour le delta et la dérivée sont employées pour réaliser un graphique comprenant les valeurs de delta et les valeurs de dérivées. Ces graphiques sont générés dans l'onglet « graphiques delta et dérivées » afin de bien remarquer les variations au niveau des écarts (delta) ainsi que de leur pente (dérivée).

L'étape 27 se résume à la fermeture et la sauvegarde du chiffrier « template.xls » contenant l'ensemble des données extraites dans l'exécution du logiciel. À noter que le fichier sera sauvegardé sous un autre nom que « template.xls » et à une autre destination. La destination dépendra du nom et prénom du sujet ainsi que de la configuration des répertoires du logiciel. Le fichier sera sauvegardé dans le répertoire maître spécifié dans la configuration puis dans le répertoire formé du nom puis du prénom. Le nom du fichier est « résultats.xls » conformément à ce qui a été présenté dans la section 4.2.3 de la

configuration. À l'instant où le fichier est sauvegardé, l'exécution complète du logiciel est terminée et il ne reste plus qu'à examiner puis comparer les données pour déterminer l'état du sujet.

L'étape 28 conclut l'ensemble des étapes réalisées par le logiciel et est une étape importante nécessitant à la fois connaissance et une bonne capacité d'interprétation des données. Cette étape peut être automatique ou non et demande très peu de temps à mettre en fonction. Pour déterminer si une personne est en facultés affaiblies, il suffit de déterminer un seuil et de valider que le delta ne dépasse pas ce seuil. Il existe de nombreuses autres méthodes d'analyse et certaines seront traitées dans les sections d'analyse et de conclusion qui seront vues dans la prochaine section du mémoire. C'est donc pourquoi il ne sera pas nécessaire d'élaborer plus sur cette étape pour le moment.

Nous avons vu précédemment l'ensemble détaillé des étapes nécessaires à effectuer tous les tests et les analyses pour détecter la présence de facultés affaiblies par l'alcool. Comme nous l'avons observé, de nombreuses étapes peuvent être jumelées par leur ressemblance. Afin de faciliter la compréhension et d'avoir une vue plus globale des étapes, rassemblons les 28 étapes vues dans la figure 4.16 en un moins grand nombre d'étapes plus générales. La figure 4.23 nous présente donc les étapes de manière générale de l'ensemble des tests vus précédemment.

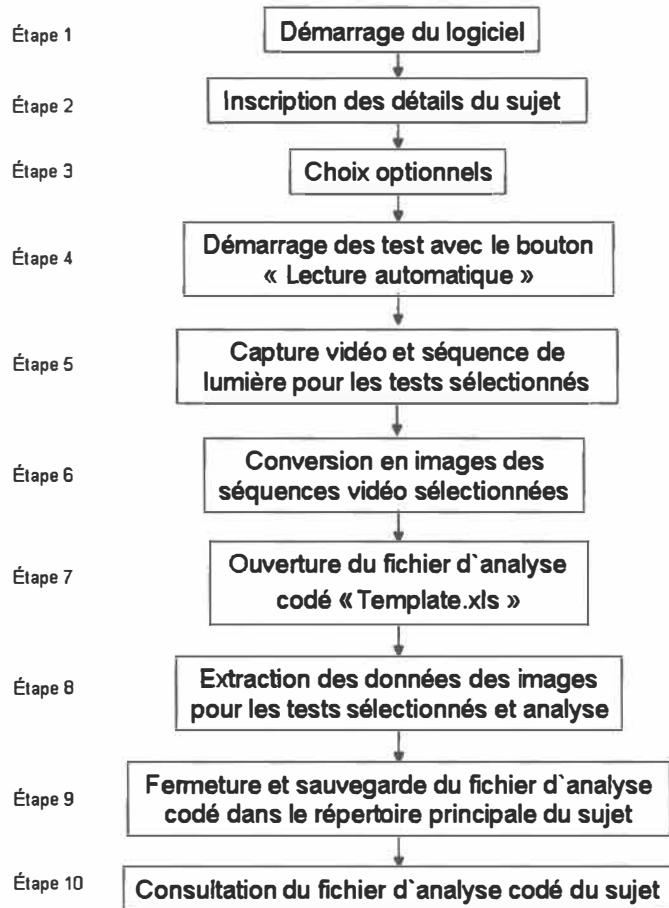


Figure 4.23 : Étapes générales du déroulement du logiciel.

Le résumé de la figure 4.16 vu dans la figure 4.23 est bien plus simple et résume correctement l'ensemble des étapes tout en réduisant la redondance des opérations effectuées dans le logiciel. La figure 4.16 nous permettait de bien décortiquer l'ensemble des étapes auxquelles le logiciel doit faire face pour réaliser l'analyse complexe des séquences capturées pendant son fonctionnement.

Cette section a servi à bien définir les actions effectuées par le logiciel entre les diverses interfaces présentées dans la section 4.2.1. La compréhension du fonctionnement du logiciel et l'ensemble des interfaces de ce dernier ont été couvert de manière à connaître tant le logiciel en surface (interface) qu'en profondeur (étapes de déroulement détaillées). Bien que l'interface et les étapes à effectuer par l'utilisateur soient relativement simples, l'ensemble des étapes par lequel le logiciel doit passer reste relativement complexes et

lourdes. Nous pouvons donc passer à l'analyse des résultats et développer beaucoup plus en détail sur les graphiques conçus dans le chiffrier électronique vu précédemment.

4.3 Conclusion

L'objectif de ce chapitre était de relier toutes les notions vues dans les chapitres précédents afin de comprendre l'ensemble du déroulement de la vie du logiciel. Cette section nous a permis de discuter aussi de nombreuses techniques d'analyse intéressantes qui ne sont pas employées présentement dans la détection de facultés affaiblies mais néanmoins très utiles pour des analyses d'images ultérieures. L'ensemble de ces méthodes sont décrites afin de bien les comprendre et sont accompagnés d'exemple montrant le résultat de leur application sur image source. L'ensemble des interfaces ont été couvert afin de bien comprendre le fonctionnement du logiciel et de faire les connexions entre les algorithmes et l'interface du logiciel. On peut décrire cette section comme un manuel d'emploi comprenant les étapes de la réalisation d'un test automatique de la détection des facultés affaiblies ainsi que l'ensemble des options offertes par ce prototype logiciel.

Chapitre 5 : Analyse des résultats

5.1 Introduction

Les tests affichés dans cette section se sont tous réalisés à l'école nationale de la police du Québec (ENPQ) à Nicolet dans le cadre de formations sur l'emploi d'alcootests tel que ceux décris à la section 1.2.1.1. L'activité consistait à ce qu'un groupe d'individus consomme sur une période d'une heure 30 minutes divers produits alcoolisés et se conforme à des tests d'alcoolémies par la suite avec des agents en formation. Rappelons que ces tests ont été effectués sous la supervision d'un agent et que le retour des gens participants à ces tests était assuré par un conducteur désigné. Ces activités ne comportaient en aucun cas un concours et l'on encourageait les gens à ne pas consommer en dehors des limites de tolérance de chacun. Le nom et le prénom ne seront aucunement divulgués dans cette section puisqu'en effectuant ces tests, nous nous engagions légalement à garder les séquences vidéo, les analyses et les résultats complètement anonymes. Cela dit, les séquences vidéo obtenues lors de ces tests sont nombreuses puisque les tests faits par les agents en formation ainsi que par notre prototype s'effectuent de manière répétitive à des intervalles réguliers. De plus, le taux d'alcoolémie précis d'un individu avant le test sous notre prototype est connu et contre-vérifié par l'emploi de pas moins de 8 appareils reconnus par la loi et régulièrement calibrés. En effet, lors de cette activité de formation, près de 20 agents formés en groupe de 2 participent à ces tests. Cela nous assure donc une comparaison réelle entre les résultats obtenus à l'aide du prototype et le taux d'alcool exact dans le système de l'individu subissant le test.

L'objectif des analyses qui seront présentées ici sera de montrer dans un premier temps qu'il est possible de discerner à l'aide de graphiques (section 4.2.4) l'état à jeun de l'état

de facultés affaiblies. Nous observerons dans un deuxième temps la différence que l'on peut observer dans les données selon le niveau d'intoxication d'un individu.

5.2 Graphiques de référence

Les données de référence représentent un bon nombre de données prises avec des sujets à jeun. Plus le nombre de données formant la moyenne sont grandes, plus la précision de ce à quoi nous devons nous attendre d'un sujet à jeun sera grande. Les variations enregistrées avec un sujet à jeun devraient donc ressembler grandement à celle des données de référence. Plus l'écart avec ces données sera grand, plus le sujet sera intoxiqué. En dressant un graphique de ces données de référence et en extrayant la courbe polynomiale, il ne devrait pas y avoir de grands écarts. Voyons tout d'abord à quoi ressemble le graphique de référence qui comporte un bon nombre de tests sur les données moyennes approximées de sujets à jeun. L'équation de la courbe d'approximation est obtenue grâce au chiffrier électronique qui a la capacité d'obtenir cette équation à partir d'un ensemble de points. La figure 5.1 nous présente ce graphique ainsi que la courbe polynomiale et l'équation qui s'y rattache.

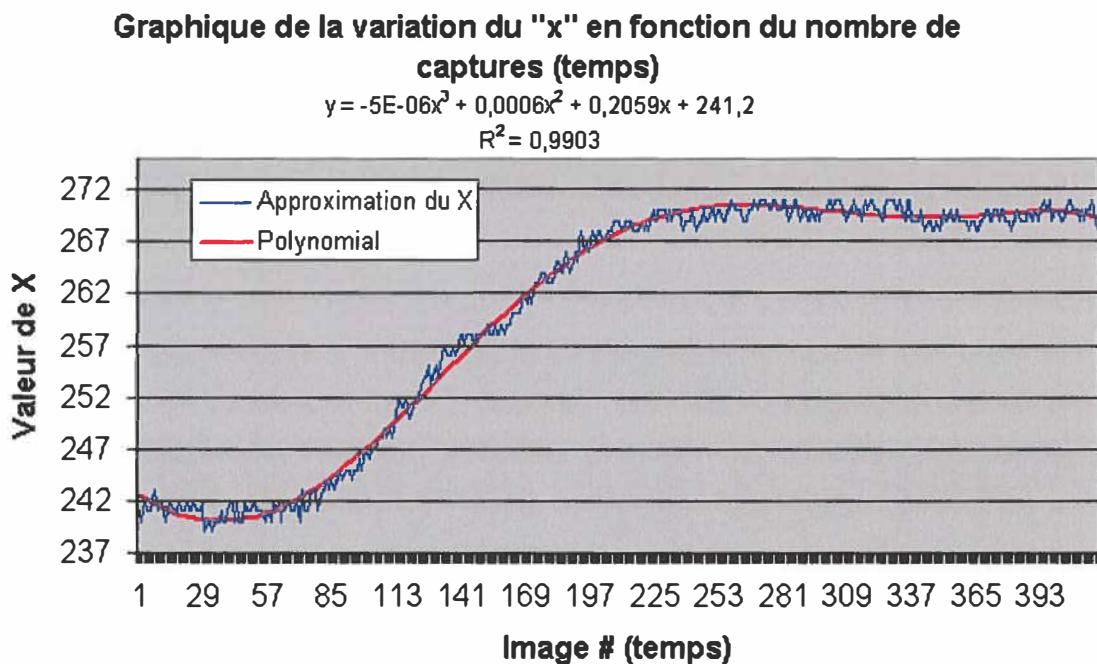


Figure 5.1 : Graphique des positions moyennes approximées en fonction du temps pour des sujets à jeun.

De ces données, nous sommes en mesure d'extraire les écarts entre les positions approximées et la courbe polynomiale approximée. Ces écarts quadratiques ne devraient pas être d'une grandeur extravagante vu que la courbe polynomiale épouse bien la forme des données approximées. Le prochain graphique permet de quantifier les maxima au niveau des écarts quadratiques. À ce graphique, on ajoute la dérivée première (Δ') afin de quantifier les modifications les plus importantes. La figure 5.2 nous montre à quoi ressemble le graphique des écarts de la courbe polynomiale et de la pente de ces écarts.

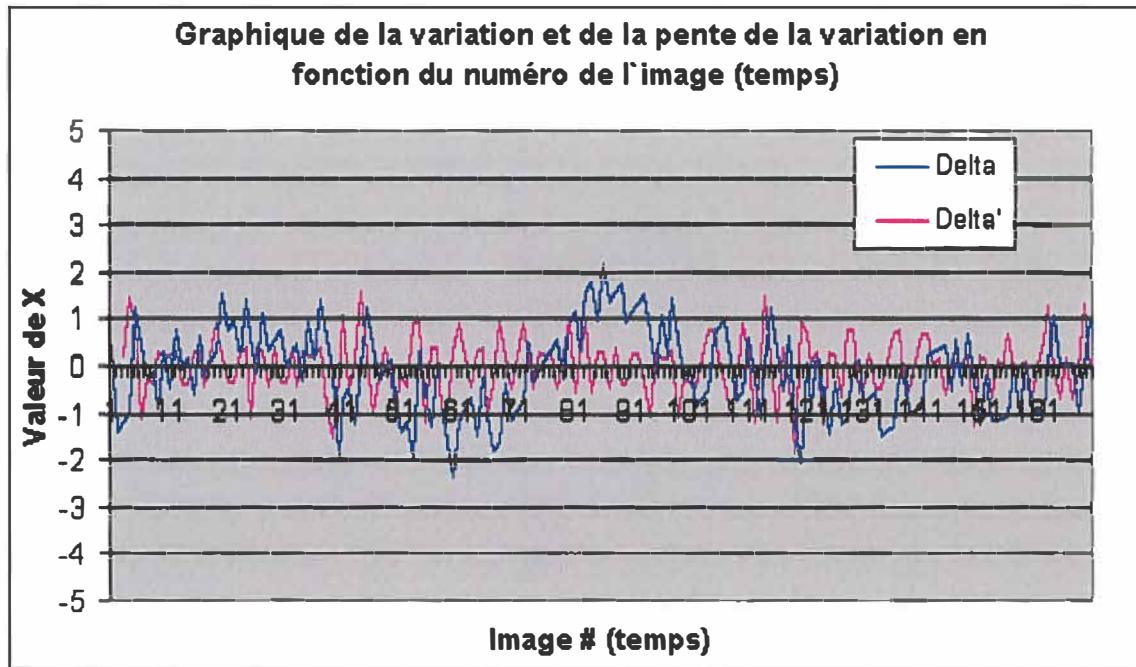


Figure 5.2 : Graphique des écarts médians et de la pente de ces écarts médians

Comme nous pouvons le voir dans le graphique précédent, l'ensemble des données se rapproche d'un écart à 0. Les légères variations ne sont pas suffisantes pour considérer que les données sont différentes de la courbe polynomiale, ce qui caractérise un état à jeun. Nous pouvons aussi calculer l'intervalle de confiance en effectuant la moyenne des écarts les plus significatifs par rapport à la courbe approximée des données rencontrées. Observons concrètement le niveau de confiance obtenue ainsi que les maxima des données de référence à l'aide d'un tableau :

Niveau de confiance	Limite inférieure	Limite supérieure	Écart maximum
99.25 %	- 2,366	2,16472	4,53072

5.3 Graphiques de sujets intoxiqués

Maintenant que nous avons une bonne idée de ce à quoi ressemble les données d'un sujet à jeun, il serait bien d'observer des données pour des sujets étant sous facultés affaiblies. La figure 5.1 présentée précédemment nous montrait une courbe où les écarts entre la courbe quadratique approximée et les données réelles étaient relativement faibles. On pouvait y voir apparaître une tendance très proche de la réalité entre les 2 courbes. Cela était dû au fait que le mouvement de la position de l'œil était très fluide et évoluait dans la même direction. Connaissant la définition même du nystagmus (section 1.4.2), la fluidité du mouvement de l'œil devrait être largement différente surtout si le niveau d'intoxication est grand. Voyons à quoi ressemble le graphique de la position de l'œil en fonction du temps tel que celui de la figure 5.1 mais avec un sujet ayant 101 mg% d'alcool dans le sang. La figure 5.3 nous présente ce graphique.

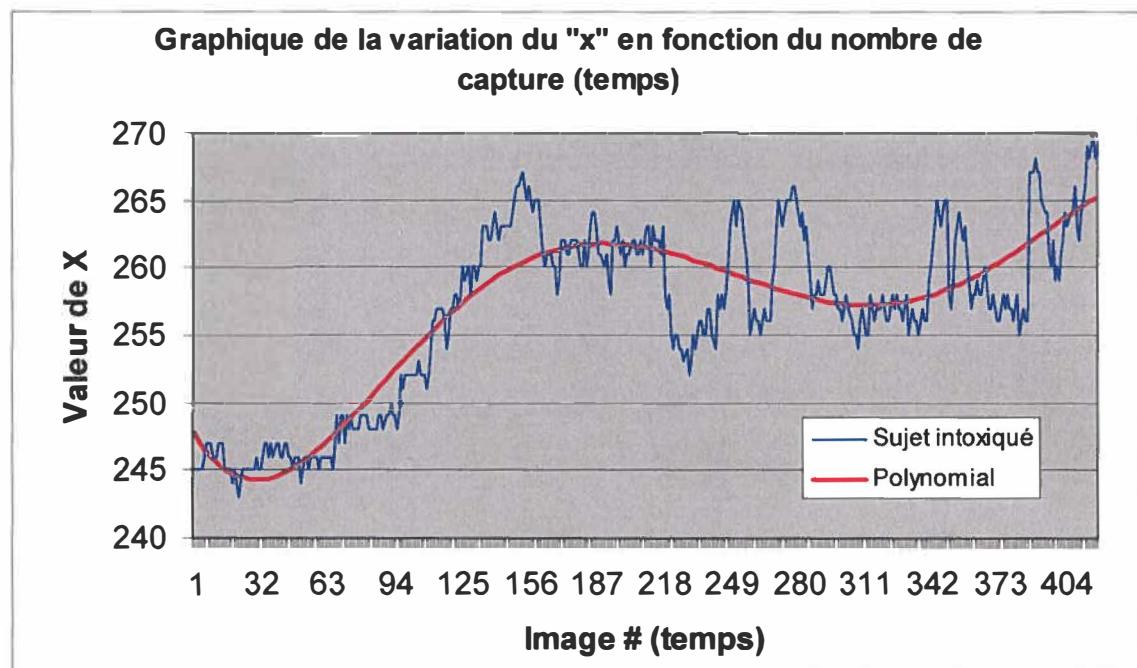


Figure 5.3 : Graphique des positions en fonction du temps pour un sujet ayant 101 mg% d'alcool dans le sang.

Comme nous pouvons le voir dans la figure 5.3, la courbe du sujet suit la courbe estimée de manière générale mais on observe de nombreux écarts. Ces écarts sont dus au nystagmus, car le mouvement est beaucoup moins fluide et comporte même des mouvements dans le sens inverse. Le sujet devrait suivre les lumières et avoir un mouvement régulier, mais dans ce cas, bien qu'il suive les stimuli lumineux, il n'arrive pas à effectuer un suivi complet. Le mouvement est involontaire et se traduit par des oscillations qui produisent des écarts plus grands sur la courbe d'approximation quadratique.

Un autre phénomène synonyme d'intoxication est la vitesse de réaction au suivi du mouvement. On ne peut observer ce phénomène avec le graphique 5.3 car il ne contient pas les données du graphique 5.1 résultant d'une moyenne. Le seul moyen pour pouvoir observer cette différence est d'effectuer la comparaison de 2 graphiques en les superposant. Le graphique résultant nous est présenté dans la figure 5.4.

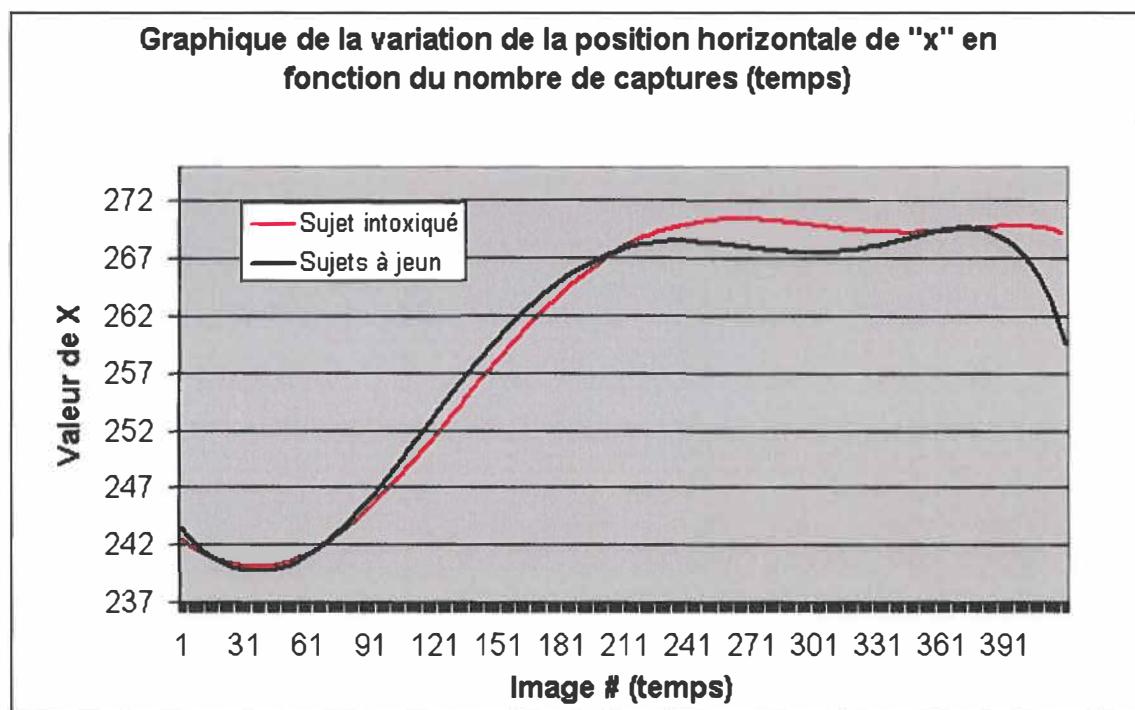


Figure 5.4 : Graphique superposant les positions du centre de l'œil à jeun et avec 101 mg% d'alcool dans le sang en fonction du temps.

Grâce à la figure 5.4, nous pouvons facilement remarquer les différences entre un sujet à jeun (courbe noire) et un sujet intoxiqué (courbe rouge). Par contre, la figure 5.4 nous présente aussi le phénomène dont nous avons discuté dans le paragraphe précédent soit celui de la vitesse de réaction de l'individu. Tel que nous l'avons vu dans la section 1.2.1, l'alcool a pour effet de diminuer nos réflexes et notre attention. Par conséquent, plus une personne est intoxiquée par l'alcool, plus il lui sera difficile de réagir aux mouvements du stimulus produit dans le casque. Cela se traduit par un retard dans le suivi du mouvement. Donc outre les irrégularités dans le graphique 5.4, nous pouvons remarquer qu'il y a un décalage temporel entre les 2 types de données. La courbe résultant du test avec un individu sous facultés affaiblies se trouve éloignée de la courbe des données médianes de sujet à jeun. Bien que le mouvement débute à la 50ème images dans le test (voir début de mouvement du test des sujets à jeun), nous pouvons voir qu'il y a un décalage quant au mouvement de l'œil du second sujet. L'écart est d'environ 10 images entre les 2 tests et deviendrait plus grand si l'individu était plus intoxqué. Ce retard que nous avons décris et qui a été répertorié lors de la conception du test du DRE appelé « lack of smooth pursuit ». Ce retard est un signe du niveau d'intoxication en soit, de l'individu. Ajoutons à ça la présence évidente du nystagmus et nous sommes assurés que le sujet dont le test présenté à la figure 5.3 est bel et bien sous l'influence de l'alcool.

Bien que la présence du nystagmus soit évidente dans les graphiques précédents, il faut évaluer l'intensité des écarts dans le graphique pour déterminer si le nystagmus est faible ou très élevé. La meilleure méthode pour évaluer les écarts entre la courbe du sujet intoxiqué et la courbe approximée reste le graphique des écarts (delta) et de la pente (dérivée) tel que réalisé précédemment (figure 5.2) avec les images médianes. Nous pourrons ainsi comparer réellement les écarts entre les 2 tests. La figure 5.5 nous permet de voir les écarts et la pente pour les données du sujet intoxiqué à raison de 101 mg% d'alcool dans le sang.

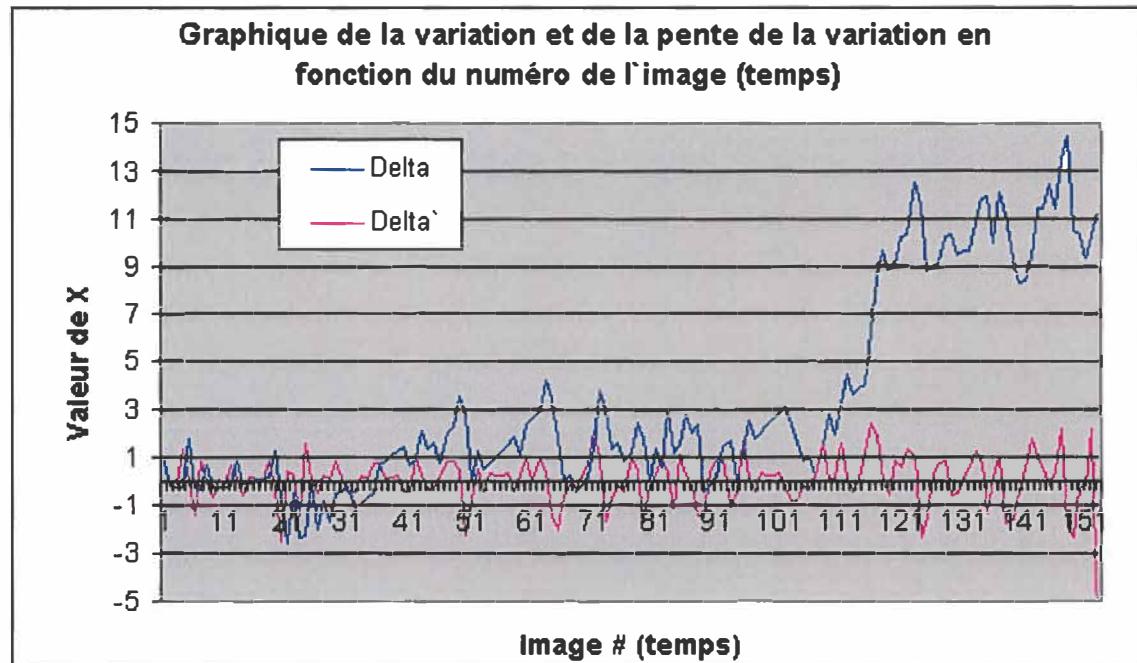


Figure 5.5 : Graphique des écarts et de la pente de ces écarts pour un sujet intoxiqué de 101 mg% d'alcool dans le sang

Comme nous pouvons le voir dans ce graphique, les écarts sont beaucoup plus fréquents que dans la figure 5.2 où les données sont sur des sujets à jeun. Plus les écarts sont fréquents et importants, plus le nystagmus est important. On peut aussi dire que plus les écarts sont présents et intense, plus le sujet est intoxiqué. Autre point à noter, on peut remarquer que l'échelle du graphique est plus grande, ce qui montre que les variations tant positives que négatives sont bien plus importantes.

Effectuons le même exercice que précédemment en ce qui a trait l'intervalle de confiance, mais en utilisant les données pour le sujet intoxqué de 101 mg% d'alcool dans le sang. Observons le niveau de confiance découlant des équations obtenues à partir du chiffrier électronique ainsi que les maxima à l'aide du tableau suivant pour ce test :

Niveau de confiance	Limite inférieure	Limite supérieure	Écart maximum
93,14 %	- 2,56642	14,41016	16,97658

Figure 5.6 : Table de l'analyse des données du sujet intoxqué de 101 mg% d'alcool.

5.4 Comparaison

En comparant les 2 tableaux précédents (tableau pour le sujet à jeun et celui pour le sujet intoxiqué), nous pouvons quantifier les écarts entre les maxima selon le delta et la dérivée du delta. Voyons à quoi ressemblent les écarts de ces 2 tableaux

	Delta à jeun	Delta (101 mg%)	Dérivée à jeun	Dérivée (101 mg%)
Maximum	2,16472	14,41016	1,56299	2,44604
Minimum	- 2,366	- 2,56642	- 1,86372	- 6,62275
Écart maximum	4,53072	16,97658	3,42671	9,06879

Figure 5.7 : Table de comparaison de l'analyse des données du sujet à jeun et du sujet intoxiqué de 101 mg% d'alcool.

En examinant le tableau précédent, nous pouvons remarquer que le delta comparée à l'équation quadratique qui nous donne la courbe de tendance est 3,75 fois plus élevé avec un sujet intoxiqué qu'avec les données approximées de sujets à jeun. Cela représente donc une augmentation du delta de l'ordre de 374,70 % lorsque le sujet est sous l'influence de l'alcool. La discrimination entre un sujet à jeun et un sujet intoxiqué devient donc très évidente. En augmentant le nombre de tests sur des sujets intoxiqués à divers taux d'alcool, il deviendrait possible de pouvoir approximer le taux d'alcoolémie d'un individu et de déterminer l'allure des écarts selon ce taux.

5.5 Conclusion

La comparaison des divers graphiques dans ce chapitre nous a permis de bien comparer les données de sujets intoxiqués tant au niveau de chaque position que sur l'ensemble des points d'une courbe d'approximation. Chaque graphique se retrouvant dans le fichier d'analyse (chiffrier électronique) a été examiné puis expliqué afin de connaître la raison

pour laquelle il a été utilisé dans le cadre de l'analyse des images. L'objectif de cette section était de favoriser la compréhension du chiffrier électronique d'analyse qui est relativement compliquée vu la présence de macro (code Visual Basic). Les figures 5.6 et 5.7 nous ont permis d'effectuer une comparaison des nombres entre des tests différents. De plus, nous avons pu entrevoir les capacités du chiffrier électronique et réaliser à quel point différentes analyses peuvent être réalisées avec ce prototype logiciel sans avoir à modifier le code de ce dernier.

Conclusion

L'objectif principal de l'ensemble de cette recherche était d'automatiser dans un premier temps les tests symptomatiques visuels effectués dans le test de détection de facultés affaiblies par les forces de l'ordre. Rappelons que ces tests sont approuvés par le NHTSA [30] et qu'avec les séquences vidéo enregistrées avec des tests automatiques, les agents de la paix auraient des preuves ne pouvant remettre en question leur jugement lors du test.

Le second objectif était de concevoir un logiciel permettant l'interprétation des séquences vidéo facilement et de dresser rapidement une analyse des résultats obtenus. Le chiffrier présenté dans la section 4.2.4 montre bien que l'ensemble des analyses est réalisées de manière automatique sans que l'utilisateur n'ait à faire un seul calcul. Les onglets compris dans ce chiffrier permettent d'effectuer une comparaison entre des données médianes d'un sujet à jeun avec ceux du sujet en cours sans avoir à effectuer aucun calcul mathématique. Ces données médianes deviendront de plus en plus précises à mesure qu'il y aura des tests compilés pour ces données ce qui rendra les comparaisons bien plus efficaces à l'avenir. Ce chiffrier, bien qu'il soit complet laisse place à de nombreuses possibilités d'analyse et c'est dans cette avenue que peu importe la méthode ou le langage de programmation employé pour enregistrer et extraire l'information, il peut être réutilisé et amélioré. Par conséquent, si l'on raffine encore plus la méthode d'acquisition et de traitement d'image, le fichier d'analyse d'Excel pourra effectuer sa tâche. C'est d'ailleurs dans cette optique que cette méthode fut choisie parmi tant d'autres. Le chiffrier ainsi que ses données médianes pourront être mis à jour afin de toujours améliorer l'analyse et la classification des résultats. De plus, l'emploi de ce chiffrier permet d'appliquer des

méthodes statistiques avancées telles que la comparaison des données à une équation quadratique. Bien entendu les fonctionnalités offertes dans les chiffrières électroniques ne s'arrêtent pas là, mais donnent suffisamment de qualité à l'analyse pour porter un pronostique par comparaison graphique.

La principale difficulté rencontrée a été celle d'effectuer avec certitude la reconnaissance de la pupille dans le visage. C'est d'ailleurs pour cette raison que de nombreuses techniques ont été expérimentées et que l'on retrouve maintenant dans l'onglet d'analyse du logiciel. Cet onglet a d'ailleurs été complètement décrit dans la section 4.2.2 car les techniques non utilisées à la finale du logiciel offraient une analyse très intéressante et des possibilités différentes qui pourraient être utilisées, dans des analyses et tests ultérieurs et de nature différente. La technique qui a été finalement employée offre un rendement très grand et devient presque parfaite lorsqu'elle est employée en conjonction avec les zones d'intérêt. Le fait d'employer aussi un fichier contenant des variables préétablies nous permet de nous assurer un rendement supérieur quant à la précision des détections.

Une seconde difficulté fut de combiner l'emploi d'un test automatique nécessitant la cohésion d'un circuit électronique avec un logiciel, et ce, avec un synchronisme parfait pour effectuer la capture des tests. Cette difficulté de différent ordre fut plus rapide à régler que la première, car la conception d'un circuit électronique fut grandement facilitée par la génération de signaux par le port parallèle. Ce fut la première étape à franchir pour faciliter la conception du circuit électronique qui réagirait au flux de données transmis via le port parallèle.

Le prototype résultant de cette recherche nous offre dans un premier temps des images pouvant être utilisées en cours puisque le test ne peut être aucunement différent d'un policier à un autre. Ce net avantage par rapport à l'ancien prototype [21] permet sans analyse d'utiliser le système pour des fins judiciaires difficilement contestables par les scientifiques étudiant le nystagmus. Seul le nystagmus congénital peut être une source d'erreur et dans ce cas, cela représente seulement une chance sur 1500 ou 0.067 % [27]. Il nous offre aussi dans un second temps la capacité d'analyser les données par rapport à un

ensemble de données médianes provenant d'un bon nombre de tests qui ne cessera d'augmenter afin d'accroître la précision de ces données. Ces données sont transformées en graphique nous permettant d'observer visuellement les irrégularités du test d'un individu. De plus, toutes ces analyses sont effectuées de manière automatique et quasi instantanée tout en rendant l'éventualité d'une erreur humaine (externe) nulle vu que l'utilisateur n'a qu'une très faible participation à l'emploi du logiciel. C'était d'ailleurs l'objectif principal de ce prototype : rendre l'influence du testeur presque nulle afin qu'on ne remette pas en cause la validité du test ainsi que celle des séquences vidéo.

Le futur de cette recherche repose grandement sur la capacité d'étudier des sujets ayant des symptômes différents à ceux de la consommation d'alcool. La détection de narcotique dans le système de conducteur fautif doit être faite et ce prototype a le potentiel de le faire. Par contre, cela signifie qu'il faut avoir des séquences vidéo de tests sur des gens étant en facultés affaiblies à cause de drogue. La drogue étant illégale, il est très difficile d'obtenir l'autorisation légale d'effectuer des tests sur des gens étant sous leur influence. Une avenue à ce niveau est toutefois disponible, et c'est celle de son emploi dans le cadre de médicaments. Le cannabis a été longuement considéré comme un narcotique illégal, mais on l'utilise aujourd'hui sous prescription comme médicament thérapeutique. Cela ouvre la porte à de nombreux tests permettant la corrélation de tests symptomatiques comme celui du nystagmus et de l'emploi de drogue dite douce tel le cannabis. Cette avenue bien que très intéressante nécessitera l'aide de spécialistes dans le domaine de la santé. Cela est dû au fait que les gens recevant cette prescription sont généralement à un stade de maladie avancée et dans ces cas, il faut s'assurer que la présence de nystagmus n'est pas due à la maladie, mais bien à l'emploi du cannabis. Le cannabis n'est qu'un exemple concret mais de nombreuses substances considérées comme illégales sont utilisées à chaque année pour des tests médicaux légaux. Il suffirait de joindre ces études à cette recherche afin d'avoir des séquences vidéo permettant de développer une analyse pour reconnaître la présence de drogues lors des tests avec le prototype. De plus, dès que ce prototype sera utilisé dans le cadre de l'analyse des facultés affaiblies dans les forces de l'ordre, les policiers croiseront de manière certaine des cas où l'alcool n'est aucunement la cause de facultés affaiblies. De plus, comme le phénomène de l'emploi de

drogue et de la conduite sous son effet est un phénomène grandissant, les policiers auront de nombreuses données visuelles grâce au prototype. Plus il sera employé dans ces cas et plus l'acquisition de données médianes valides sera avantageuse dans la reconnaissance de facultés affaiblies causées par la drogue.

Les avenues de ce prototype ne le laisseront certainement pas sur les tablettes et nécessiteront de nombreuses années de recherche et développement. C'est pourquoi sa conception le laisse apte à recueillir des données sur de nombreux tests et à dresser ensuite de nouvelles analyses permettant d'identifier la présence de facultés affaiblies causées par de nouvelles substances et par le fait même d'identifier ces substances. Cela permettra d'ailleurs d'identifier des individus étant sous l'influence de drogue et de justifier de manière légale une prise de sang afin d'identifier la drogue employée et son dosage.

Bibliographie

- [1] Société de l'assurance automobile du Québec, [En ligne]. <http://www.saaq.gouv.qc.ca/prevention/alcool/chiffres.html>
- [2] The road safety monitor 2005, [En ligne]. http://www.trafficinjuryresearch.com/whatNew/newsItemPDFs/Drinking_and_Driving_RSM_2005.pdf
- [3] Alcopedia, [En ligne]. http://www.infoalcool.ca/fr/alcopedia/alc_i_impairment.asp
- [4] Alco-Sensor® IV, [En ligne]. http://www.intox.com/products/asiv_fb.asp?pnid=9
- [5] Intoxilyzer® 5000, [En ligne]. <http://www.alcoholtest.com/intox5000.htm>
- [6] Intoxilyzer® 5000, [En ligne]. <http://www.alcoholtest.com/ir.htm>
- [7] Intoxilyzer® 5000, [En ligne]. <http://www.okdui.com/intoxilzyer.5000>
- [8] Breathalyzer® 900, [En ligne]. http://www.nysdwi.com/bac_chart.html
- [9] Classification des drogues, [En ligne]. <http://www.addica.org/page23187.asp>
- [9] Drogue, [En ligne]. http://www_etape.qc.ca/drogues/
- [10] Cannabis, [En ligne]. <http://psydoc-fr.broca.inserm.fr/toxicomanies/toxicomanie/produits/cannabis/historique.htm>
- [11] Cannabis et Etude SAM, [En ligne]. <http://www.cannabisetconduite.fr/pdf/Etude-SAM-octobre2005.pdf>
- [12] Cocaïne, [En ligne]. <http://www.lecrips-idf.net/infos-drogues/cocaine/historique.asp>
- [13] Cocaïne, [En ligne]. http://www.emedicinehealth.com/cocaine_abuse/article_em.htm
- [14] Héroïne, [En ligne]. <http://www.lecrips-idf.net/infos-drogues/heroin/historique.asp>
- [15] Opium, [En ligne]. http://www_etape.qc.ca/drogues/opium.htm

- [31] Transparent AVI Player Control, [En ligne] http://www.vbaccelerator.com/home/VB/Code/Controls/AVI_Player/Transparent_AVI_Player/article.asp
- [32] Microsoft Video pour Windows, [En ligne] <http://support.microsoft.com/kb/205087>
- [33] Reading and Writing AVI files, [En ligne]
<http://www.codeproject.com/csharp/steganodotnet4.asp>
- [34] S. Roman, Win32 API Programming with Visual Basic. Edition O'Reilly, 1999
- [35] Takeshi Takegami, Toshiyuki Gotoh, Seiichiro Kagei et Reiko Minamikawa-Tachino. A Hough based eye direction detection algorithm without On-site calibration. Proc. VIIth digital image computing : techniques and applications, Sun C., Talbot H., Ourselin S. and Adriaansen T. (Eds.), 10-12 Dec. 2003
- [36] Zhiwei Zhu, Kikuo Fujimura et Qiang Ji [Document électronique] Real-time eye detection and tracking under various light conditions
- [37] C.H. Morimoto, D. Koons, A. Amir et M. Flickner (2000), Image and vision computing, Pupil detection and tracking using multiple light sources. Image and vision computing 18 (2000) pp. 331-335
- [38] Karl Citek, Bret Ball, et Dale A. Rutledge (2003), Optometry Volume 74 / Number 11 / November 2003, Nystagmus testing in intoxicated individuals
- [39] C.H. Morimoto et M. Flickner, M. 2000. Real-time multiple face detection using active illumination. In *Proc. of the 4th IEEE International Conference on Automatic Face and Gesture Recognition 2000*.
- [40] Morimoto, C., Koons, D., Amir, A., et M. Flickner 1998. Pupil detection and tracking using multiple light sources. Technical Report RJ-10117, IBM Almaden Research Center.
- [41] Smith, P., Shah, M., et LOBO, N. D. V. 2000. Monitoring head/eye motion for driver alertness with one camera. In *Proceedings of the 2000 International Conference on Pattern Recognition*, Session P4.3A.
- [42] Antonio Haro, Myron Flickner, Irfan Essa 2000. Detecting and Tracking Eyes By Using Their Physiological Properties,Dynamics, and Appearance Appears in Proceedings of *CVPR 2000* pp. 163-168
- [43] Allan F. Williams, September 2000. Issues and Methods in the Detection of Alcohol and Other Drugs. Number E-C020, September 2000 RESEARCH ISSN 0097-8515
- [44] T.Takegami, T.Gotoh, et G.Ohyama, An Algorithm for Eye Tracking System, with Self-Calibration, Systems and Computers in Japan, vol.33, no.10, pp.10-20, 2002.

-
- [45] T.Takegami, T.Gotoh, and G.Ohyama, An Algorithm for Model-based Stable Pupil Detection for Eye Tracking System, IEICE Trans., vol. J86-D-II, no.2, pp.252-261, 2003.
 - [46] T.Ohno, N.Mukawa, and A.Yoshikawa, Free Gaze: A Gaze Tracking System for Everyday Gaze Interaction, Proceedings of The Symposium on ETRA 2002: Eye Tracking Research & Applications Symposium, pp.125-132, 2002.
 - [47] John J. Magee, Matthew R. Scott, Benjamin N. Waber and Margrit Betke, 2003. EyeKeys: A Real-time Vision Interface Based on Gaze Detection from a Low-grade Video Camera
 - [48] Karl Citek, O.D., Ph.D., Bret Ball, O.D., et Dale A. Rutledge, Lieutenant, 2003. Nystagmus testing in intoxicated individuals, pp.695-710, Optometry Volume 74, Number 11, November 2003.
 - [49] A.Pérez, M.L.Córdoba, A.García, R.Méndez, M.L.Muñoz, J.L.Pedraza, F.Sánchez, 2001. A Precise Eye-Gaze Detection and Tracking System. Departamento de Arquitectura y Tecnología de Sistemas Informáticos (DATSI)
 - [50] Antonio Haro, Irfan Essa et Myron Flickner, 2000. A Non-invasive Computer Vision System For Reliable Eye Tracking.
 - [51] Daugman J, 2004. How iris recognition work. IEEE Trans. CSVT 14(1), pp. 21-30, 2004.
 - [52] M. Burns, Oculomotor and Pupil Tests to Identify Alcohol Impairment, [En ligne] <http://www.druglibrary.org/schaffer/Misc/driving/s30p1.htm>
M. Burns; Oculomotor and Pupil Tests to identify Alcohol Impairment; Alcohol, Drugs and Traffic Safety; Vol. 2; pp. 887-880; 1995
 - [53] Burns M, et Muskowitz H; Psychophysical Tests for DWI Arrest; DOT HS-802-424; National Technical Information Service; Springfield; V.A.; 1977
 - [54] Tharp V, Burns M, et Muskowitz H, Development and Field Test of Psychophysical Tests for DWI Arrest; DOT HS-805-864; National Technical Information Service; Washington; D.C; 1981
 - [55] Dana H. Ballard et Christopher M. Brown, Ballard and Brown's Computer Vision. Prentice Hall, ISBN : 0-13-165316-4, 1982