



**HAL**  
open science

# Mise au point d'une chaîne de capture/ restitution stéréoscopique d'images couleurs : application à la conception d'interfaces adaptées aux déficients visuels

Imad Benkhaled

## ► To cite this version:

Imad Benkhaled. Mise au point d'une chaîne de capture/ restitution stéréoscopique d'images couleurs : application à la conception d'interfaces adaptées aux déficients visuels. Autre [cs.OH]. Université Montpellier, 2018. Français. NNT : 2018MONT5037 . tel-02094447

**HAL Id: tel-02094447**

**<https://theses.hal.science/tel-02094447>**

Submitted on 9 Apr 2019

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

# THÈSE POUR OBTENIR LE GRADE DE DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE MONTPELLIER

Informatique

École doctorale I2S

Unité de recherche LGI2P

Mise au point d'une chaîne de capture/ restitution  
stéréoscopique d'images couleurs : application à la  
conception d'interfaces adaptées aux déficients visuels

*Présentée par Imad BENKHALED*

*Le 23 Novembre 2018*

*Sous la direction de Dominique LAFON PHAM*

*Devant le jury composé de*

M. Patrick LAMBERT, Université Savoie Mont Blanc, LISTIC  
Mme Edwige PISSALOUX, Université de Rouen Normandie, LITIS  
M. Alexis PALJIC, MINES ParisTech, PSL Université, CAOR  
M. Alamin MANSOURI, IUT Dijon-Auxerre, LE2I  
M. Olivier STRAUSS, Université Montpellier, LIRMM  
Mme Dominique LAFON PHAM, IMT Mines Alès, C2MA  
Mme Isabelle MARC, IMT Mines Alès, LGI2P

Président  
Rapporteur  
Rapporteur  
Examineur  
Examineur  
Directeur de thèse  
Co-encadrant de thèse



UNIVERSITÉ  
DE MONTPELLIER



## Remerciements

"الْحَمْدُ لِلَّهِ الَّذِي بِنِعْمَتِهِ تَتِمُّ الصَّالِحَاتُ"

Ça se lit : El Hamdou Li Allah ... c'est ce qu'ont dit quand on finit un tel travail.

Je tiens d'abord à remercier ma directrice de thèse Madame Dominique LAFON PHAM et mon encadrante de thèse Madame Isabelle Marc pour leur encadrement, leurs conseils, et leur disponibilité.

Je souhaite également remercier l'ensemble des membres du jury qui m'ont fait l'honneur de lire ce manuscrit et de commenter mes travaux de recherche : Madame Edwige

PISSALOUX et Monsieur Alexis PALJIC pour avoir examiné ce manuscrit ainsi que pour la qualité et la pertinence de leurs remarques, Monsieur Patrick LAMBERT pour avoir accepté de présider le jury.

Je tiens également à remercier l'ensemble des membres du laboratoire, permanents, thésards et personnels pour m'avoir accepté parmi eux pendant ces années.

Je voudrais remercier ma famille, ma mère Hadda, ma sœur Kawther, et mes frères, Bilal, Ayoub, Badredinne, et Nejmeddine; pour leurs encouragements et soutiens à poursuivre cette longue route.

En fin de thèse, Sarra la femme de ma vie vient compléter le petit bout qu'il faut avec son soutien moral pour la dernière ligne droite.

A mes amis d'ici en France et ceux de Héliopolis et Guelma

## Résumé

Les travaux de cette thèse sont menés dans le cadre d'un projet porté par le centre de recherche LGI2P de IMT Mines Ales, consacré à la conception d'un dispositif d'aide à la mobilité pour personnes malvoyantes, et plus particulièrement pour les personnes présentant une forte sensibilité à l'éblouissement et une héméralopie. Ces symptômes sont caractéristiques de pathologies telles que les rétinites pigmentaires et le glaucome. Le dispositif doit aider à la détection d'obstacles et à la recherche d'indices visuels, quel que soit le niveau de luminosité ambiant.

La contribution de cette thèse au projet se situe sur plusieurs plans. Tout d'abord, il était demandé de définir les paramètres caractérisant la vision résiduelle de chaque utilisateur. En effet, chaque patient a ses propres conditions de confort lumineux, qui dépendent de l'évolution de sa pathologie : à chaque étape de cette évolution, un patient présente une luminosité minimale en dessous de laquelle il ne perçoit plus les détails dans une scène, et également une luminosité maximale au-dessus de laquelle il ressent gêne et douleur. La définition de ces niveaux limites de luminosité va permettre de paramétrer le dispositif et l'adapter à chaque utilisateur. Mais il n'existe pas de méthode pour les mesurer de façon objective. Nous avons donc participé à la conception et au développement de tests dédiés, et à la réalisation d'essais sur des sujets déficients visuels, dans le cadre d'un essai clinique piloté par le CHU de Nîmes et l'ARAMAV (institut spécialisé dans la rééducation fonctionnelle basse vision), pour l'aspect médical. Nous avons également proposé un nouveau test pour mesurer la sensibilité au contraste chromatique, toujours dans le but de mieux adapter les images affichées à la vision des utilisateurs.

Nous avons ensuite travaillé à la mise au point d'un prototype du dispositif (caméras et visiocasque de réalité virtuelle). Pour cela, nous avons dû choisir les équipements de capture et d'affichage d'images. Un travail de calibration colorimétrique sur ces équipements nous permet de relier grandeurs numériques (représentation dans différents espaces couleur : RGB, XYZ, LMS, Lab) et grandeurs physiques (luminance et chrominance). Cette étape est nécessaire pour réaliser les tests précités dans des conditions physiquement connues. Elle nous permet également de définir les caractéristiques physiques que devront posséder les équipements qui seront choisis pour réaliser le produit final.

Enfin, nous avons abordé la question des traitements à appliquer au signal capturé par la caméra. Nous avons proposé des traitements en temps réel sur la luminosité dans le but d'augmenter la luminosité dans les zones sombres de l'image et de baisser la luminosité dans les zones qui éblouissent le patient. Nous avons montré les limitations de l'imagerie classique et la nécessité de travailler sur des images HDR (high dynamic range) Nous avons comparé plusieurs méthodes pour permettre l'affichage de ces images HDR sur les écrans de plus faible dynamique, en recherchant les caractéristiques de l'image que ces méthodes doivent préserver au mieux, et en prenant en compte les performances visuelles des utilisateurs potentiels. Nous avons aussi proposé des traitements sur la couleur pour augmenter le contraste et la saturation afin de rendre les images plus facilement perceptibles par les patients qui souffrent de troubles de vision des couleurs.

## Abstract

This thesis is a part of the project conducted by the LGI2P research center (IMT Mines Ales) dealing with the design of a mobility and orientation aid device for the visually impaired, and more particularly for people with a high sensitivity to glare and night blindness. These symptoms are characteristic of pathologies such as retinitis pigmentosa and glaucoma. In consequence, this device is intended to provide help in obstacle detection and search for visual cues, regardless of the ambient light level.

The research of this thesis has several contributions to the project. First of all, parameters characterizing the residual vision of each user have to be defined, as each patient exhibits his own light comfort conditions, depending on progress in pathology: at each stage of the evolution of his disease, a patient has specific minimum luminosity below which he no longer perceives the details in a scene, along with a specific maximum luminosity above which he starts to feel discomfort and pain. The definition of these light limitations will make it possible to parameterize the device and adapt it to each user. But there is no method for an objective assessment of these limiting luminance levels. We have therefore contributed to the design and development of dedicated tests, and participated to the realization of clinical trials, in collaboration with the Nîmes University Hospital and the ARAMAV Insitute (institute specialized in low vision functional rehabilitation), in charge of the medical approach. We have also proposed a new test to measure sensitivity to chromatic contrast, always with the aim of a better match between displayed images and user's vision.

A prototype of the device (cameras and virtual reality video headset) has been developed. We had to choose the image capture and display equipments. A colorimetric calibration processed on these equipments allows us to define relationships between digital quantities (digital representation in color spaces : RGB, XYZ, LMS, Lab) and physical quantities (luminance and chrominance). This stage is required to perform the above tests under physically known conditions. It also allows us to define the physical characteristics of the equipments that will be selected for the final product.

Finally, the image processing to be applied to the signal captured by camera are investigated. We have proposed real-time brightness treatments to increase brightness in dark areas of the image and decrease brightness in areas that dazzle the patient. We have presented the limitations of conventional imaging and the necessity to work on HDR (high dynamic range) images. We have compared several methods of tone mapping, designed to display HDR image on screens with lower dynamic range. Criteria for these comparison are based on the definition of the image characteristics that these methods should better preserve, and on the visual performance of potential users. We have also suggested color treatments by increasing contrast and saturation to make images more perceptible to patients with color vision disorders.

# Table des matières

<i>Introduction générale</i> .....	13
<i>Chapitre 1 : Contexte de l'étude</i> .....	17
1. <i>Introduction</i> .....	18
2. <i>Le système visuel humain</i> .....	18
2.1. <i>L'œil</i> .....	18
2.2. <i>Les voies visuelles</i> .....	24
2.3. <i>La vision</i> .....	26
3. <i>Les déficiences visuelles</i> .....	35
3.1. <i>Glaucome</i> .....	36
3.2. <i>Rétinite pigmentaire</i> .....	37
4. <i>Les aides techniques</i> .....	38
4.1. <i>Méthodes de suppléance sensorielle</i> .....	40
4.2. <i>Méthodes d'augmentation sensorielle</i> .....	43
4.3. <i>La validation des dispositifs</i> .....	46
5. <i>Le projet AUREVI (AUgmented REality for the Visually Impaired)</i> .....	47
<i>Chapitre 2 : Chaîne d'acquisition restitution d'images numériques</i> .....	50
<i>Introduction:</i> .....	51
1. <i>Mesure et représentation des stimuli lumineux – imagerie couleur et colorimétrie</i> .....	52
1.1. <i>Les principes de base de la colorimétrie</i> .....	56
1.2. <i>Les espaces couleurs</i> .....	59
2. <i>Les différents composants de la chaîne d'acquisition – restitution d'images</i> .....	61
2.1. <i>Généralités</i> .....	61
2.2. <i>Le fonctionnement des systèmes d'affichage</i> .....	62
2.3. <i>Les systèmes d'acquisition d'images couleur utilisés :</i> .....	67
3. <i>Caractérisation du rendu colorimétrique des systèmes d'acquisition et de restitution</i> . ....	73
3.1. <i>Caractérisation des systèmes d'acquisition d'images couleur</i> .....	74
3.2. <i>Caractérisation des appareils de restitution d'images</i> .....	79

4. Conclusion chapitre .....	108
Chapitre 3 Evaluation des paramètres de la vision .....	110
1. Introduction .....	111
2. Les tests classiques .....	111
2.1. L'acuité visuelle.....	111
2.2. Mesure du contraste.....	113
2.3. Mesure du champ visuel.....	114
2.4. Evaluation de la vision des couleurs .....	116
2.5. Tests d'éblouissement .....	120
3. Les tests développés dans le cadre de cette étude.....	121
3.1. Seuils de luminance .....	121
3.2. Evaluation de la vision des couleurs .....	127
3. Conclusion.....	131
Chapitre 4 Optimisation de la représentation de l'environnement.....	132
1. Introduction .....	133
2. Contrôle de la luminosité.....	134
2.1. Cas des environnements à faible dynamique de luminance.....	135
2.2. Cas des environnements à forte dynamique de luminance.....	139
3. Evaluation des FRT.....	150
3.1. Méthodes d'évaluation des images.....	151
3.2. Méthodes d'évaluation du contraste .....	154
3.3. Basse vision et perception subjective du contraste .....	155
3.4. Méthode objective pour l'évaluation du contraste .....	157
3.5. Evaluation des FRT.....	159
4. Changement des couleurs selon l'axe de confusion .....	171
4.1. Principe de la méthode.....	171
4.2. Personnalisation de la méthode .....	173
4.3. Implémentation de la méthode : .....	173



5. Conclusion.....	175
Conclusion générale .....	177
Références bibliographiques .....	181
Annexes .....	194
Annexe I : caractérisation des caméras.....	194
i. APN Nikon D700 .....	194
ii. Caméra DFK (Imaging Source).....	198
Annexe II : caractérisation des écrans.....	201
Annexe III : mesures et calculs pastilles du test de Farnsworth .....	222
Annexe IV : Etude des effets des TMO dans les différentes zones de l'image .....	230
iii. Zone 1 (claire).....	231
iv. Zone 2 (sombre).....	232
v. Zone 3 (claire).....	233
vi. Zone 4 (sombre).....	234

## Liste des figures

Figure 1 Schéma de la coupe sagittale d'un œil humain.....	19
Figure 2 Structure de la rétine .....	21
Figure 3 Représentation des cônes et des bâtonnets.....	21
Figure 4 Spectre d'absorption normalisé des trois iodopsines et de la rhodopsine .....	23
Figure 5 Distribution des photorécepteurs dans la rétine .....	23
Figure 6 Schéma des voies visuelles .....	24
Figure 7 Interaction entre les deux voies visuelles .....	25
Figure 8 Transmission de l'information de la rétine jusqu'au cortex.....	26
Figure 9 Les fonctionnalités des différentes zones du champ visuel .....	28
Figure 10 Vision scotopique et vision mésopique.....	29
Figure 11 Fonctions d'efficacité lumineuse relative .....	30
Figure 12 Fonction de sensibilité à la luminance.....	31
Figure 13 Sensibilité aux contrastes en fonction du niveau d'éclairement .....	31

Figure 14 Illustration du codage des signaux des cônes dans la théorie des oppositions des couleurs dans le système visuel humain .....	33
Figure 15 Sensibilité spectrale au contraste coloré .....	34
Figure 16 exemples d'interfaces tactiles .....	40
Figure 17 Prix actuels des aides techniques .....	47
Figure 18 Chaîne acquisition traitements restitution .....	51
Figure 19 Illustration des relations entre les grandeurs radiométriques .....	54
Figure 20 Spectre des différents illuminants D.....	56
Figure 21 Interaction lumière –objet – œil .....	56
Figure 22 Expérience de correspondance des couleurs . .....	57
Figure 23 Les fonctions colorimétriques $r(\lambda)$ , $g(\lambda)$ , $b(\lambda)$ pour le système RVB CIE 1931.....	58
Figure 24 Les fonctions colorimétriques $x_\lambda$ , $y_\lambda$ , $z_\lambda$ .....	58
Figure 25 Le diagramme de chromaticité CIE xy .....	59
Figure 26 Composants d'un écran CRT .....	63
Figure 27 Principe de fonctionnement d'un écran LCD .....	64
Figure 28 Cellule OLED .....	66
Figure 29 Diagramme typique du chemin optique d'une caméra numérique.....	68
Figure 30 sensibilités spectrales pour: (a) les trois types de cônes dans un œil humain, et (b) un appareil photo numérique typique.....	70
Figure 31 Mire Macbeth .....	75
Figure 32 Expérience de caractérisation (caméra ou appareil photo) .....	76
Figure 33 Valeurs XYZ mesurées versus valeurs calculées via la fonction de transfert : Nikon D700 ...	77
Figure 34 Valeurs XYZ mesurées versus valeurs calculées via la fonction de transfert : DFK.....	77
Figure 35 RGB vers LMS pour le Nikon D700.....	79
Figure 36 Expérience de changement d'éclairage .....	84
Figure 37 Expérience de changement d'éclairage : Lieu des pastilles saturées et non saturées dans le diagramme de chromaticité .....	84
Figure 38 Ecart entre pastilles adjacentes (test Farnsworth) : écart de couleur .....	87
Figure 39 Ecart entre pastilles adjacentes (test Farnsworth) : écart de clarté .....	88
Figure 40 Ecart entre pastilles adjacentes (test Farnsworth) : écart de chroma.....	89
Figure 41 Ecart entre pastilles adjacentes (test Lanthony) : écart de couleur.....	90
Figure 42 Ecart entre pastilles adjacentes (test Lanthony) : écart de clarté : .....	91
Figure 43 Ecart entre pastilles adjacentes (test Lanthony) : écart de chroma. ....	92
Figure 44 Spectre mesuré au centre de l'écran Philips 1 : écran blanc (255, 255, 255) .....	93
Figure 45 Spectre mesuré au centre de l'écran Philips 1 : écran rouge (255, 0,0) .....	94

Figure 46 Spectre mesuré au centre de l'écran Philips 1 : écran vert (0, 255, 0) .....	94
Figure 47 Spectre mesuré au centre de l'écran Philips 1 : écran bleu (0, 0, 255) .....	95
Figure 48 Comportement chromatique de l'écran ; magenta (255, 0, 255), jaune (255, 255, 0) et blanc (255, 255, 255) .....	97
Figure 49 Comportement chromatique de l'écran : diagramme de chromaticité des mesures des primaires Rouge, Vert et Bleu.....	98
Figure 50 Comportement chromatique de l'écran : mesures du blanc en fonction du temps .....	99
Figure 51 Expérience pour la mesure d'un écran avec spectroradiomètre .....	100
Figure 52 Fonction de transfert de l'écran pour le canal rouge .....	101
Figure 53 Fonction de transfert de l'écran pour le canal vert .....	102
Figure 54 Fonction de transfert de l'écran pour le canal bleu.....	102
Figure 55 Ajustement des fonctions de transfert sous la forme Gamma-Gain : rouge.....	103
Figure 56 Ajustement des fonctions de transfert sous la forme Gamma-Gain : vert.....	103
Figure 57 Ajustement des fonctions de transfert sous la forme Gamma-Gain : bleu .....	104
Figure 58 Gamut des écrans LCD.....	106
Figure 59 Gamut des écrans de réalité virtuelle.....	107
Figure 60 Comparaison du gamut OSVR et Philips.....	107
Figure 61 comparaison gamut OSVR et Dell.....	108
Figure 62 chaîne d'acquisition /restitution complète.....	108
Figure 63 Exemples d'optotypes.....	111
Figure 64 Echelles de lecture pour la vision de loin (Monoyer) et la vision de près ( Parinaud).....	112
Figure 65 Echelle de Pelli Robson pour la mesure de la sensibilité au contraste .....	114
Figure 66 Diagramme de Campbell et Robson pour la mesure de la sensibilité au contraste .....	114
Figure 67 mesure du champ visuel par périmétrie Goldman .....	116
Figure 68 Planches d'Ishihara pour l'évaluation de la vision des couleurs .....	117
Figure 69 Test de Farnsworth pour l'évaluation de la vision des couleurs .....	118
Figure 70 Exemples de tracé obtenu par un test de Farnsworth.....	119
Figure 71 Principe de l'escalier psychophysique (descendant).....	123
Figure 72 Test de mesure de seuils de luminance. ....	124
Figure 73 Fonction de transfert de luminance OSVR.....	126
Figure 74 Les trois types d'axes de confusion de couleurs : protanopie, deutéranopie, et tritanopie	127
Figure 75 Test de mesure des seuils de couleur : interface examinateur.....	129
Figure 76 Valeurs DT pour trois lignes de confusion. ....	130
Figure 77 Variations du DT pour les quatre points de mesure $x_i, y_i$ le long de l'axe tritan.....	131
Figure 78 Image de rue avec zones claires et zones sombres .....	133

Figure 79 Illustration des traitements LDR luminosité et couleurs.....	135
Figure 80 La fonction logit avec $a = 1$ .....	137
Figure 81 Allure de la fonction logit pour différentes valeurs du paramètre « a » .....	138
Figure 82 Principe des méthodes basées sur une optimisation des paramètres.....	142
Figure 83 Un des quatre masques Sobel utilisé pour le calcul des gradients dans le sens vertical .....	158
Figure 84 Calcul du contraste global de chrominance .....	158
Figure 85 les 6 images pour la création de l'image HDR.....	160
Figure 86 Image étudiée et spectres en fréquence .....	160
Figure 87 Représentation de la chromaticité pour l'image LDR.....	161
Figure 88 Histogramme de la luminance (en $cd/m^2$ ) pour l'image HDR .....	161
Figure 89 Histogramme de l'image LDR.....	162
Figure 90 Définition des 4 zones d'intérêt dans l'image.....	163
Figure 91 Image étudiée et images obtenues suite à différents traitements.....	163
Figure 93 Correction deutéranomalie.....	172
Figure 94 Détection et correction des confusions de couleurs sur image simple .....	174
Figure 95 Détection des confusions pour les trois axes sur image complexe.....	174
Figure 96 Correction des confusions pour les trois axes sur image complexe.....	175



### Introduction générale

Nous avons souvent entendu « Les yeux sont le miroir de l'âme », et certains diront même qu'ils sont également la fenêtre de l'univers afin d'admirer sa beauté et de découvrir ses mystères. La vue représente un moyen très important pour effectuer les différentes tâches quotidiennes ; comme le déplacement et la communication. La vue est probablement un des sens auquel nous accordons le plus d'importance, cependant personne n'est à l'abri du vieillissement, des maladies et des accidents qui peuvent causer la dégradation ou la perte totale de la vue. Les problèmes de vue influencent directement les informations que nous pouvons acquérir de notre environnement, ces informations vont être modifiées, dégradées, limitées et même perdues à jamais !

En fonction de la pathologie qui touche le système visuel, différentes déficiences peuvent apparaître : faible acuité, champ visuel réduit, présence de taches aveugles (scotomes) dans le champ visuel, troubles de vision des couleurs, sensibilités aux conditions d'éclairage, etc ... . Ces problèmes sont spécifiques selon le malvoyant, car chaque personne a une vision qui lui est propre et qui peut évoluer chez un malade différemment des autres malades, dans le cas de maladies dégénératives.

Différentes maladies comme le glaucome et la rétinite pigmentaire sont ciblées dans cette étude. Elles sont des origines et des mécanismes différents, mais peuvent se manifester par des symptômes assez semblables, et notamment :

- une diminution de l'acuité visuelle
- une restriction du champ visuel commençant par la disparition de la vision périphérique
- des troubles de la vision des couleurs
- une photoaversion
- une héméralopie (diminution de la vision en cas de faible situation lumineuse).

Plusieurs outils d'assistance aux malvoyants existent et tentent de résoudre les différentes problématiques, mais aucune aide n'assure des paramétrages d'adaptation à la vision résiduelle propre à l'utilisateur, en prenant en compte les exigences et les besoins très spécifiques de chaque cas individuellement, comme les problèmes d'éblouissement par exemple.

Cette thèse s'inscrit dans un projet de recherche mené au sein du laboratoire LGI2P de IMT Mines Alès. Le projet AUREVI, « AUgmented REality for the Visually Impaired », concerne la réalisation d'une aide technique visant à apporter une assistance dans les activités de la vie quotidienne et en particulier dans les déplacements des malvoyants. L'assistance apportée par le système vise à prévenir autant que possible les situations visuelles défavorables (les conditions d'éclairage trop

## Introduction générale

sombres ou trop claires) et de fournir une image de l'environnement avec un contrôle complet tant du point de vue physique (niveau de luminosité instantané et au cours du temps) que perceptuel (couleur, contraste,..). Ce contrôle est adapté à chaque individu, sur la base d'évaluations spécifiques préalables et des données extraites du bilan orthoptique.

Le dispositif développé dans ce projet est basé sur les technologies de la réalité virtuelle. Ces dernières années, ces techniques ont connu un grand essor, porté par les applications dans le domaine du jeu vidéo : les casques de réalité virtuelle permettent de s'immerger parfaitement un monde totalement imaginaire : le joueur enfle son casque et se retrouve plongé dans un autre lieu. Cependant, la réalité virtuelle n'est pas limitée aux jeux vidéo : elle a fait sa place aussi dans d'autres domaines comme la conception, l'architecture et la santé.

Dans le projet AUREVI, l'utilisateur a accès à son environnement à travers une caméra et des lunettes de réalité virtuelle qui affichent les images de la caméra. Des traitements spécifiques adaptés à chaque pathologie et même à chaque malade sont appliqués sur les images.

Pour que le dispositif apporte une réelle aide, il faut donc :

- avoir une parfaite connaissance des performances de la chaîne d'acquisition et de restitution de l'image, en particulier en ce qui concernent les paramètres physiques des images que l'on donnera à voir à l'utilisateur.
- disposer d'informations quantitatives sur la vision de l'utilisateur, pour permettre un paramétrage personnalisé.
- choisir les traitements d'image qui soient les plus performants pour répondre à la problématique.

Le présent document va donc présenter la démarche et les résultats obtenus sur ces différents points. Il s'articule autour de quatre chapitres. Le premier chapitre situe le contexte du projet. Après une description simplifiée du fonctionnement du système visuel humain, nous donnerons quelques informations sur les pathologies ciblées dans cette étude. Nous ferons ensuite un état de l'art des aides techniques proposées aux déficients visuels, pour les aider lors de leurs déplacements, et plus spécialement celles qui sont basées sur la réalité virtuelle ou la réalité augmentée. Nous finirons par présenter le projet AUREVI.

Le second chapitre est d'abord consacré à la notion d'image numérique couleur : nous donnerons les notions essentielles en colorimétrie, et sur les différents espaces de codage dans lesquels on peut exprimer une image. Il existe en effet plusieurs types d'espaces, certains permettent de travailler avec des grandeurs physiques, d'autres ont été conçus pour modéliser le comportement du système

## Introduction générale

visuel. Nous verrons que le type d'espace utilisé peut permettre d'optimiser les traitements envisagés. Le chapitre aborde ensuite la description des matériels qui permettent l'acquisition et l'affichage des images numériques. Nous présenterons nos études sur la calibration colorimétrique de ces matériels. Grâce à ces études, nous disposons des moyens matériels de mesure de manière quantitative les performances visuelles des utilisateurs potentiels.

Le troisième chapitre est consacré à la mesure des paramètres caractérisant la vision résiduelle de chaque utilisateur : après une description des examens réalisés lors d'un bilan orthoptique classique, nous présenterons le test dédié à la mesure des plages de confort lumineux pour chaque patient : en effet, à chaque étape de l'évolution de leur maladie, les patients ont des limites spécifiques de luminosité minimale à partir de laquelle ils commencent à voir les détails dans une scène, et aussi de la luminosité maximale à partir de laquelle ils sont éblouis. Des méthodes pour mesurer la résistance à l'éblouissement existent mais ne sont pas appropriées à notre cas, où nous voulons au contraire éviter toujours cet éblouissement. Nous avons donc participé à la conception et au développement de tests dédiés, et à la réalisation d'essais sur des sujets déficients visuels. Ces tests ont été conçus en collaboration avec l'ARAMAV institut spécialisé dans la rééducation fonctionnelle basse vision, pour l'aspect médical. Ces tests ont eu lieu dans le cadre d'un essai clinique piloté par le CHU de Nîmes. La dernière partie de ce chapitre présente un nouveau test pour mesurer la sensibilité au contraste chromatique, toujours dans le but de mieux adapter les images affichées à la vision des utilisateurs.

Enfin, nous avons abordé la question des traitements à appliquer au signal capturé par la caméra dans le but de rendre les images plus perceptibles par les malvoyants. Nous avons recherché parmi les méthodes d'évaluation objective (c'est-à-dire ne dépendant pas d'une évaluation par des observateurs) proposées dans la littérature, une méthode qui pourrait être adaptée pour prendre en compte le fait que l'on s'intéresse à des personnes avec une vision différente de celle considérée comme normale, et également le fait que la notion de contraste est très importante pour notre application. La méthode que nous avons choisie d'utiliser, avec quelques modifications, permet de quantifier les notions de contraste perçu de manière globale, de manière locale et sur la perception des couleurs. Nous avons proposé des traitements en temps réel pour adapter la luminosité des images affichées. Nous avons montré les limitations de l'imagerie classique et la nécessité de travailler sur des images HDR (high dynamic range), que nous choisissons de générer à partir d'ensembles d'images classiques prises avec des temps d'exposition variables. Nous avons comparé plusieurs méthodes pour permettre l'affichage de ces images HDR sur les écrans de plus faible dynamique (fonctions de « tone mapping »), en recherchant les caractéristiques de l'image que ces méthodes doivent préserver au mieux, et en prenant en compte les performances visuelles des



## Introduction générale

utilisateurs potentiels. Nous avons aussi proposé des traitements sur la couleur en augmentant le contraste et la saturation pour rendre les images mieux perceptibles par les patients qui souffrent de troubles de vision des couleurs.

**Chapitre 1 : *Contexte de l'étude***

### **1. Introduction**

Utiliser les moyens technologiques et informatiques actuels pour aider une personne déficiente visuelle à réaliser les actes de la vie de tous les jours en retrouvant un maximum d'autonomie est un objectif séduisant, mais difficile à atteindre. Il faut tout d'abord souligner la complexité de la problématique car il n'existe pas « une » basse vision, « une » déficience visuelle, mais plutôt tout un ensemble de modifications ou de limitations dans les performances visuelles. Chaque pathologie s'accompagne de symptômes différents, et qui de plus sont susceptibles d'évoluer au cours du temps.

Il est donc utile de rappeler l'essentiel de nos connaissances sur les déficiences visuelles en commençant par exposer quelques notions de base sur les mécanismes physiologiques et cognitifs mis en œuvre dans la vision.

Ce premier chapitre propose donc une description simplifiée du système visuel humain, et des mécanismes impliqués dans le sens de la vue.

Nous donnerons ensuite des éléments d'information sur les pathologies ciblées par le projet auquel notre travail de thèse participe.

Nous ferons ensuite un état de l'art des études consacrées à la conception de dispositifs susceptibles d'apporter une aide à la mobilité des personnes déficientes visuelles. Nous verrons que c'est un domaine intensément étudié, même si les réalisations sont finalement assez limitées au niveau de la distribution auprès des usagers potentiels.

Enfin, nous positionnerons notre travail dans le projet AUREVI en explicitant le sujet qui nous a été proposé.

### **2. Le système visuel humain**

Nous commençons par donner une brève description des organes impliqués dans le sens de la vision.

#### **2.1. L'œil**

L'œil est l'organe sensoriel de la vision humaine. Le rôle principal de l'œil est de capter les signaux lumineux, les transformer en signaux électriques qui seront ensuite acheminés à travers le nerf optique vers le cerveau pour les analyser. Notre interprétation de ces signaux, désignée comme « la perception visuelle » est initiée et fortement influencée par la structure anatomique de l'œil.

### 2.1.1. Le globe oculaire

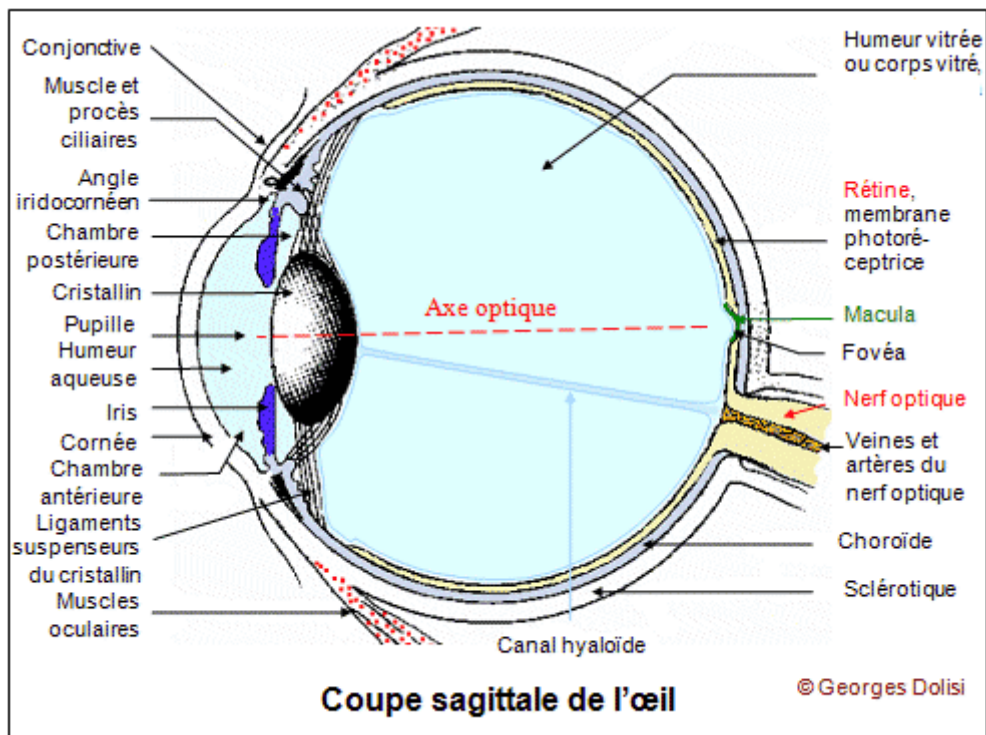


Figure 1 Schéma de la coupe sagittale d'un œil humain

(d'après <https://www.dictionnaire-medical.net/term/57812,1,xhtml>)

Le globe oculaire est contenu dans trois enveloppes (figure 1):

- la tunique périphérique, fibreuse et rigide, constituée de la sclérotique, membrane blanche, sur laquelle vont venir se fixer les muscles oculomoteurs, et de la cornée, en avant de l'œil, qui est transparente et agit comme une lentille ;
- la tunique uvéale, qui se compose de trois éléments : la choroïde, membrane fortement vascularisée, qui se prolonge en avant par l'iris et le corps ciliaire. L'iris, zone pigmentée, est percé d'un trou, la pupille. La contraction ou la dilatation de la pupille règlent la quantité de lumière pénétrant dans l'œil. Le corps ciliaire est un anneau de tissu musculaire qui maintient le cristallin, et en modifie la forme, permettant ainsi l'accommodation ;
- la tunique sensorielle : c'est la rétine, dont nous détaillerons le fonctionnement par la suite.

L'intérieur du globe est divisé en deux parties inégales par le cristallin. A l'avant, la chambre antérieure est remplie par l'humeur aqueuse, un liquide transparent dont la fonction principale est d'apporter des nutriments au cristallin. A l'arrière, la chambre postérieure est remplie par le corps vitré, dont la pression permet de maintenir la forme du globe.

## Chapitre 1 Contexte de l'étude

Le cristallin a la fonction d'une lentille convergente dont la distance focale peut être modifiée par la contraction des muscles qui l'entourent.

### 2.1.2. La rétine

La rétine est un tissu neuronal faisant partie du système nerveux central, constituée de plusieurs couches de cellules neuronales, et positionnée contre une membrane, l'épithélium pigmentaire. Son fonctionnement est décrit de manière simplifiée ci-dessous [Reinhard 2008] :

Après avoir traversé le globe oculaire, la lumière va traverser la totalité des couches de la rétine, avant d'être absorbée au niveau de la couche la plus externe, formée par les photodétecteurs, qui assurent la transduction (figure 2).

Les signaux neuronaux générés par ces photodétecteurs vont repartir vers l'intérieur de la rétine : les photodétecteurs sont reliés aux cellules bipolaires, elles-mêmes reliées aux cellules ganglionnaires, dont les axones vont se réunir pour former le nerf optique. Les signaux qui se propagent ainsi de l'extérieur vers l'intérieur du globe sont modulés par les signaux des cellules horizontales (qui modifient l'activité des cellules bipolaires) et ceux des cellules amacrines (qui modifient l'activité des cellules ganglionnaires). La rétine n'est donc pas uniquement le siège de la transduction lumière=> influx nerveux, mais elle permet un premier niveau de traitements, qui influent notamment sur la sensibilité aux contrastes et sur les mécanismes d'adaptation aux différents niveaux de luminosité ou de couleur.

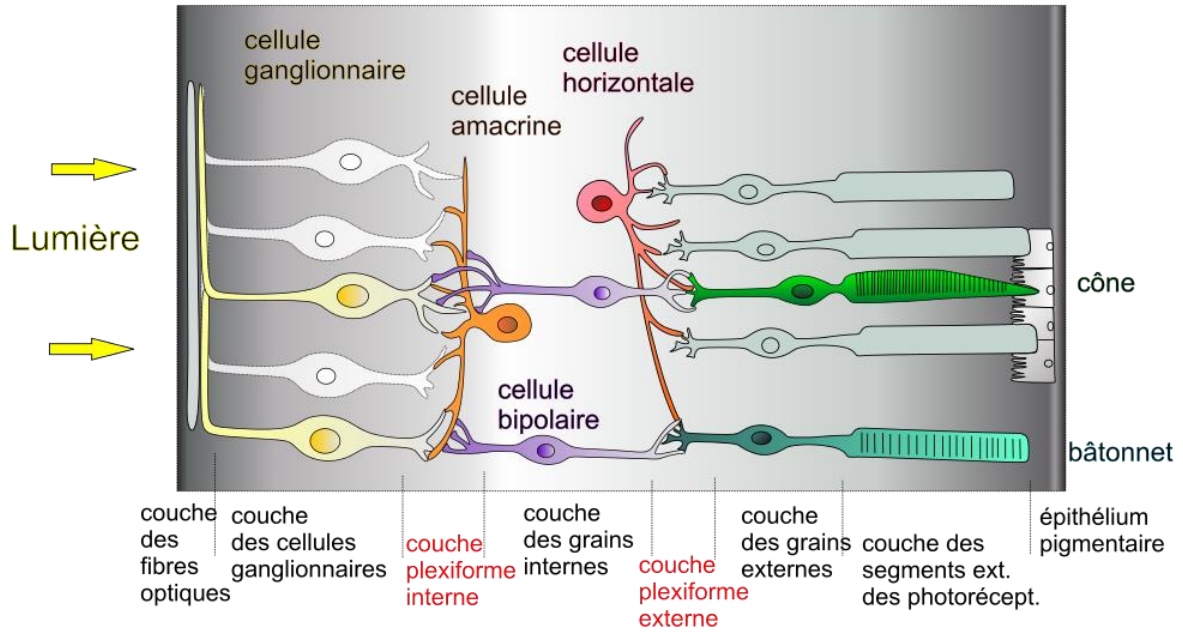


Figure 2 Structure de la rétine (d'après <https://fr.wikipedia.org/wiki/Rétine> )

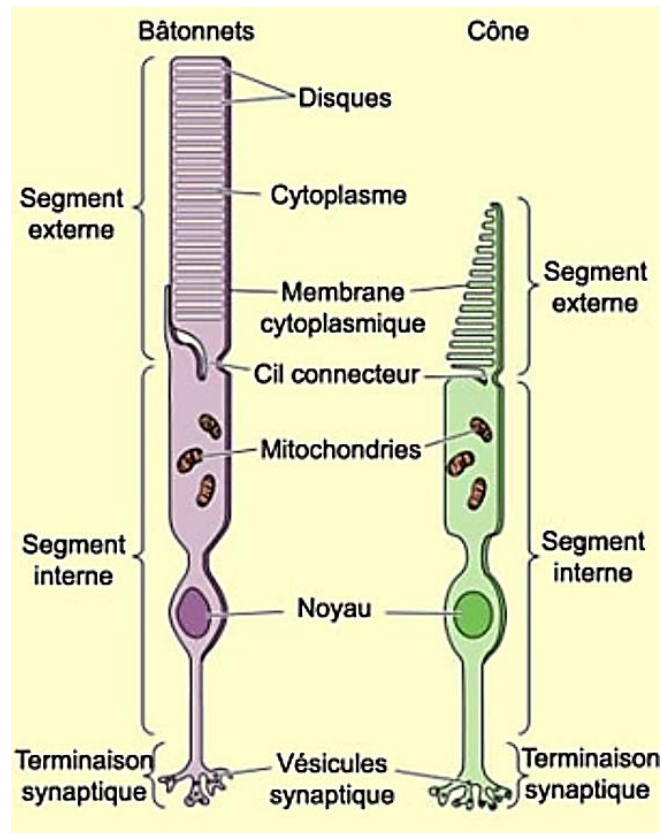


Figure 3 Représentation des cônes et des bâtonnets

(d'après [http://lecerveau.mcgill.ca/flash/d/d\\_02/d\\_02\\_m/d\\_02\\_m\\_vis/d\\_02\\_m\\_vis.html](http://lecerveau.mcgill.ca/flash/d/d_02/d_02_m/d_02_m_vis/d_02_m_vis.html) )

## Chapitre 1 Contexte de l'étude

L'être humain dispose de deux types de photorécepteurs rétiniens : les bâtonnets et les cônes, qui tirent leurs noms respectifs de la forme de leurs segments externes (figure 3). Les bâtonnets sont longs et minces tandis que les cônes sont de forme conique. La fonction de transduction varie en fonction du type de photorécepteur.

Les bâtonnets composent 95 % des photorécepteurs de la rétine, soit environ 100 à 120 millions d'unités ([Cohen 1972]). Ce sont des capteurs très sensibles à la lumière : l'absorption d'un photon est suffisante pour provoquer une réponse au niveau du bâtonnet. Ils contiennent tous le même type de pigment, sensible aux longueurs d'onde comprises entre 400 et 650 nm, et donc ne sont pas impliqués dans la vision des couleurs.

Les cônes ne constituent que 5 % des photorécepteurs de la rétine, soit de 7 à 8 millions d'unités environ. Ce sont des capteurs moins sensibles à la lumière que les bâtonnets, mais qui permettent une vision en couleurs. Cette vision des couleurs est rendue possible par l'existence de trois types de cônes appelés L, M et S [Viénot 2012]:

- les cônes L (pour "long"), sensibles aux grandes longueurs d'onde du spectre visible, avec un pic de sensibilité autour de 564 nm ;
- les cônes M (pour "middle"), sensibles aux moyennes longueurs d'onde du spectre visible, avec un pic de sensibilité autour de 533 nm ;
- les cônes S (pour "short"), sensibles aux faibles longueurs du spectre visible, avec un pic de sensibilité autour de 440 nm.

Pour percevoir la lumière, les différents photorécepteurs ont un fonctionnement commun. La partie supérieure de la cellule contient des molécules appelées iodopsine et rhodopsine pour les cônes et les bâtonnets respectivement. Ces molécules se déforment sous l'effet de la lumière permettant ainsi à la membrane de la cellule de laisser passer des ions, et donc de modifier l'équilibre électrique de la cellule, ce qui conduit à la génération d'un influx nerveux, transmis aux cellules bipolaires connectées en aval. La molécule de pigment doit ensuite retourner à son état initial avant de pouvoir à nouveau être utilisable, elle est régénérée au niveau de l'épithélium pigmentaire. La figure 4 montre la sensibilité spectrale des bâtonnets et des cônes L, M et S. Nous constatons qu'il y a plusieurs recouvrements entre les différentes courbes, ce qui signifie qu'un même signal lumineux peut activer un, deux et même trois types de cônes. Il n'y a qu'un seul type pour les bâtonnets avec une sensibilité spectrale maximum à environ 498 nm [Stiles 1955], [Cohen 1972].

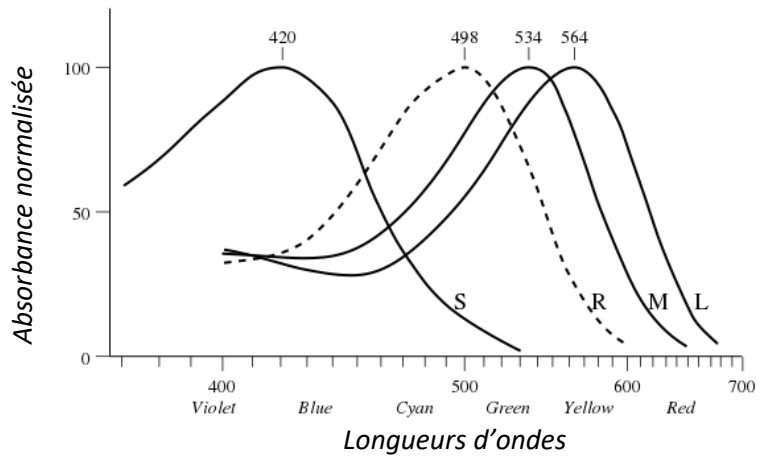


Figure 4 Spectre d'absorption normalisé des trois iodopsines et de la rhodopsine (courbe en pointillé) humaines (d'après [Bowmaker 1980])

Les photorécepteurs (cônes et bâtonnets) ne sont pas répartis de manière uniforme sur la rétine. On peut distinguer la rétine centrale, appelée « macula » qui occupe une surface d'environ 5.5mm de diamètre, et la rétine périphérique. La figure 5 montre la densité des distributions des cônes et des bâtonnets sur la surface de la rétine. Les cônes sont très nombreux au centre de la macula, dans une zone appelée « fovéa », qui occupe un champ visuel d'environ 5° [Reinhard 2008]. Les bâtonnets en sont par contre absents, on les trouve principalement autour de la macula ; la « tache aveugle » correspond à l'endroit où les axones des cellules ganglionnaires se réunissent pour sortir de la rétine et former le nerf optique, il n'y a donc pas de photodétecteurs à cet endroit.

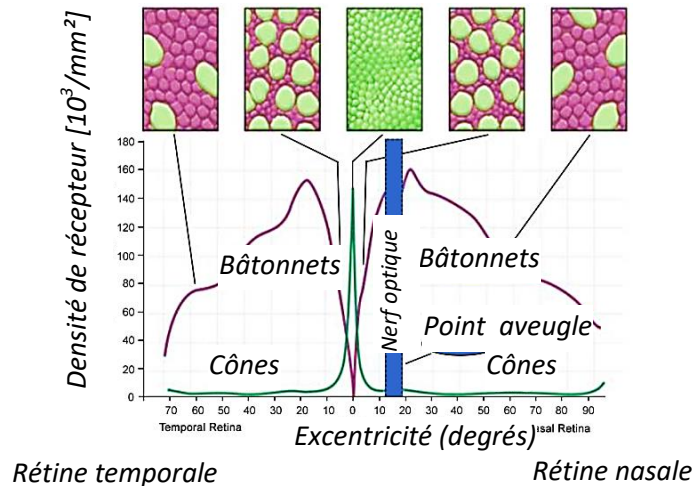


Figure 5 Distribution des photorécepteurs dans la rétine (d'après [Reinhard 2008])

Nous verrons par la suite que cette répartition spatiale va avoir des répercussions sur les fonctions visuelles (cf 2.3.1).



## 2.2. Les voies visuelles

Les informations traitées par les rétines sont envoyées sur les nerfs optiques. Les deux nerfs optiques se croisent au niveau du chiasma optique, puis 80% des fibres se dirigent vers le corps genouillé latéral, qui transmet ensuite les données vers le cortex occipital : c'est la « voie géniculostriée ». Les 20% restant, qui forment la « voie rétino tectale », sont dirigées vers le colliculus supérieur [Ranc 2006].

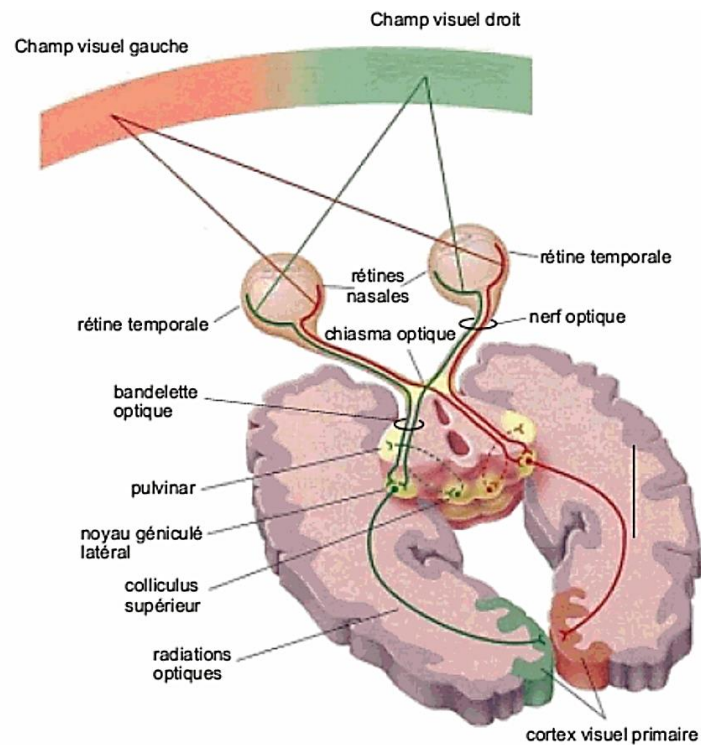


Figure 6 Schéma des voies visuelles (d'après [http://theses.univ-lyon2.fr/documents/getpart.php?id=lyon2.2002.fort\\_a&part=57800](http://theses.univ-lyon2.fr/documents/getpart.php?id=lyon2.2002.fort_a&part=57800) )

### 2.2.1. La voie géniculostriée:

L'information visuelle est transportée de la rétine au cortex par trois voies :

- la **voie parvocellulaire** (ou voie P), qui prend naissance dans la fovéa, où chaque cellule ganglionnaire ne reçoit l'information que d'un seul cône ; les cellules de la voie P sont peu sensibles aux contrastes de luminance et saturent à des niveaux élevés ; elles sont très sensibles aux contrastes chromatiques, aux fréquences spatiales élevées et temporelles basses ;

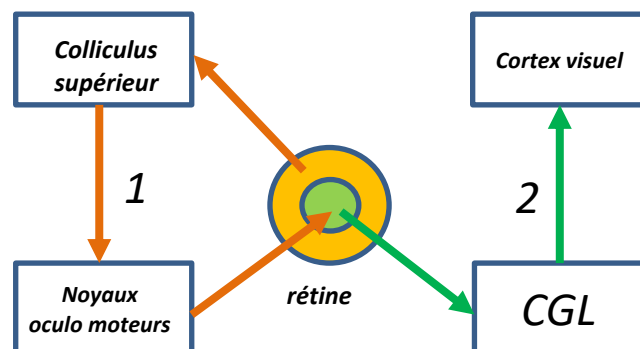
- la **voie magnocellulaire** (ou voie M), qui correspond à des cellules ganglionnaires dont le champ récepteur est beaucoup plus grand (c'est-à-dire qu'elles reçoivent l'information provenant d'un grand nombre de photodétecteurs) ; les cellules de la voie M sont sensibles aux contrastes de luminance, mais peu sensibles aux contrastes colorés ; elles sont plus sensibles aux basses fréquences spatiales et aux fréquences temporelles élevées ;
- la **voie koeniocellulaire** (ou voie K)  
Il existe un petit nombre de cellules ganglionnaires spéciales car sensibles à la lumière, qui sont donc à la base de la régulation des rythmes circadiens, c'est-à-dire les variations journalières de la température, les sécrétions hormonales, la succession des états de veille et sommeil.

### 2.2.2. La voie rétino-tectale:

Elle est constituée par les fibres du nerf optique issues de la rétine périphérique qui ne se dirigent pas vers le corps genouillé, mais vers un autre composant cérébral, le colliculus supérieur, qui reçoit également des informations sur la position de la tête et des informations de nature auditive. Son rôle est d'orchestrer les mouvements oculaires [Valat 2010].

Ainsi, les deux voies visuelles jouent des rôles complémentaires (figure 7):

- la voie rétino-tectale provoque un réflexe de fixation lors de l'apparition d'un stimulus dans le champ visuel périphérique : le globe tourne de manière à positionner ce stimulus dans le champ de la fovéa.
- la voie géniculostriée permet l'analyse du stimulus qui aboutira à la reconnaissance de l'information.



**1 : système rétino-tectal (détection)**

**2 : système géniculo-cortical (reconnaissance)**

Figure 7 Interaction entre les deux voies visuelles (d'après <http://reflexions-psycho.over-blog.com/article-la-vision-51813723.html>)

### 2.2.3. Le cortex visuel

Les corps genouillés latéraux (CGL) envoient leurs signaux vers le cortex visuel (figure 8). Le premier niveau de traitement est réalisé dans ce qui est appelé « l'aire V1 », constituée de colonnes et de blobs. Les colonnes sont constituées de plusieurs types de cellules :

- cellule simple : réponse maximale pour un stimulus d'orientation donnée.
- cellule complexe : réponse maximale pour stimulus en mouvement.
- cellule hypercomplexe : détection bords et angles

Les blobs sont dédiés à la vision des couleurs.

Les signaux sont ensuite traités dans différentes zones du cortex, en fonction de leur origine.

On distingue la voie dorsale, vers le lobe pariétal et la voie ventrale, vers le lobe temporal.

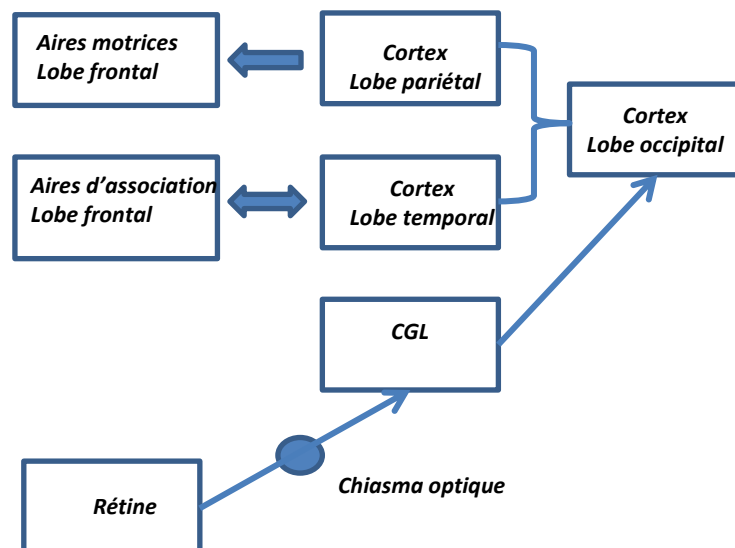


Figure 8 Transmission de l'information de la rétine jusqu'au cortex (d'après [Valat 2010])

La voie dorsale, qui correspond aux cellules de la voie M, permet la vision pour l'action : mouvements, profondeur.

La voie ventrale, qui correspond aux cellules de la voie P, permet la vision pour la reconnaissance : couleurs, formes élémentaires.

La vision se construit grâce à la synchronisation de ces deux voies.

### 2.3. La vision

Après avoir décrit les éléments du système visuel, nous allons à présent expliquer les mécanismes de la vision, qui les utilisent.

## Chapitre 1 Contexte de l'étude

Les contenus des images reçues par l'œil sont traités par des voies nerveuses séparées, l'intégration des différentes informations se faisant au niveau du cerveau. On a mis en évidence un système hiérarchique de traitement des informations visuelles suivant trois grands ensembles :

- l'information relative à la perception des formes ;
- l'information relative aux couleurs ;
- les informations relatives aux mouvements et à la localisation, et l'organisation spatiale.

Les différentes composantes sont traitées chacune par une aire spécialisée, mais reliée avec les aires voisines : ce que nous appelons « la vision » c'est-à-dire une réponse globale et unifiée du cerveau, repose sur la synchronisation, la mise en relation et la simultanéité des perceptions.

### 2.3.1. Champ visuel

Le **champ visuel** est la portion de l'espace vue en regardant droit devant.

Pour un œil sain, l'extension du champ visuel monoculaire est de 60 degrés vers le nez, 90 degrés vers la tempe, 50 degrés vers le haut, et de 70 degrés vers le bas. Le champ visuel binoculaire commun aux deux yeux et qui sert à la vision binoculaire est de l'ordre de 120 degrés. Quant au champ visuel total (vu par au moins un des deux yeux) il est d'environ 180 degrés en horizontal et 120 degrés en vertical

Cependant, compte tenu de la répartition des photorécepteurs sur la rétine, et des champs récepteurs des cellules ganglionnaires, les performances visuelles ne sont pas les mêmes selon la position de l'objet dans le champ visuel. Le champ de vision total se compose de différentes zones (figure 9) :

- la zone centrale : zone fovéale, jusqu'à 3° de l'axe optique de l'œil, qui assure une vision nette et distincte.
- la zone intermédiaire de 5° à environ 40° où les objets ne sont pas nets mais sont distingués s'ils sont contrastés avec leur environnement.
- la vision des couleurs est possible dans un angle d'environ 60°.

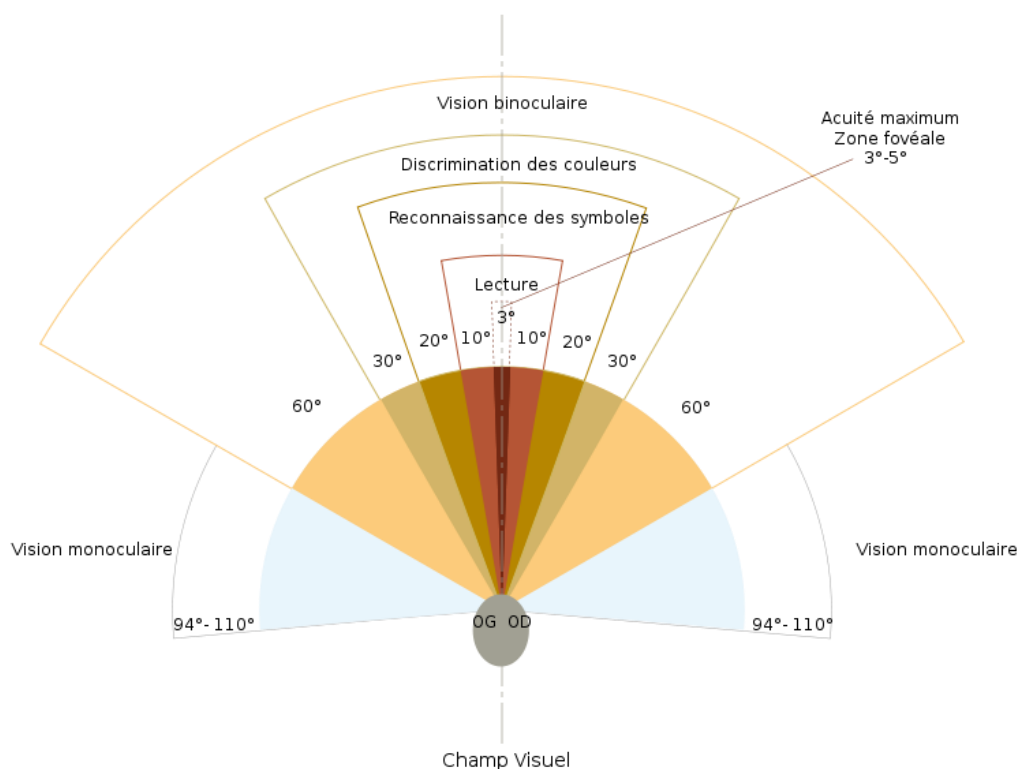


Figure 9 Les fonctionnalités des différentes zones du champ visuel

(d'après [https://fr.wikipedia.org/wiki/Champ\\_visuel#/media/File:Champ\\_vision.svg](https://fr.wikipedia.org/wiki/Champ_visuel#/media/File:Champ_vision.svg) )

### 2.3.2. Perception de la luminosité

Le système visuel humain n'est pas capable de percevoir toute la dynamique de luminance du monde réel en même temps. A chaque instant, un photorécepteur présente une dynamique de 1 à 50 environ, (soit environ 1,7 log unités). Cependant, le système visuel est capable de s'adapter à des ambiances correspondant à une plage de luminosité simultanée supérieure, typiquement de 1 à 6000 environ (soit 3,7 log unités) [Radonjic 2011], grâce à l'adaptation de la réponse neuronale de la rétine, au travers des connexions entre les différentes couches et les différents types de cellules dans ces couches, et ce, de façon très rapide.

Les mécanismes ci-dessous contribuent également à augmenter la plage d'adaptation :

- la variation de l'ouverture de la pupille (entre 1,5 et 8 mm) ; le temps de réaction est de l'ordre de la seconde ;
- la modification de la sensibilité des photorécepteurs, grâce à la possibilité de moduler la concentration en pigment : plus l'intensité lumineuse est importante, plus cette concentration diminue, et donc moins le photorécepteur est sensible ; le temps d'adaptation

## Chapitre 1 Contexte de l'étude

est de l'ordre de la minute, et peut atteindre une heure pour une complète adaptation à l'obscurité ;

Grâce à ces mécanismes, tout se passe comme si les photorécepteurs étaient capables de translater leur dynamique vers la luminance moyenne locale qu'ils reçoivent [Beaudot 1994], et grâce à cela, le système visuel humain peut fonctionner entre  $10^{-6}$  et  $10^8$  cd/m<sup>2</sup> (soit 14 log unités) (figure 10).

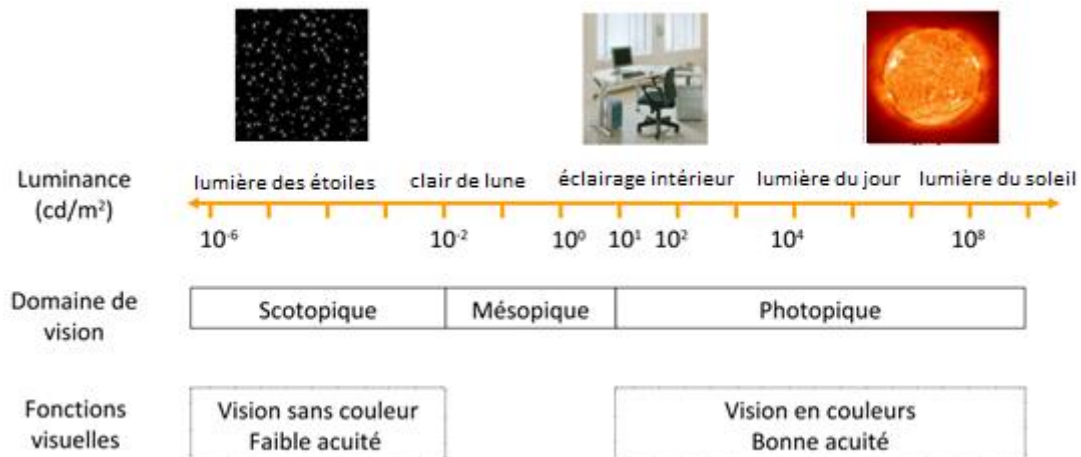


Figure 10 Vision scotopique et vision mésopique (figure adaptée de [Spillman 1990])

Dès que le niveau lumineux dépasse 10 cd/m<sup>2</sup>, on parle de « *vision photopique* » : les bâtonnets sont saturés, et seuls les cônes participent à la vision.

Pour des niveaux d'éclairement faibles (inférieurs à 10<sup>-2</sup>cd/m<sup>2</sup>), les cônes ne sont pas assez sensibles, et la vision est assurée par les bâtonnets : on parle de « *vision scotopique* ».

La *vision mésopique* (crépusculaire), représente la vision dans des conditions d'éclairement moyen de luminance compris entre 10<sup>-2</sup> cd.m<sup>-2</sup> et 10 cd.m<sup>-2</sup>. Dans cette plage de luminance, les bâtonnets et les cônes sont simultanément actifs [Smithson 2005].

En conséquence, la sensibilité spectrale, ou plus précisément la « fonction d'efficacité lumineuse spectrale » définie par la Commission Internationale de l'Eclairage (CIE) [CIE 1988] ne sera pas la même en fonction du niveau de luminosité (figure 11):

- en ambiance photopique, la fonction d'efficacité lumineuse spectrale relative  $V(\lambda)$  est définie à partir de la réponse des trois types de cônes, elle présente la valeur maximale pour une longueur d'onde de 555nm.
- en ambiance scotopique, la fonction d'efficacité relative  $V'(\lambda)$  présente un maximum vers 507nm.

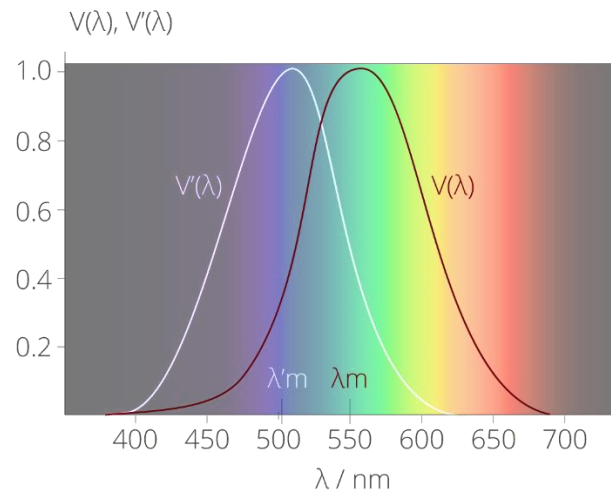


Figure 11 Fonctions d'efficacité lumineuse relatives ( d'après [CIE 1988])

D'autre part, la relation entre la luminance perçue  $L_v$  (luminance visuelle) et la luminance énergétique  $L$  ( en  $\text{cd}/\text{m}^2$ ) n'est pas linéaire, on a plutôt la relation :  $L_v \propto L^{1/3}$  [Bodmann 1994] .

### 2.3.3. Perception des contrastes de luminances

Le système visuel humain est sensible à la valeur absolue de la luminance, mais encore plus à sa valeur relative, par rapport à l'environnement, c'est-à-dire au contraste, grâce aux phénomènes d'adaptation. Dès 1860, Gustav Fechner établit la loi dite de Weber Fechner, en introduisant la notion de seuil différentiel : la plus petite différence de luminance perceptible  $\Delta L$  augmente linéairement avec l'augmentation de la luminance environnante ( $L$ ) :

$$\Delta L = 0,01 L \quad (1)$$

Cette loi n'est vérifiée que pour des ambiances photopiques. Lorsque la luminance est plus faible (ambiance mésopique),  $\Delta L$  diminue avec le niveau de luminance, mais moins vite que ce niveau.

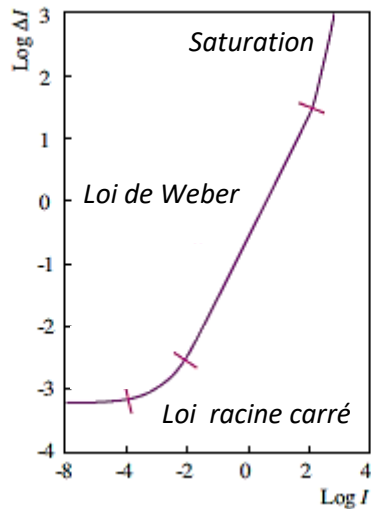


Figure 12 Fonction de sensibilité à la luminance (d'après [Reinhard 2008])

Cette sensibilité aux contrastes dépend aussi de la taille des stimuli, à cause de la structure de la rétine et de l'architecture des voies visuelles en aval (c'est-à-dire la taille du champ récepteur de chaque cellule corticale). Les performances visuelles de chacun vont donc dépendre de sa « Fonction de Sensibilité au Contraste (FSC) spatial ».

Les FSC pour un observateur de référence en ambiance photopique et scotopique ont été déterminées à partir des travaux pionniers [Watanabe 1968] et montrent un comportement passe-bande. En condition photopique, la sensibilité est maximale pour des fréquences de l'ordre de 5 cycles par degré (cpd), et disparaît au-delà de la limite physiologique de 60 cpd. En conditions scotopiques, lorsque les bâtonnets sont responsables de la transduction, le maximum de sensibilité est atteint autour de 2 cpd.

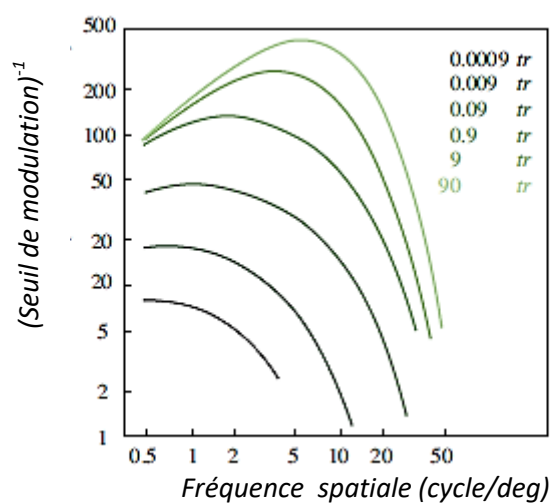


Figure 13 Sensibilité aux contrastes en fonction du niveau d'éclairement (d'après [Reinhard 2008])



### 2.3.4. Perception de la couleur

En vision photopique, l'être humain possède la faculté de percevoir les couleurs. Les mécanismes de cette perception ont été étudiés depuis longtemps et plusieurs théories ont été avancées [Reinhard 2008].

#### **Théorie trichromatique**

Dans la seconde moitié du 19<sup>ème</sup> siècle, les travaux de Maxwell, Young [Young 1802] et Helmholtz sont basés sur l'hypothèse qu'il doit y avoir trois types de récepteurs sensibles respectivement aux longueurs d'onde du rouge(L), du vert(M) et du bleu(S) : à chaque instant, trois images du monde réel sont formées par ces trois ensembles de récepteurs et ensuite transmises au cerveau.

#### **Théorie des oppositions des couleurs de Hering**

La théorie trichromatique ne permet pas d'expliquer tous les phénomènes, par exemple le fait qu'une couleur ne soit jamais décrite comme un « vert tendant vers le rouge », alors qu'un « bleu tendant vers le vert » peut se rencontrer, ou encore les confusions entre couleurs rouge vert ou jaune bleu faites par les personnes présentant des déficiences congénitales de la vision des couleurs.

Ces remarques ont poussé Hering à proposer un modèle d'opposition des couleurs, selon les paires rouge-vert et jaune-bleu [Zuppiroli 2001]. Cette hypothèse a été par la suite confirmée par des expérimentations en électrophysiologie

#### **Théorie actuelle de la vision des couleurs**

La théorie actuelle de la vision des couleurs fait la synthèse des deux hypothèses précédentes : il y a bien trois types de photorécepteurs impliqués dans la vision des couleurs, mais le cerveau ne reçoit pas trois images en bleu, vert et rouge, mais plutôt des signaux codant les différences des réponses de ces photorécepteurs [Denieul 1992], selon les mécanismes ci-dessous (figure 14):

- les sorties des trois types de cônes sont additionnées ( $L + M + S$ ) pour produire la réponse achromatique.
- les signaux codant pour l'opposition rouge-vert ( $L-M + S$ ) et jaune-bleu ( $L + M-S$ ) sont créés.

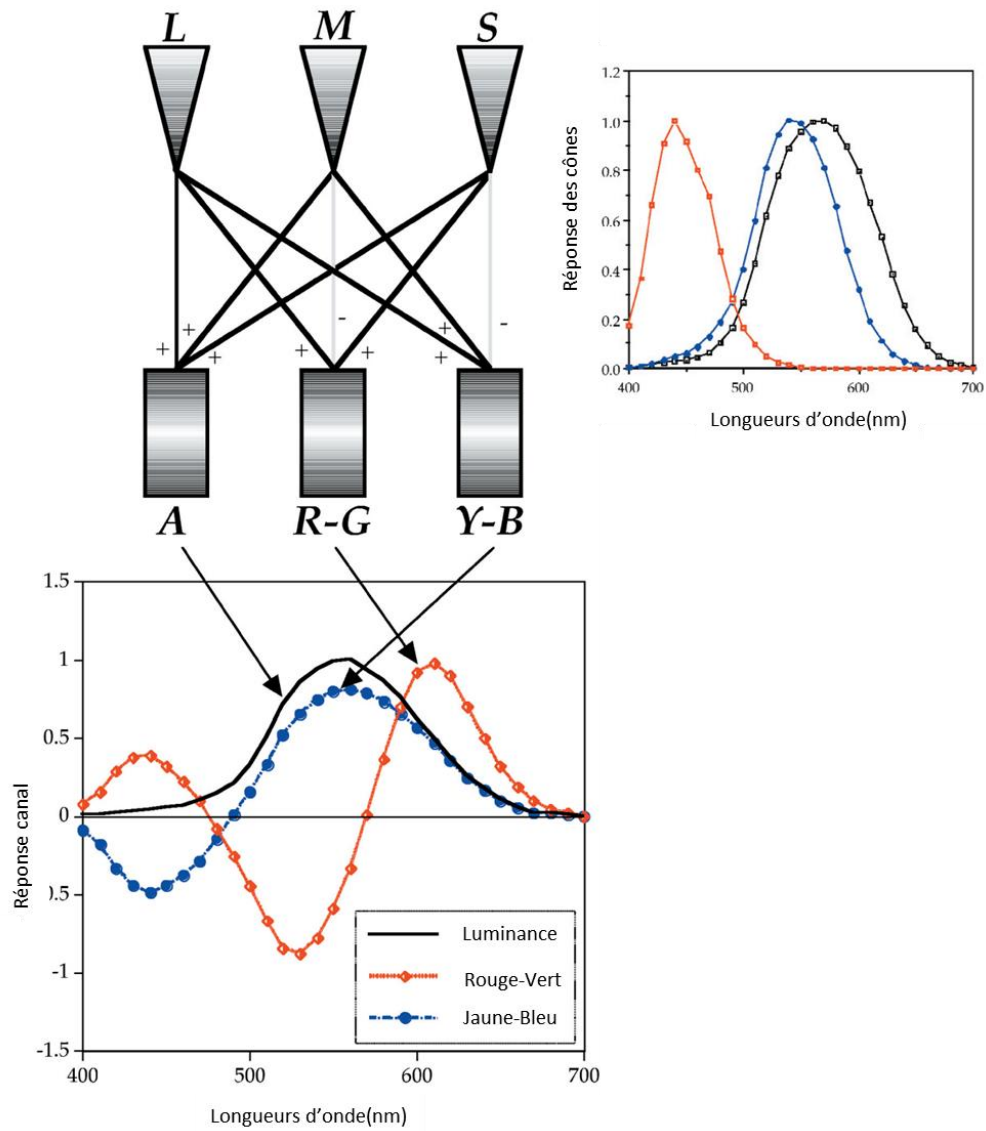


Figure 14 Illustration du codage des signaux des cônes dans la théorie des oppositions des couleurs dans le système visuel humain

(d'après [Fernandez-Maloigne 2012])

La sensibilité aux contrastes chromatiques en fonction de la fréquence spatiale a également été étudiée [Mullen 1985]. Contrairement à la sensibilité au contraste de luminance (achromatique), elle présente un comportement passe-bas (figure 15).

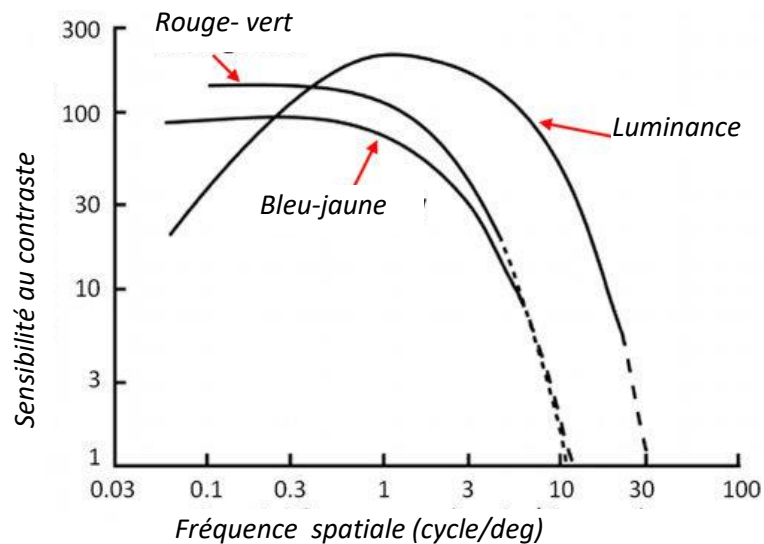


Figure 15 Sensibilité spectrale au contraste coloré (d'après [Mullen 1985])

### 2.3.5. Perception de la profondeur

La perception de la profondeur repose sur deux types d'éléments de perception : les indices monoculaires et binoculaires [Blavier 2006].

Les **indices monoculaires** sont :

- la perspective
- les ombres et lumières : les différences entre l'intensité de la lumière réfléchiée sur différentes parties d'un objet participent à l'appréciation de la forme 3D ;
- les dimensions relatives : nous savons qu'un objet apparaîtra d'autant plus grand qu'il est proche de nous ;
- les interpositions et occlusions: nous savons que les objets opaques les plus proches masquent les objets les plus éloignés ;
- les variations de texture des objets : la densité de la texture s'accroît avec la distance entre l'observateur et les objets ;
- les variations de visibilité (flou) pour l'environnement extérieur.

Les **indices binoculaires** sont :

- la disparité des images rétiniennes : compte tenu de la distance entre les yeux (environ 6cm en moyenne), les images projetées par l'environnement sur chacune des rétines sont légèrement différentes ;
- la convergence, c'est-à-dire l'angle formé par les yeux fixant un point de l'espace, qui varie selon la distance de l'objet sur lequel l'attention se fixe.

## Chapitre 1 Contexte de l'étude

Pour les objets en mouvement, un autre indice est donné par le **parallaxe de mouvement**: l'information de profondeur apparaît lorsque l'environnement bouge par rapport à l'observateur, ou inversement, lorsque l'observateur se déplace par rapport à son environnement

### 2.3.6. Perception du mouvement

Elle dépend de plusieurs facteurs [Ferrand 2011]:

- la **mosaïque rétinienne**, c'est-à-dire la façon dont les différents photodétecteurs sont répartis sur la rétine. Pour qu'il y ait perception du mouvement d'un objet, il faut que l'image de cet objet se déplace du champ récepteur d'une fibre du nerf optique à celui d'une autre fibre.
- la **vitesse du mouvement** : lorsque l'image de l'objet se déplace d'un champ récepteur à un autre, il faut cependant que son mouvement soit suffisamment lent pour permettre la stimulation du photorécepteur : un mouvement trop rapide ne sera pas perçu. Inversement, si le mouvement est trop lent, l'image est perçue comme étant immobile.
- la **fréquence de fusion** (en anglais : flicker fusion frequency) : après stimulation, les photodétecteurs présentent une période réfractaire, c'est-à-dire un laps de temps pendant lequel ils ne peuvent plus réagir.

## 3. Les déficiences visuelles

Selon l'Organisation mondiale de la santé (OMS), environ 285 millions de personnes dans le monde présentent des déficiences visuelles, dont près de 40 millions sont totalement aveugles. [OMS 2017]. Près de 65 % des personnes ayant une déficience visuelle sont âgées de 50 ans ou plus, soit 19% de la population mondiale et plus de 90% de ces personnes malvoyantes vivent dans des pays en voie de développement [OMS 2010].

L'OMS classe les déficiences visuelles de la manière décrite dans la Table 1 ci-dessous, en se basant sur deux indicateurs, l'acuité et le champ visuel <sup>1</sup>.

La distinction est faite entre la cécité totale (absence de toute perception lumineuse), la cécité légale et la basse vision : « une personne ayant une basse vision possède une acuité visuelle de moins de 3/10 après correction réfractive et/ou présente un champ visuel de moins de 10 degrés du point de fixation, mais utilise ou pourrait être potentiellement capable d'utiliser, sa vision pour planifier et/ou exécuter une tâche ».

---

<sup>1</sup> (<http://www.thebaudieres.org/index.php/la-population-accueillie/38-pathologies>)

**Table 1 Classification des déficiences visuelles par l'OMS**

Catégorie OMS	Condition sur l'acuité visuelle	Type d'atteinte visuelle (CIM-10)	Type de déficience visuelle (CIH)
<b>Catégorie I</b>	Acuité visuelle corrigée binoculaire <3/10 et > ou = à 1/10 avec un champ visuel d'au moins 20 degrés	Basse vision ou malvoyance	Déficience moyenne
<b>Catégorie II</b>	Acuité visuelle corrigée binoculaire <1/10 et > ou = à 1/20		Déficience sévère
<b>Catégorie III</b>	Acuité visuelle corrigée <1/20 et > ou = à 1/50 ou champ visuel < à 10 degrés mais > à 5 degrés.	cécité	Déficience profonde
<b>Catégorie IV</b>	Acuité visuelle < à 1/50 mais perception lumineuse préservée ou champ visuel < à 5 degrés.		Déficience presque totale
<b>Catégorie V</b>	Cécité absolue, absence de perception lumineuse.		Déficience totale

Cette définition ne décrit cependant pas tous les types de déficiences et de limitations de la fonction visuelle qui peuvent exister.

Notre travail s'inscrit dans le cadre d'un projet de développement d'une aide technique pour les déficients visuels présentant les symptômes suivants :

- réduction du champ visuel périphérique
- baisse de l'acuité
- sensibilité à l'éblouissement
- héméralopie (c'est-à-dire cécité en ambiance scotopique, voire mésopique),
- vision des couleurs dégradée.

Ces symptômes se retrouvent dans différentes pathologies, en particulier le glaucome et la rétinite pigmentaire, que nous allons brièvement décrire ci-dessous.

### 3.1. Glaucome

Le glaucome est une maladie de l'œil associée à la destruction progressive du nerf optique. Dans les pays développés, le glaucome représente la seconde cause de cécité après la DMLA (dégénérescence maculaire liée à l'âge) car il peut commencer et évoluer sans symptôme pendant longtemps, avant d'entraîner une perte de vision et la cécité s'il n'est pas traité.

## Chapitre 1 Contexte de l'étude

Plus de 60 millions de personnes souffrent de glaucome à l'échelle internationale mais des études montrent qu'ils existent des personnes qui présenteraient la pathologie sans le savoir [Brightfocus Foundation 2016]. En France, 800 000 personnes sont traitées mais entre 400 000 à 500 000 présenteraient la maladie sans le savoir.<sup>2</sup>

La destruction progressive du nerf optique est due à une pression trop importante de l'humeur aqueuse à l'intérieur de l'œil [Crabb 2013]. Cette augmentation de pression peut être due au vieillissement (80 à 90 % des cas), qui entraîne un mauvais fonctionnement au niveau du trabeculum, c'est-à-dire de la zone spongieuse permettant l'évacuation de l'humeur aqueuse hors du globe. Dans d'autres cas beaucoup plus rares, elle est due à une déformation soudaine de ce trabeculum.

Dans tous les cas, le nerf optique est comprimé au niveau de sa sortie de la rétine, et les cellules qui le constituent sont progressivement détruites. Les cellules des couches périphériques, qui transportent les informations des champs périphériques extérieurs sont d'abord atteintes, ce qui entraîne l'apparition d'une vision tubulaire, « en canon de fusil ». Puis les cellules des couches intérieures finissent par être atteintes, si rien n'est fait pour diminuer la pression intraoculaire. Cela conduit alors à la disparition progressive de la vision centrale.

La destruction des cellules du nerf optique entraîne progressivement la disparition des cellules photoréceptrices (cônes et bâtonnets). Cela conduit à une forte sensibilité à l'éblouissement, et à l'apparition de troubles de la vision des couleurs. Plusieurs études ont démontré que le glaucome est associé à des perturbations de la perception selon l'axe bleu-jaune dans un premier temps, puis selon l'axe rouge-vert pour les états avancés du glaucome [Oomachi 2011] [Niwa 2014].

### 3.2. Rétinite pigmentaire

Le terme de rétinite pigmentaire (RP) regroupe un ensemble de maladies génétiques conduisant à des dystrophies rétinienne [Hamel 2006], touchant environ 1 personne sur 3 000 à 5 000 [Parmeggiani 2011], soit environ 40 000 personnes en France. Après la dégénérescence maculaire liée à l'âge et le glaucome, dont les causes génétiques sont complexes et liées simultanément à plus d'un gène (les troubles «polygéniques»), la RP est la cause la plus fréquente de perte visuelle héréditaire.<sup>3</sup>

La RP est causée par la perte de photorécepteurs et caractérisée par des dépôts pigmentaires rétinien visibles à l'examen du fond d'œil. Deux principaux groupes de RP peuvent être distingués [Hartong 2006] :

---

<sup>2</sup> <https://www.inserm.fr/information-en-sante/dossiers-information/glaucome>

<sup>3</sup> <https://rarediseases.org/rare-diseases/retinitis-pigmentosa/>

## Chapitre 1 Contexte de l'étude

- le cas le plus répandu est celui de la dystrophie « bâtonnet-cônes » (Rod-Cone- Dystrophie RCD), qui débute par la destruction des bâtonnets. Ce cas représente environ 80 à 90% du total des cas de la RP ;
- une dystrophie atypique « cônes-bâtonnets » (Cone-Rod-Dystrophie CRD) qui représente environ 10 à 20% du nombre total de cas des RP, dans laquelle les cônes sont d'abord touchés.

Dans le cas typique, le premier symptôme est la perte de sensibilité en ambiance faiblement éclairée (héméralopie ou nyctalopie), qui apparaît dès l'enfance.

Chez le jeune adulte, le champ visuel périphérique est atteint, et disparaît progressivement. La vision centrale est préservée pendant plusieurs décennies en général, avant de disparaître également, typiquement vers 60 ans.

Par ailleurs, les sujets développent une forte photoaversion, sont très rapidement éblouis et montrent des durées d'adaptation au changement d'ambiance lumineuse (du sombre vers le clair et surtout du clair vers le sombre) très fortement augmentées. Leur sensibilité aux contrastes est fortement réduite et largement influencée par les niveaux de lumière ambiante [Oomachi 2011].

La vision des couleurs est également altérée : les cônes S sont plus sévèrement endommagés que les cônes L et M [Swanson 1993], [Koev 2013].

### **4. Les aides techniques**

De tout temps, on a cherché à apporter des solutions techniques aux déficiences visuelles. Les dispositifs sont très variés, car ils cherchent à répondre aux différents types de limitations et difficultés. Par exemple, la canne blanche, qui est le dispositif le plus répandu, a pour rôle d'aider lors des tâches de mobilité : elle permet de détecter les irrégularités du sol et la présence d'objets placés en position basse dans un rayon de quelques dizaines de cm. Elle a aussi un autre rôle, celui de signaler la déficience visuelle de son porteur, afin que les personnes de l'environnement puissent agir en en tenant compte.

Les aides optiques sont choisies en fonction de la déficience.

Pour des altérations de la vision centrale, il faut utiliser des loupes, ou des systèmes télescopiques, qui permettent d'agrandir l'image et donc de la projeter sur une partie saine de la rétine. Ce type d'aide est utilisé pour les tâches nécessitant un bon pouvoir de discrimination, par exemple la lecture. Se déplacer avec une loupe est par contre extrêmement périlleux : le champ de vision fourni est considérablement réduit et la perception des distances altérée.

## Chapitre 1 Contexte de l'étude

Pour les atteintes du champ périphérique, on préconise l'utilisation d'une lentille concave ou d'un objectif grand angle, qui visent à diminuer la taille de la projection de l'image sur la rétine, mais qui s'accompagnent d'une modification de la perception des distances, entraînant des difficultés importantes d'adaptation.

Au-delà des aides traditionnelles, le développement des technologies numériques ces dernières années a entraîné un grand nombre d'études et de travaux de recherche dans le domaine du handicap visuel. Bhowmick et Hazarika [Bhowmick 2017] remarquent que le nombre de publications dans ce domaine est passé d'une cinquantaine par an au milieu des années 90 à 400 pour l'année 2014. Et la tendance au cours des 4 dernières années est toujours à la hausse.

Ces aides sont conçues en fonction :

- des tâches auxquelles elles sont destinées : lecture, tâches de la vie quotidienne, déplacements, etc.
- du type de capteur utilisé pour acquérir des informations sur l'environnement : ultrasons, caméra, caméra stéréoscopique, GPS, etc.
- de la modalité utilisée pour fournir les informations à l'utilisateur : tactile, auditive, visuelle.

Nous nous intéressons plus particulièrement à la mobilité, c'est-à-dire à la faculté de se déplacer de manière sûre et indépendante jusqu'à atteindre un but fixé. La mobilité fait donc appel à plusieurs processus cognitifs, qui reposent tous fortement sur la vision :

- détection d'obstacles
- localisation dans l'espace
- recherche de repères visuels
- planification de trajectoire.

Nous ne parlerons pas ici des aides à la navigation, c'est-à-dire les aides à la planification d'un trajet, qui ont connu un essor très important lié au développement des techniques de GPS.

En ce qui concerne les aides à la mobilité, on peut envisager plusieurs méthodes : les méthodes de suppléance sensorielle, qui tentent de fournir les informations via un autre sens (l'ouïe ou le toucher), et les méthodes d'augmentation sensorielle : pour ces dernières, qui s'adressent à des sujets disposant encore d'éléments de vision fonctionnelle, il s'agit de fournir des informations supplémentaires par rapport à celles perçues naturellement [Bhowmick 2017].



#### 4.1. Méthodes de suppléance sensorielle

On rencontre souvent le terme **substitution sensorielle** pour décrire les méthodes qui visent à convertir les stimuli propres à la vision en stimuli propres à une autre modalité sensorielle. Cependant, la perception qu'obtient le sujet reste fondamentalement différente de celle d'une perception visuelle dégradée, il s'agit bien d'une forme de perception nouvelle, c'est-à-dire d'un nouveau couplage entre le sujet et son environnement [Maidenbaum 2014]. C'est pourquoi certains préfèrent parler de suppléance, plutôt que de substitution, sensorielle [Lenay 2003].

##### 4.1.1. Systèmes basés sur le sens du toucher

En 2010, Velazquez recense les différents projets basés sur les interfaces tactiles pour les aides à la détection d'obstacles : à peu près toutes les parties du corps ont été envisagées pour transmettre des informations, des doigts à la plante des pieds, du front au dos [Velazquez 2010]. Différents types de capteurs sont également étudiés : radar ultrasons, laser, qui permettent de couvrir des volumes d'espace différents.

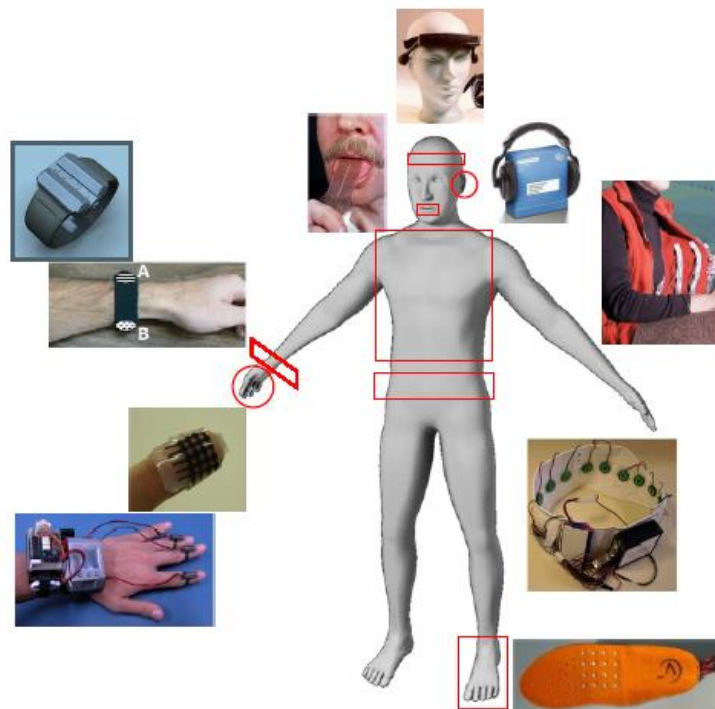


Figure 16 exemples d'interfaces tactiles (d'après [Velázquez 2010] )

Beaucoup de ces dispositifs sont consacrés à la détection d'obstacles, c'est-à-dire qu'ils présentent une information égocentrée et ponctuelle de l'espace, ils peuvent être regroupés sous la qualification de « cannes électroniques » (Teletact, GuideCane...) L'utilisateur doit balayer l'espace

## Chapitre 1 Contexte de l'étude

autour de lui en déplaçant le capteur, pour pouvoir construire une représentation de son environnement [Farcy 2002] [Ulrich 2001].

Par rapport à une canne « classique », la distance de détection d'obstacle est considérablement augmentée, ce qui permet des trajectoires de déplacement beaucoup plus fluides.

Les capteurs utilisés sont de type radars à ultrasons (US) ou laser, et les dispositifs vibrants se trouvent dans un dispositif indépendant (Miniguide<sup>4</sup>) ou fixé sur la canne (Tom pouce : [Farcy 2003]), ou encore sur un gant (TACIT). Leduc-Mills *et al* [Leduc-Mills 2013] proposent de coupler une canne à US avec un smartphone, et utiliser la fonction « vibreur » de celui-ci. Les lunettes iGlasses sont d'un fonctionnement analogue. Dans ce cas, le radar US ainsi que le dispositif de vibrations sont positionnés sur une monture de lunettes. L'intérêt est de pouvoir détecter les obstacles à hauteur de tête, ce dispositif apparaît donc comme une « aide secondaire », c'est-à-dire complémentaire de la canne blanche traditionnelle.<sup>5 6</sup>

Mais il existe également des travaux consacrés à des dispositifs qui permettent une représentation plus complète de l'environnement : l'utilisateur n'a pas besoin de réaliser de mouvement de balayage pour étudier son environnement.

Les premiers résultats remontent à 1969 avec les travaux de P. Bach-y-Rita [Bach-y-Rita 1969], basés sur une matrice d'électrodes placée sur le dos du sujet pour transmettre les informations d'une caméra : les images de la caméra sont découpées en blocs de pixels, le niveau de luminosité moyen de chaque bloc est utilisé pour contrôler le niveau de la stimulation électrique appliquée sur l'électrode correspondante. La même équipe proposera ensuite le Tongue Display Unit (TDU), en choisissant de placer les électrodes sur la langue [Bach-y-Rita 1998]: cette partie du corps est très riche en capteurs et humide, ce qui favorise le contact des électrodes. Le dispositif TDU est toujours étudié : A. Chekhchoukh a étudié la possibilité d'éviter le phénomène de fading, c'est-à-dire la disparition de la sensation lorsque une électrode envoie un signal de stimulation pendant une longue durée ([Chekhchoukh 2015]). Le principe employé est inspiré des mécanismes utilisés pour la vision, avec des effets de scintillement pour imiter les micro-saccades oculaires.

Par ailleurs, le même principe a été repris dans le dispositif BrainPort [Stronks 2016] qui se compose d'une caméra et d'un réseau de 400 électrodes placées sur la langue (pour des dimensions totales de 29.5mm\*33.8mm\*7mm). L'utilisateur a la possibilité de zoomer (son champ de vision

---

<sup>4</sup> <http://www.gdp-research.com.au/>

<sup>5</sup> <http://www.hacavie.com/aides-techniques/articles/tacit-gant-a-ultrason-pour-malvoyant-2/>;  
[https://www.handicapzero.org/depeches/depeches-handicapzero/detail-dune-depeche-handicapzero/?L=0%3Fid%3D41671%3Fid%3D41608&tx\\_tnews%5Btt\\_news%5D=798&cHash=c358275fc8dc6277d39a04592c52c6](https://www.handicapzero.org/depeches/depeches-handicapzero/detail-dune-depeche-handicapzero/?L=0%3Fid%3D41671%3Fid%3D41608&tx_tnews%5Btt_news%5D=798&cHash=c358275fc8dc6277d39a04592c52c6)

<sup>6</sup> <http://grathio.com/2011/08/meet-the-tacit-project-its-sonar-for-the-blind/>

pouvant passer de 73° à 7°). Ce dispositif continue à faire l'objet de publications scientifiques ([Grant 2016]). Mais il est également commercialisé.<sup>7</sup> Kajimoto *et al* [Kajimoto 2006] proposent quant à eux de placer les électrodes sur le front.

Les interfaces de nature tactile sont également utilisées pour la génération de « cartes tactiles » : le concept des « Intelligent Glasses » ([Velázquez 2003]) est basé sur l'affichage des contours des objets sur une carte tactile, où les éléments sont mûs par des micro-actionneurs à mémoire de forme. [Pradeep 2010] proposent d'utiliser les algorithmes de SLAM (Simultaneous Localization and Mapping) pour la construction de la « carte de traversabilité », et les informations sont transmises à l'utilisateur grâce à des moteurs situés sur les épaules et autour de la taille de l'utilisateur.

### 4.1.2. Systèmes basés sur le sens de l'ouïe

La modalité auditive a également été largement étudiée. Il s'agit toujours de convertir une image en sons, c'est-à-dire d'utiliser les données de cette image pour moduler une ou plusieurs caractéristiques d'un signal sonore : intensité, hauteur, et disparité dans le cas de restitution stéréo.

Le dispositif The vOICe est le premier à avoir abouti à un dispositif disponible sur le marché. Proposé par Peter B .L. Meijer en 1992 [Meijer 1992], il propose de restituer l'environnement par un balayage ligne à ligne de l'image d'une caméra. Les sons correspondant aux lignes en haut de l'image sont plus aigus, ceux correspondant aux lignes en bas, plus graves, et dans tous les cas, le son est d'autant plus fort que le pixel correspondant est lumineux.

Les travaux ultérieurs ont cherché à améliorer le contenu informatif et sa compréhension, en jouant sur différents facteurs. G. Balakrishnan *et al* [Balakrishnan 2006] proposent d'acquérir l'information de profondeur grâce à une paire de caméras stéréo, de segmenter l'image en faisant apparaître les objets par rapport au fond, et de classer ces objets en fonction de leur position dans l'image (un objet au centre de l'image a un poids plus important qu'un objet sur le côté). Un algorithme de sonification est ensuite développé pour transmettre l'image simplifiée. Plus récemment, Poggi et Mattocchia ([Poggi 2016]) utilisent les méthodes de deep learning pour reconnaître les objets et générer un signal vocal d'alerte. Ils proposent également de coupler les deux modalités, avec l'utilisation d'un gant haptique.

Kumar *et al* [Kumar 2013] proposent un dispositif avec plusieurs fonctionnalités :

- la détection d'obstacles, par un sonar US porté à la ceinture, et un retour sonore (plus le son est fort, plus l'obstacle est proche) ;

---

<sup>7</sup> <https://www.wicab.com/>

## Chapitre 1 Contexte de l'étude

- la détection de personnes, grâce à l'analyse des images d'une caméra portée sur la tête. Là encore, l'information est fournie par un retour sonore.

Cette étude se focalise sur le côté « temps réel », en utilisant une taille d'image très réduite.

### 4.2. Méthodes d'augmentation sensorielle

Les dispositifs décrits précédemment utilisent les sens compensatoires, et sont donc utilisables par des sujets atteints de basse vision et de cécité.

Pour beaucoup de pathologies, et en particulier le glaucome et la rétinite pigmentaire, les défauts visuels arrivent progressivement, et donc les sujets souffrent d'abord de malvoyance, ils sont gênés mais conservent des éléments de vision résiduelle.

Dans ces conditions, il semble intéressant d'utiliser des interfaces visuelles, en affichant des images de l'environnement ayant subi les traitements adaptés afin d'augmenter la quantité d'information pouvant être fournie avec efficacité à l'utilisateur. On peut par exemple travailler sur le contenu fréquentiel, rehausser les contrastes, modifier la couleur, etc.

Nous disposons actuellement de beaucoup de types d'affichage. Si les écrans d'ordinateurs ne sont pas utilisables pour les tâches de mobilité, on peut envisager le recours aux écrans de tablette ou de smartphones, ou aux visiocasques c'est-à-dire des dispositifs d'affichage « tête haute ». Nous allons nous focaliser sur ces dispositifs d'aide utilisant des visiocasques.

D'une manière générale, un visiocasque est composé d'un (ou plusieurs) écrans, d'un système optique permettant une bonne accommodation sur l'écran, et éventuellement de capteurs tels que des accéléromètres, des gyroscopes, qui permettent de capter les mouvements de la tête de l'utilisateur, ainsi que des systèmes de suivi du regard (ou « oculomètre », ou « eye tracker » en anglais)[González 2011].

On peut distinguer deux types de visiocasques (en anglais : HMD pour Head Mounted Devices) [Fuchs 2006] :

- les casques dédiés à la Réalité Virtuelle (RV), ceux que les anglo-saxons appellent « video-see through HMD » : il s'agit de casques opaques, l'utilisateur ne voit que ce qui est affiché sur les écrans ;
- les casques dédiés à la Réalité Augmentée (RA), appelés « optical see through HMD » : dans ce cas, les écrans sont transparents, ou n'occultent que partiellement le champ visuel, et la vision directe de l'environnement reste possible, les informations fournies venant se superposer à l'image perçue directement.

### 4.2.1. Aides utilisant des casques de RV

Le premier système d'aide utilisant un visiocasque de type RV, le LVES (pour « Low Vision Enhancement System ») a été proposé par Massof *et al* il y a plus de 20 ans ([Massof 1994]). Les utilisateurs pouvaient choisir entre différents modes :

- vision binoculaire : chacun des deux écrans CRT placés sur le casque était relié à une caméra, les deux caméras étant proches des yeux, ainsi l'utilisateur pouvait utiliser sa vision stéréoscopique naturelle ;
- vision bioculaire : une troisième caméra, placée entre les yeux, était utilisée pour afficher la même image sur les deux écrans, elle permettait de réaliser des zooms.

Deux types de traitement sur les images de la caméra centrale étaient proposés : un rehaussement des fréquences spatiales moyennes, pour augmenter les contrastes, et une déformation locale, pour compenser un scotome central, grâce à l'utilisation d'un oculomètre.

Les technologies disponibles à cette époque limitaient la résolution des images (en niveaux de gris) et la taille du champ visuel disponible : 640\*480 pixels, soit 5 minutes d'angle par pixel pour un champ de 50°\*40°.

Les avancées technologiques ont permis l'amélioration de ce dispositif. Les écrans CRT ont été remplacés par les écrans LCD [Francis 2005] [González 2011], moins volumineux, et moins énergivores, puis par les écrans OLED.

Côté fonctionnalités, on retrouve en général la possibilité de zoomer, l'inversion de contraste, lorsqu'une seule caméra est utilisée. Mais d'autres pistes sont également étudiées :

Everingham *et al* [Everingham 2003] proposent d'afficher le contenu sémantique de l'environnement : chaque type d'objet détecté dans la scène est classifié grâce à des méthodes basées sur les réseaux de neurones formels.

Le recours à des paires stéréo et plus récemment à des capteurs actifs type Kinect permet de donner également des informations de 3D. Van Rheede *et al* [van Rheede 2015] proposent un dispositif appelé « Residual Vision Glasses'' (RVGs) », utilisant la caméra RGB-D Asus Xtion Pro (Asus, Fremont, CA, USA), et deux écrans OLED. Les données correspondant à la distance des objets à l'utilisateur sont affichées en jouant sur la luminosité : les objets à une distance comprise entre 0,7 et 1m sont les plus brillants, et la luminosité diminue ensuite avec la distance, jusqu'à devenir nulle au-delà de 3,5m. La résolution des écrans est faible (160\*128) et le champ visuel limité (60° en horizontal et 50° en vertical). Le dispositif est testé dans une tâche de mobilité, sur 11 sujets présentant une faible acuité et/ou un champ visuel réduit (rétinite pigmentaire, DMLA, maladie de Stargardt) : ils doivent traverser un espace de 15\*5m, où sont positionnés des obstacles, avec et sans

le dispositif. Les résultats indiquent que l'utilisation du dispositif permet de mieux localiser les obstacles, par contre on observe une diminution de la vitesse de déplacement. Les auteurs concluent à l'intérêt de cette représentation de la distance et à la nécessité d'une meilleure appropriation du dispositif, pour augmenter la vitesse.

Yang ([Yang 2016]) utilise une caméra active RGB-d Realsense (Intel) couplée à un capteur intégrant un accéléromètre et un gyroscope pour déterminer les « zones de traversabilité », c'est-à-dire les régions du sol ne comportant pas d'obstacles, à partir d'une segmentation de type RANdom SAmple Consensus (RANSAC).

Ces derniers mois au Canada, la société eSight a lancé la commercialisation d'une aide utilisant la réalité virtuelle<sup>8</sup>. Ce système est composé d'une caméra et d'un casque utilisant des écrans OLED, et propose des traitements en temps réel : les utilisateurs peuvent contrôler la couleur, le contraste, la mise au point, la luminosité et l'agrandissement (jusqu'à 14X)[ [Zolyomi 2017]

### 4.2.2. Aides utilisant des casques de AR

Les visiocasques de type AR ont également fait l'objet de beaucoup de travaux.

Une des équipes les plus anciennes dans ce domaine est celle de Peli *et al* [Peli 2001], qui proposent dès 2001 le concept de multiplexage de l'information, pour fournir à la fois un large champ visuel et une partie bien résolue de ce champ visuel. Vargas-Martin et Peli ont réalisé des tests sur des patients dans un environnement réel [Vargas-Martin 2002]. En 2011, la même équipe décrit les méthodes pour aider les personnes avec une vision de type tunnel : le visiocasque AR affiche une « image minifiée », c'est à dire une image de petite dimension de l'environnement complet. Pour que l'information apportée reste claire, l'image de petite dimension ne contient que les contours des objets [Luo 2011].

En France, la société Laster Technologies a travaillé sur un dispositif composé de visiocasque AR et d'une caméra. L'image de la caméra est traitée pour en extraire les contours, qui sont ensuite affichés sur les écrans de manière à se superposer aux objets réels. Les contours affichés sont paramétrables en termes d'épaisseur et de couleur [Froissard 2014].

Samsung a présenté en janvier 2018 un prototype d'un dispositif visiocasque + caméra, qui se propose de réaliser les fonctions suivantes :

- agrandir ou minimiser l'image,
- mettre le contour de l'image en évidence,
- jouer avec la luminosité, la brillance et le contraste des images,

---

<sup>8</sup> <https://www.esighteyewear.com/faq#What-is-eSight>

## Chapitre 1 Contexte de l'étude

- inverser les couleurs ou bien les filtrer,
- corriger les problèmes de vue partielle (en tunnel ou points noirs) en recréant les parties manquantes du champ de vision.<sup>9</sup>

### 4.3. La validation des dispositifs

La liste des dispositifs venant d'être présentée n'est pas exhaustive, elle traduit juste la richesse des études menées dans ce domaine.

Cependant, les dispositifs ayant atteint le stade de la mise sur le marché sont finalement assez rares, et sont principalement dans la catégorie « cannes électroniques ».

En 2013, Kumar propose le tableau suivant [Kumar 2013] :

**Table 2 Aides techniques électroniques pour la mobilité**

ETA device	Price (US\$)	Weight (g)
Sonic Pathfinder	1695	325
Laser Cane	2500	500
Mowat-Sensor	775	185
Guide-Cane	Prototype	–
KASPA:Sonic-Guide	3300	–
vOICe learning edition	0	–
Wheelchair Pathfinder	2500–4500	–
Polaron	870	257
Our proposed ETA	Prototype	< 500

Actuellement, il semble que le Sonic Guide et le Wheelchair Pathfinder ne soient plus disponibles.

En ce qui concerne les aides utilisant des visiocasques, ou lunettes : on trouve les données suivantes (figure 17), sur le site de Ceciaa, entreprise spécialisée dans la distribution du matériel pour le handicap visuel :

<sup>9</sup> <http://www.lucie-care.org/relumino/>



Figure 17 Prix actuels des aides techniques

D'après le site<sup>10</sup> (dernière consultation : décembre 2018)

NuEyes est composé d'une caméra et d'un visiocasque qui affiche les images de la caméra après traitement. Ce dispositif s'apparente à un vidéo-agrandisseur (avec la possibilité de régler le niveau de zoom, de modifier le mode de contraste) et à une machine à lire (reconnaissance de caractères et synthèse vocale).

MyEye est le nom du produit OrCam pour la distribution en France : il s'agit d'une aide par suppléance, l'information étant transmise par un signal vocal. Le dispositif peut lire un texte ou reconnaître les objets (ou personnes) qui auront été préalablement rentrés dans la base de données.

Seul le dispositif eSight propose une aide pour les déplacements, et peut s'apparenter au dispositif au centre de notre projet.

### 5. Le projet AUREVI (AUgmented REality for the Visually Impaired)

Les travaux de cette thèse sont menés dans le cadre du projet Aurevi, porté par le LGI2P, (IMT Mines Ales). L'objectif final de ce projet vise à permettre le retour à l'emploi et à améliorer le quotidien des personnes malvoyantes atteintes de rétinite pigmentaire et de glaucome. Le dispositif final est conçu pour aider les personnes dans leurs activités en mobilité : détection d'obstacles, perception de l'espace, recherche d'indices visuels.

Le dispositif développé dans le cadre du projet est composé d'une caméra, des lunettes de réalité virtuelle pour l'affichage et une unité de calcul pour effectuer les différents traitements sur l'image de la caméra afin de l'adapter à la vision résiduelle des malvoyants.

Nous avons donné dans les paragraphes précédents un panorama des dispositifs d'aide qui ont été étudiés jusqu'à présent. Nous avons vu que plusieurs d'entre eux proposent des solutions aux difficultés de perception liées à une faible acuité (agrandissement, renforcement des contours), et d'autres se concentrent sur la compensation des défauts du champ visuel (détection d'obstacles). A

<sup>10</sup> <https://www.cecibia.com/agrandissement-grossissement-malvoyants/lunettes-pour-deficients-visuels.html>



## Chapitre 1 Contexte de l'étude

notre connaissance, aucun n'adresse les problèmes liés à l'éblouissement et à l'héméralopie, alors qu'ils sont ressentis comme très importants par les personnes déficientes visuelles, en particulier celles atteintes de glaucome ou de rétinite pigmentaire. C'est donc en premier lieu pour répondre à ces problèmes que le projet Aurevi a été lancé.

Le projet a commencé en 2013, un an avant le début de cette thèse. Ces premiers mois ont été consacrés à une étude préliminaire, visant à définir les fonctionnalités attendues du dispositif étudié, en parallèle avec la recherche de financements.

Les fonctionnalités retenues pour cette étude sont :

- proposer une image de l'environnement qui soit adaptée à la plage de luminosité de confort de chaque sujet : ni trop claire ni trop sombre ;
- apporter des éléments d'information supplémentaires pour pallier la perte de la vision stéréoscopique.

Le choix d'utiliser des lunettes de réalité virtuelle et non des lunettes de réalité augmentée a été fait afin d'avoir un contrôle total de l'affichage et de ne pas subir l'influence des conditions d'éclairement du monde réel. Le fait de plonger les malades dans un environnement totalement virtuel permet de manipuler la luminosité et la couleur des images affichées afin de maintenir l'utilisateur dans des conditions de confort.

La contribution de cette thèse au projet se situe sur plusieurs plans :

Tout d'abord, il a été demandé de définir les paramètres caractérisant la vision résiduelle de chaque utilisateur. En effet, chaque patient a ses propres conditions de confort lumineux, qui dépendent en particulier de l'état d'avancement de sa pathologie : à chaque étape de l'évolution de leur maladie, les patients ont des limites spécifiques de luminosité minimale à partir de laquelle ils commencent avoir les détails dans une scène, et aussi de la luminosité maximale à partir de laquelle ils sont éblouis. La définition de ces limitations en luminosité va permettre de paramétrer le dispositif et l'adapter à chaque utilisateur. Mais il n'existe pas de méthode pour mesurer ces niveaux de luminance limite. Nous avons donc participé à la conception et au développement de tests dédiés, et à la réalisation d'essais sur des sujets déficients visuels. Ces tests ont été conçus en collaboration avec l'ARAMAV, institut spécialisé dans la rééducation fonctionnelle basse vision, pour l'aspect médical. Nous avons également proposé un nouveau test pour mesurer la sensibilité au contraste chromatique, toujours dans le but de mieux adapter les images affichées à la vision des utilisateurs.

Nous avons travaillé sur la mise au point d'un prototype du dispositif. Pour cela, nous avons dû choisir les équipements de capture et d'affichage d'images. Ce choix n'est pas définitif : compte tenu de l'allure à laquelle les technologies de réalité virtuelle évoluent actuellement, il ne paraît pas

## Chapitre 1 Contexte de l'étude

souhaitable de se focaliser sur des appareils en particulier. Au contraire, nous avons pour objectif de définir les caractéristiques physiques et les spécifications fonctionnelles plutôt que technologiques que devront posséder les dispositifs qui seront choisis pour réaliser le produit final.

Enfin, nous avons abordé la question des traitements à appliquer au signal capturé par la caméra. Nous avons proposé des traitements en temps réel sur la luminosité dans le but d'augmenter la luminosité dans les zones sombres de l'image et de baisser la luminosité dans les zones qui éblouissent le patient. Nous avons aussi proposé des traitements sur la couleur en augmentant le contraste et la saturation pour rendre les images mieux perceptibles par les patients qui souffrent de troubles de vision des couleurs. Des tests ont été menés pour la validation de ces différents traitements.

Chapitre 2 : Chaîne d'acquisition restitution d'images numériques

**Chapitre 2 : Chaîne d'acquisition restitution d'images numériques**

### Introduction:

Le but du projet AUREVI est de permettre à des malvoyants de percevoir les éléments considérés comme significatifs dans une scène de la vie courante grâce à un dispositif d'aide. Ce dernier se base sur un système d'acquisition/restitution d'images constitué de caméras, d'une unité de traitement et de lunettes de réalité virtuelle. Le dispositif doit assurer une transformation de l'information acquise adaptée aux manifestations spécifiques à chaque pathologie (figure 18).

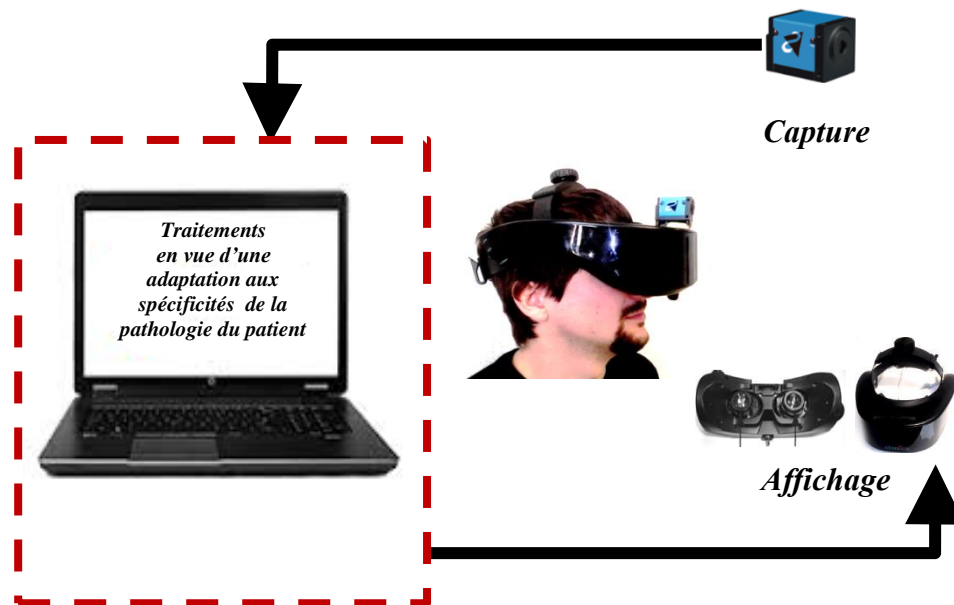


Figure 18 Chaîne acquisition traitements restitution

Le dispositif développé est basé sur l'utilisation de caméras reliées à des écrans de réalité virtuelle via une unité de calcul. Il vise à produire des représentations sur écran de scènes réelles exploitant la vision résiduelle spécifique à chaque malvoyant pour lui rendre intelligible les éléments signifiants. Pour ce faire l'information est exploitée sous la forme d'un ensemble de mesures restituant les caractéristiques couleur au sens physique du terme des signaux lumineux (composantes trichromatiques caractéristiques des luminances) qu'ils soient issus de la scène réelle ou bien de l'écran de restitution. Ce type d'expression des signaux lumineux permet d'exprimer les caractéristiques des scènes réelles et virtuelles et les capacités visuelles spécifiques à chaque utilisateur dans un même système de représentation. Ceci constitue un atout lorsqu'il s'agit de modifier l'image acquise pour garantir une restitution adaptée à la fois aux possibilités de l'écran et aux limitations perceptives propres à chaque malvoyant. Le recours à une représentation des scènes capturées et restituées indépendante des systèmes d'acquisition/restitution permet également de pouvoir changer ou remplacer les caméras et les écrans sans que cela entraîne des modifications importantes dans le traitement visant à adapter les données en fonction des handicaps individuels.

## Chapitre 2 : Chaîne d'acquisition restitution d'images numériques

Ce chapitre est consacré à l'acquisition et à la restitution des images couleur. Notre objectif était de maîtriser le transfert<sup>11</sup> de l'information couleur depuis l'acquisition jusqu'à la restitution adaptée sur écran :

- nous voulions une information couleur codée dans un espace physique indépendant des systèmes d'acquisition et de restitution utilisés.
- notre dispositif devait faire le lien entre les caractéristiques d'un signal lumineux et les capacités perceptives humaines telles qu'elles sont actuellement comprises et modélisées.

Nous avons choisi d'utiliser les outils et modélisations de la colorimétrie et d'exprimer l'information lumineuse dans l'espace normalisé XYZ CIE 1931 (observateur standard 2°). Il a également paru intéressant d'utiliser une représentation tristimulaire de type LMS en particulier dans l'étape de caractérisation des capacités visuelles résiduelles de chaque patient. Cette dernière nécessite en effet la production de stimuli visuels contrôlés au sens des capacités de capture de notre système visuel.

Nous nous sommes intéressés en priorité aux systèmes de visualisation. C'est en effet à partir des limites en termes de luminosité et de rendu des couleurs qu'ils imposent que nous devons concevoir l'ensemble des traitements d'adaptation. Nous avons dans un premier temps caractérisé plusieurs écrans de bureaux de type LCD (Philips et Dell) proposant différentes résolutions. Ces derniers étaient destinés à la réalisation de tests permettant de caractériser l'état de déficience effectif des différents patients :

- évaluation de la luminosité maximale acceptable par chaque patient
- capacités de reconnaissance des couleurs pour chaque patient

Nous avons également étudié différents casques de réalité virtuelle avec écrans LCD et OLED présents sur le marché de façon à pouvoir qualifier leur capacité à restituer des images adaptées correctes dans le cadre d'une utilisation effective.

### **1. Mesure et représentation des stimuli lumineux – imagerie couleur et colorimétrie**

Les images numériques couleur de type matriciel (dites bitmap) sont des matrices de points, ou pixels, chacun associé à trois valeurs (R, V, B) censées renseigner sur sa couleur : à chaque point de l'image correspond un couple de coordonnées indiquant la position de la projection du point réel sur le plan image, et un triplet de valeurs représentant la couleur du point réel. Dans cette partie nous

---

<sup>11</sup> La fonction de transfert interprète la façon avec laquelle le dispositif déforme le signal par rapport à l'entrée. Elle représente la relation mathématique qui décrit la réponse d'un périphérique entre le signal d'entrée et le signal de sortie.

## Chapitre 2 : Chaîne d'acquisition restitution d'images numériques

nous intéresserons plus particulièrement à la façon dont on peut exprimer une couleur par trois valeurs exploitables par un système de visualisation.

Avant d'aborder la problématique de la maîtrise du signal lumineux produit par différents affichages nous allons brièvement parler des moyens à notre disposition pour caractériser les signaux lumineux de façon quantitative. Ce chapitre est basé sur les résultats des mesures réalisées sur les stimuli lumineux à l'aide d'un spectroradiomètre. Nous avons choisi d'exprimer et de travailler la couleur via une approche colorimétrique. Dans ce qui suit, nous allons résumer les principes de base de la colorimétrie qui seront ensuite utilisés dans le reste de la thèse.

Sans lumière pas de couleur et pas d'image. Les photons sont les porteurs d'une information qui sera capturée par l'œil ou l'appareil imageur : les signaux lumineux ainsi capturés seront appelés stimuli dans la suite du texte. Puisque la lumière est le vecteur de l'information visuelle, une activité fondamentale liée à la lumière est sa mesure. La mesure de la lumière existe sous deux formes.

La première, la *radiométrie*, est la science de la mesure de tout rayonnement électromagnétique. L'évaluation d'un rayonnement lumineux peut se faire par évaluation de la distribution de luminance énergétique spectrale. Les principales grandeurs radiométriques mesurables sont représentées sur le schéma ci-dessous (figure 19). Cette donnée ne décrit cependant pas la couleur perçue. Pour notre part, nous nous intéressons au rayonnement visible et à son influence sur le système visuel humain (SVH).

La *photométrie* qui découle de la radiométrie, ne concerne que les rayonnements dans le visible et considère l'effet d'un faisceau lumineux sur l'œil humain. La photométrie est la « mesure des grandeurs se rapportant au rayonnement tel qu'il est évalué selon une fonction d'efficacité lumineuse relative spectrale donnée, par exemple  $V(\lambda)$  ou  $V'(\lambda)$  » [CIE 1988]. La conversion des grandeurs radiométriques en grandeurs photométriques est assurée par l'application de ces fonctions d'efficacité lumineuse spectrale relative de l'œil humain. Ainsi pour un flux énergétique spectral  $F_{e,\lambda}$ , le flux lumineux correspondant  $F_v$ , est donné dans l'équation suivante [Sève 2009]:

$$F_v = K_m \int_0^\infty F_{e,\lambda} V(\lambda) d\lambda \quad (2)$$

avec  $K_m$  constante égale à 683 ( $K_m = 683 \text{ lm} \cdot \text{W}^{-1}$ )

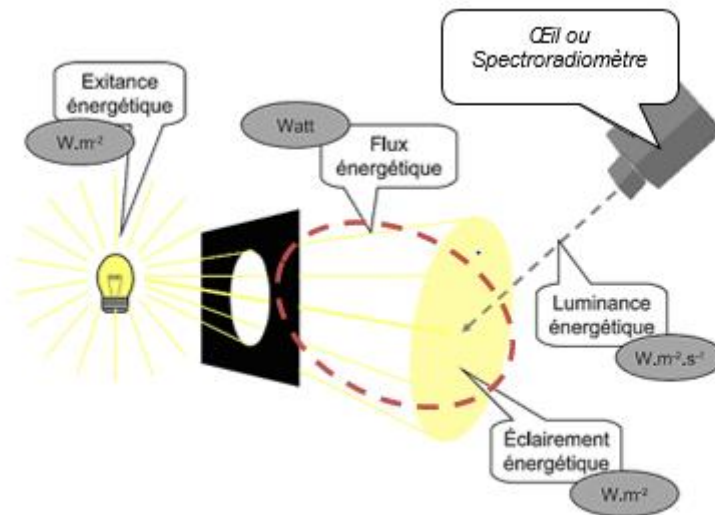


Figure 19 Illustration des relations entre les grandeurs radiométriques

Le tableau suivant énumère les grandeurs et les unités radiométriques et leurs correspondants photométriques [Ohta 2006].

Table 03 Correspondance entre grandeurs et unités radiométriques et photométriques du système international des unités :

Grandeur	Définition mathématique	Radiométrie		Photométrie	
		Symbole	Unité	Symbole	Unité
Flux	$\Phi = \frac{dQ}{dt}$	$\Phi_e$	W	$\Phi_v$	lm
Energie	$Q = \int_{\Delta t} \Phi dt$	$Q_e$	J	$Q_v$	lm.s
Intensité	$I = \frac{d\Phi}{d\Omega}$	$I_e$	W.sr <sup>-1</sup>	$I_v$	cd
Luminance	$L = \frac{d\Phi}{(dA \cdot \cos\theta)d\Omega}$	$L_e$	W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup>	$L_v$	cd.m <sup>-2</sup>
Eclairement	$E = \frac{d\Phi}{dA}$	$E_e$	W.m <sup>-2</sup>	$E_v$	lx

Dans le cadre de notre travail, c'est la luminance qui fera l'objet des mesures et décrira les stimuli lumineux atteignant l'œil ou le capteur. La luminance spectrale L est le flux spectral émis qui arrive

## Chapitre 2 : Chaîne d'acquisition restitution d'images numériques

sur l'unité de surface  $ds$  du détecteur par unité d'angle solide  $d\Omega$ , et ce perpendiculairement à la surface du détecteur, elle est quantifiée par l'équation (3) :

$$L = \frac{d\Phi}{(dA \cdot \cos \theta) \cdot d\Omega} \quad (W \cdot m^{-2} \cdot sr^{-1}) \quad (3)$$

Où  $\theta$  est l'angle entre la normale de la surface élémentaire  $ds$  et la direction considérée.

Pour décrire le comportement optique d'une surface solide on utilisera la réflectance ou facteur de réflexion qui est le rapport entre la quantité d'énergie lumineuse reçue et la quantité d'énergie lumineuse renvoyée par la surface.

La couleur d'un objet dépend des propriétés de réflectance spectrale de l'objet mais aussi de la lumière qui l'éclaire. Par conséquent, la large plage d'éclairage sous laquelle un objet peut être observé affecte la perception de sa couleur. Pour permettre de comparer des surfaces de façon reproductible et standard, la Commission Internationale de l'Eclairage (CIE) a défini un ensemble de distributions de puissance spectrale relative spécifiques appelées illuminants standard CIE (normalisés). Ces standards permettent de choisir des sources d'éclairage de référence. Il sera question dans la suite de l'illuminant standard **CIE D65**. Ce dernier représente la lumière moyenne du jour à une température de couleur d'environ 6504K. L'illuminant D65 est basé sur de nombreuses mesures spectroradiométriques prises aux États-Unis, au Canada et en Grande-Bretagne [Wyszecki 1982]. Les composantes trichromatiques du D65, qui seront définies au paragraphe 1.1) sont les suivantes :  $X=95.04$ ,  $Y=100$ ,  $Z=108.88$  ; ses coordonnées tri chromatiques sont les suivantes :  $x=0.31$ ,  $y=0.33$ ,  $z=0.33$



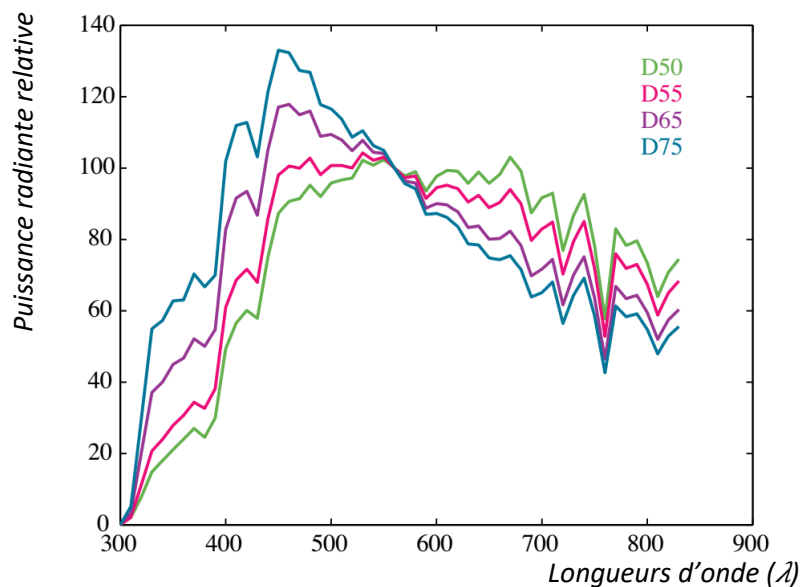


Figure 20 Spectre des différents illuminants D.  
(d'après [Reinhard, 2008])

### 1.1. Les principes de base de la colorimétrie

La colorimétrie est une branche de la science des couleurs qui s'intéresse à la quantification de la couleur en lien avec le ressenti que nous en avons. L'approche colorimétrique prend en considération le triplet lumière-objet-observateur. La source de lumière illumine l'objet, l'objet réfléchit ou transmet la lumière de la source et l'œil reçoit la lumière réfléchie ou transmise par l'objet. Ceci permet la description de l'interaction existante entre l'espace physique (composition spectrale de la lumière) et les caractéristiques physiologique du SVH (figure 21).

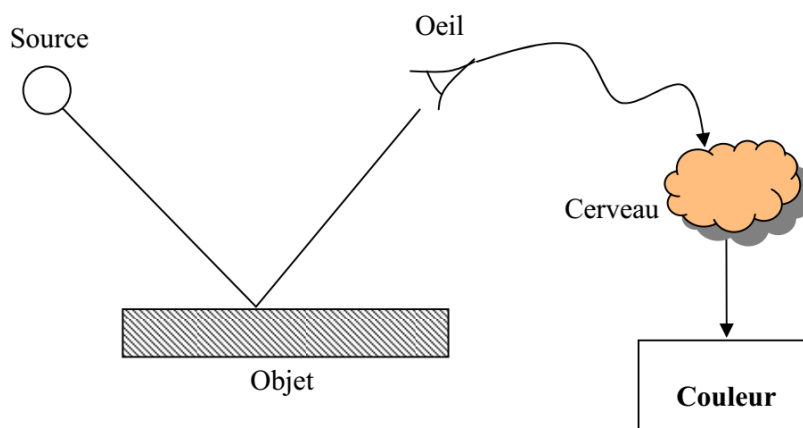
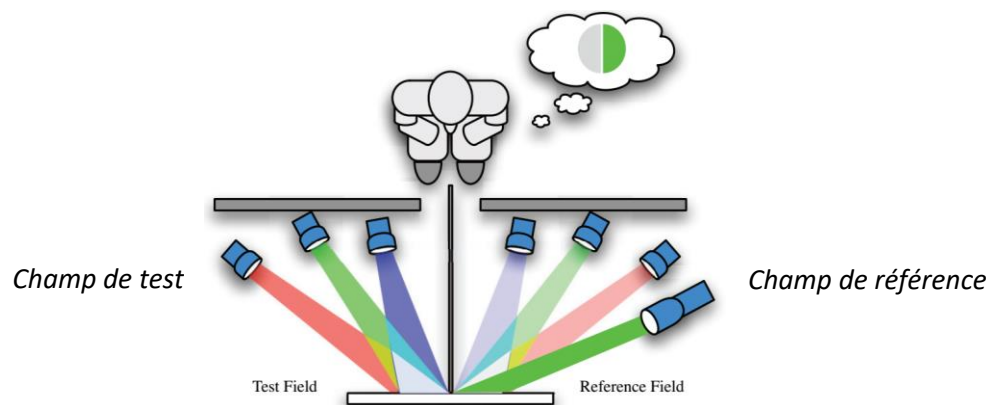


Figure 21 Interaction lumière –objet –œil

## Chapitre 2 : Chaîne d'acquisition restitution d'images numériques

La colorimétrie s'appuie sur la représentation trichromatique de la couleur et sur le concept d'un observateur de référence. Dans les paragraphes suivants nous allons parler brièvement de l'observateur de référence et de la représentation trichromatique des couleurs.

En 1888, Maxwell fut le premier qui a réalisé des expériences d'égalisation en équivalence visuelle des lumières et a défini les composantes trichromatiques spectrales [Reinhard 2008]. La sensation produite par la plupart des lumières peut être reproduite par le mélange (addition) de trois lumières connues comme des couleurs primaires. C'est en utilisant cette propriété que l'observateur standard de la CIE (Commission Internationale de L'Eclairage) a été défini de façon précise grâce à des expériences d'égalisation perceptive menées entre autres par Guild et Wright. En 1931 un premier système décrivant la sensibilité de l'œil humain (pour un observateur standard à vision normale) en fonction des longueurs d'onde du domaine visible a été proposé : le système RVB CIE 1931. Pour pallier l'inconvénient des coordonnées trichromatiques négatives nécessaires à la représentation de certaines couleurs, la CIE a constitué le système CIE XYZ [Sève 2009]. Les fonctions de correspondance des couleurs sont définies par la sensibilité d'un observateur standard aux différentes longueurs d'onde dans le domaine visible selon un angle solide de 2 degrés [CIE 1931] et 10 degrés [CIE 1964]. Les longueurs d'ondes sont comprises entre 360nm et 830nm.



**Figure 22** Expérience de correspondance des couleurs : l'observateur ajuste les valeurs relatives du champ de test pour créer une correspondance avec l'illumination dans le champ de référence [Reinhard 2008].

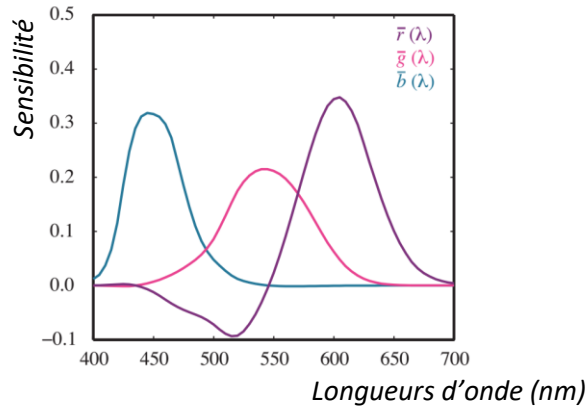


Figure 23 Les fonctions colorimétriques  $r(\lambda)$ ,  $g(\lambda)$ ,  $b(\lambda)$  pour le système RVB CIE 1931 ; les primaires R, G et B correspondent aux longueurs d'ondes suivantes : 700.0 nm pour le rouge ,546.1 pour le vert et 345.8nm pour le bleu. Le système est normalisé de façon à ce que l'addition des trois primaires donne un blanc équi-énergétique[Reinhard 2008].

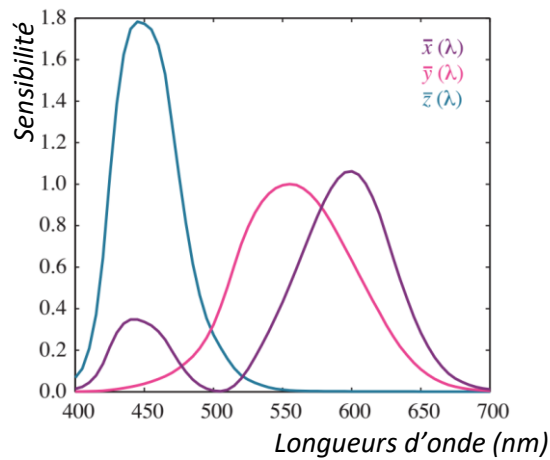


Figure 24 Les fonctions colorimétriques  $\bar{x}(\lambda)$ ,  $\bar{y}(\lambda)$ ,  $\bar{z}(\lambda)$  pour le système XYZ CIE 1931

Les fonctions colorimétriques appliquées à un rayonnement lumineux connu permettent d'en définir les composantes trichromatiques :

$$X = k \int L(\lambda)\bar{x}(\lambda)d\lambda \quad (4)$$

$$Y = k \int L(\lambda)\bar{y}(\lambda)d\lambda \quad (5)$$

$$Z = k \int L(\lambda)\bar{z}(\lambda)d\lambda \quad (6)$$

avec  $L(\lambda)$  luminance énergétique mesurée au spectroradiomètre et  $k$  coefficient de proportionnalité choisi pour avoir  $Y$  égal à la luminance visuelle.

A partir des composantes trichromatiques  $X$ ,  $Y$  et  $Z$ , la CIE a défini les coordonnées trichromatiques  $x$ ,  $y$ , et  $z$  par les formules suivantes :

$$x = \frac{X}{X + Y + Z} \quad (7)$$

$$y = \frac{Y}{X + Y + Z} \quad (8)$$

$$z = \frac{Z}{X + Y + Z} \quad (9)$$

Le plan défini par ces trois coordonnées est le lieu du diagramme de chromaticité représenté figure 25, c'est-à-dire le diagramme plan où les points définis par leurs coordonnées trichromatiques représentant les chromaticités des stimuli [Sève 09].

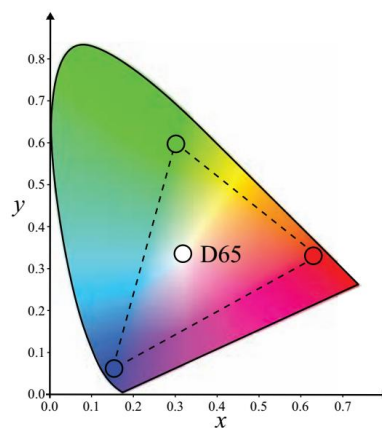


Figure 25 Le diagramme de chromaticité CIE xy montrant toutes les couleurs que le système visuel humain peut percevoir. Les sommets du triangle correspondent aux coordonnées des 3 primaires de l'espace s RGB (d'après [Banterle 2011])

## 1.2. Les espaces couleurs

Il existe dans le domaine de la vision par ordinateur et du traitement d'image, plusieurs espaces de représentation de la couleur.

L'espace RGB est le plus couramment employé. C'est un espace « dépendant du matériel », c'est-à-dire que lorsqu'une image définie dans cet espace est affichée sur un écran, son aspect dépend des caractéristiques de cet écran, et de même, lorsque l'on acquiert une image en RGB avec une caméra, les données colorimétriques qu'elle contient dépendent des caractéristiques de cette caméra.

On a vu au paragraphe précédent l'espace XYZ, qui, lui, est indépendant du matériel, et donc permet de relier les données colorimétriques d'une image au monde réel. Il existe d'autres espaces couleurs,

qui ont été définis pour répondre à des besoins spécifiques. Nous allons en présenter deux, qui seront utilisés dans la suite de nos travaux.

### 1.2.1. Espace Lab

Nous ne nous intéresserons ici qu'à un seul des espaces de représentation de la couleur dits perceptuels (espaces chromatiques uniformes permettant d'évaluer des différences de couleur perçue), le système  $L^*a^*b^*$ . Cet espace est une transformation non linéaire de l'espace CIE XYZ afin d'obtenir une meilleure uniformité perceptuelle dans tout l'espace chromatique. L'uniformité permet de mesurer les différences de couleurs en calculant la distance euclidienne entre les couleurs. L'espace couleur CIE  $L^*a^*b^*$  est constitué par un canal qui représente le signal achromatique et deux canaux chromatique basés sur l'opposition rouge-vert et bleu-jaune.

Pour définir les composantes  $L^*a^*b^*$ , il est nécessaire de connaître les composantes trichromatiques du stimulus (X, Y, Z), et celles d'un blanc de référence [Schanda 2007]. On convertit les coordonnées XYZ en coordonnées  $L^*a^*b^*$  par les équations suivantes [Reinhard 2008] :

$$L^* = 116 \left( \frac{Y}{Y_0} \right)^{\frac{1}{3}} - 16 \quad \text{pour } \frac{Y}{Y_0} > 0.008856 \quad (10)$$

$$L^* = 603.3 \left( \frac{Y}{Y_0} \right) \quad \text{pour } \frac{Y}{Y_0} \leq 0.008856 \quad (11)$$

$$a^* = 500 \left[ f \left( \frac{X}{X_0} \right) - f \left( \frac{Y}{Y_0} \right) \right] \quad (12)$$

$$b^* = 200 \left[ f \left( \frac{Y}{Y_0} \right) - f \left( \frac{Z}{Z_0} \right) \right] \quad (13)$$

Avec :

$$f(x) = x^{\frac{1}{3}} \quad \text{pour } x > 0.008856 \quad (14)$$

$$f(x) = 7.787x + \frac{16}{116} \quad \text{pour } x \leq 0.008856 \quad (15)$$

Dans le cas de deux stimuli de couleur proche ( $S_0$  stimulus de référence et  $S_1$  stimulus de test), l'expression la plus simple de l'écart entre les deux stimuli est donnée par :

$$\Delta E_{ab}^* = \sqrt{\Delta L^{*2} + \Delta a^{*2} + \Delta b^{*2}} \quad (16)$$

$\Delta L^*$  correspond à la différence de clarté

$\Delta a^*$  correspond à la différence chromatique rouge-vert

$\Delta b^*$  correspond à la différence chromatique jaune-bleu.

### 1.2.2. Espace LMS

Les recherches pour définir un espace couleur lié à la sensibilité des cônes et qui porte une signification physiologique sont depuis longtemps une préoccupation des sciences des couleurs. En 2006, la CIE a publié la sensibilité spectrale relative des cônes L, M et S. Ces résultats sont basés sur les travaux de Stiles et Burch [Stiles 1955].

Par analogie avec les composantes trichromatiques X, Y et Z, un stimulus caractérisé par une densité spectrale  $P_\lambda$  peut être représenté par un triplet L M S, défini à partir des amplitudes d'excitation des trois familles de cônes  $\bar{l}(\lambda)$ ,  $\bar{m}(\lambda)$  et  $\bar{s}(\lambda)$  (Reinhard 2008) :

$$L = k_L \int P_\lambda \bar{l}(\lambda) d\lambda \quad (17)$$

$$M = k_M \int P_\lambda \bar{m}(\lambda) d\lambda \quad (18)$$

$$S = k_S \int P_\lambda \bar{s}(\lambda) d\lambda \quad (19)$$

Les fondamentales qui constitue le système LMS sont fondées sur des mesures psychophysiques. La CIE a défini la transformation linéaire permettant le passage du système XYZ vers le système LMS comme suivant [Viénot 2012] :

$$\begin{bmatrix} L \\ M \\ S \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.15514 & 0.54312 & -0.03286 \\ -0.15514 & 0.45684 & 0.03286 \\ 0 & 0 & 0.01608 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} \quad (20)$$

## 2. Les différents composants de la chaîne d'acquisition – restitution d'images

Il est important de rappeler qu'en s'adaptant, l'œil humain est susceptible de percevoir les signaux lumineux allant de 0.001 lux (limite d'appréciation des formes) à 10 000 lux (soleil à 50° au-dessus de l'horizon par ciel clair). Les écrans et les caméras ont une dynamique beaucoup plus réduite.

Dans cette partie, nous allons présenter les différentes technologies de restitution d'images en nous attachant plus particulièrement à la façon dont l'information couleur est produite.

### 2.1. Généralités

De manière générale, la reproduction de la couleur sur écran se fait par synthèse additive : chaque sensation colorée associée à un pixel est produite par mélange de trois lumières dites primaires

## Chapitre 2 : Chaîne d'acquisition restitution d'images numériques

(rouge, vert et bleu). Le phénomène de métamérisme découlant du fonctionnement de notre système visuel trouve ici l'une de ses applications principales : l'écran a pour fonction de produire une image lumineuse qui nous semble réaliste et conforme à l'idée que nous nous faisons de son contenu, ce malgré la transposition à un environnement souvent moins lumineux induisant des conditions d'adaptation visuelles différentes de celles correspondant à la scène réelle. Le principe de reproduction des sensations lumineuses par synthèse additive porte en lui-même ses limitations : ainsi si l'on parle en terme de chromaticité, l'ensemble des lumières colorées reproductible se trouvera cantonné sur le diagramme de chromaticité à l'intérieur du triangle défini par les valeurs  $(x, y)$  des trois primaires (gamut de l'écran). La plupart des écrans utilisent un codage numérique de 3 fois 8 bits pour définir les composantes trichromatiques de chaque pixel.

Sur le marché, nous trouvons plusieurs types d'écrans qui peuvent être classés selon les technologies et les mécanismes utilisés pour la reproduction des couleurs. Il est important d'opérer le bon choix quant à la technologie d'affichage pour répondre aux exigences propre à notre projet.

Nous commencerons par présenter les écrans CRT car nous allons nous baser sur les méthodes de caractérisation de ce type d'écran pour gérer le comportement des écrans retenus pour notre étude. Ensuite, nous allons étudier les technologies des écrans LCD et OLED utilisés dans le cadre de notre projet. Les deux technologies LCD et OLED représentent les deux grandes familles d'écrans trouvés sur le marché ; la plupart des autres technologies sont basées sur les mêmes principes.

### **2.2. Le fonctionnement des systèmes d'affichage**

#### **2.2.1. Le fonctionnement des écrans CRT**

Les écrans à tube cathodiques (Cathodic Ray Tubes ou CRT) sont basés sur des technologies d'affichage anciennes. Sur un écran CRT, l'image est produite grâce à trois canons à électrons qui projettent chacun un faisceau d'électrons d'intensité variable sur une surface électroluminescente. Chaque point lumineux ou luminophore produit de la lumière lorsqu'il est impacté par un flux d'électrons. La figure 26 montre les différents composants d'un écran CRT :

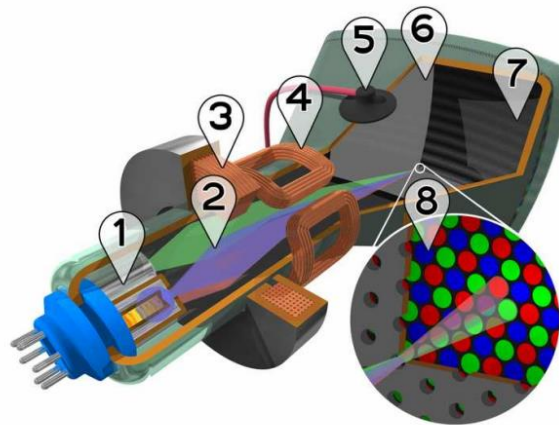


Figure 26 Composants d'un écran CRT : 1) Canon à électrons. (2) faisceau d'électrons. (3) Bobines de mise au point (de focalisation). (4) Bobines de déviation. (5) Connexion à l'anode. (6) Masque pour séparer les faisceaux. (7) couche de luminophores sur la face interne de l'écran et (8) zoom sur cette couche.

d'après ([https://en.wikipedia.org/wiki/Cathode\\_ray\\_tube#/media/File:CRT\\_color\\_enhanced.png](https://en.wikipedia.org/wiki/Cathode_ray_tube#/media/File:CRT_color_enhanced.png) )

Les écrans couleur CRT contiennent trois types de luminophores (rouge, vert et bleu) disposés périodiquement sous forme de points ou de bandes sur la face du moniteur. Il y a trois faisceaux d'électrons et un masque disposés de sorte que chaque faisceau n'éclaire qu'un seul des trois types de luminophores. La lumière de chaque pixel est un mélange de la lumière émise par les luminophores rouge, vert et bleu [Brainard 2002].

La fonction de transfert d'un écran CRT est non linéaire, elle est représentée par une fonction de puissance  $\gamma$  qui est définie par la physique du canon à électrons excitant les luminophores. Elle est de la forme suivante :

$$Canal_{out} = Canal_{int}^{\gamma} \quad (21)$$

Où  $Canal_{out} (R_{out}, G_{out}, B_{out})$  sont les intensités mesurées sur l'écran et  $Canal_{int} (R_{int}, G_{int}, B_{int})$  sont les tensions d'entrée des canaux. Une entrée nulle ( $Canal_{int} = (0, 0, 0)$  c'est-à-dire noir) ne donne pas forcément lieu à une intensité de sortie nulle. Si l'on prend en compte un décalage (ou « offset »), la formule reliant intensité de sortie aux tensions d'entrée devient :

$$I = (V + V_0)^{\gamma} \quad (22)$$

Si l'on prend en compte une modulation canal par canal par un gain  $k$ , on obtient une formule générale de la fonction de transfert de la forme suivante :

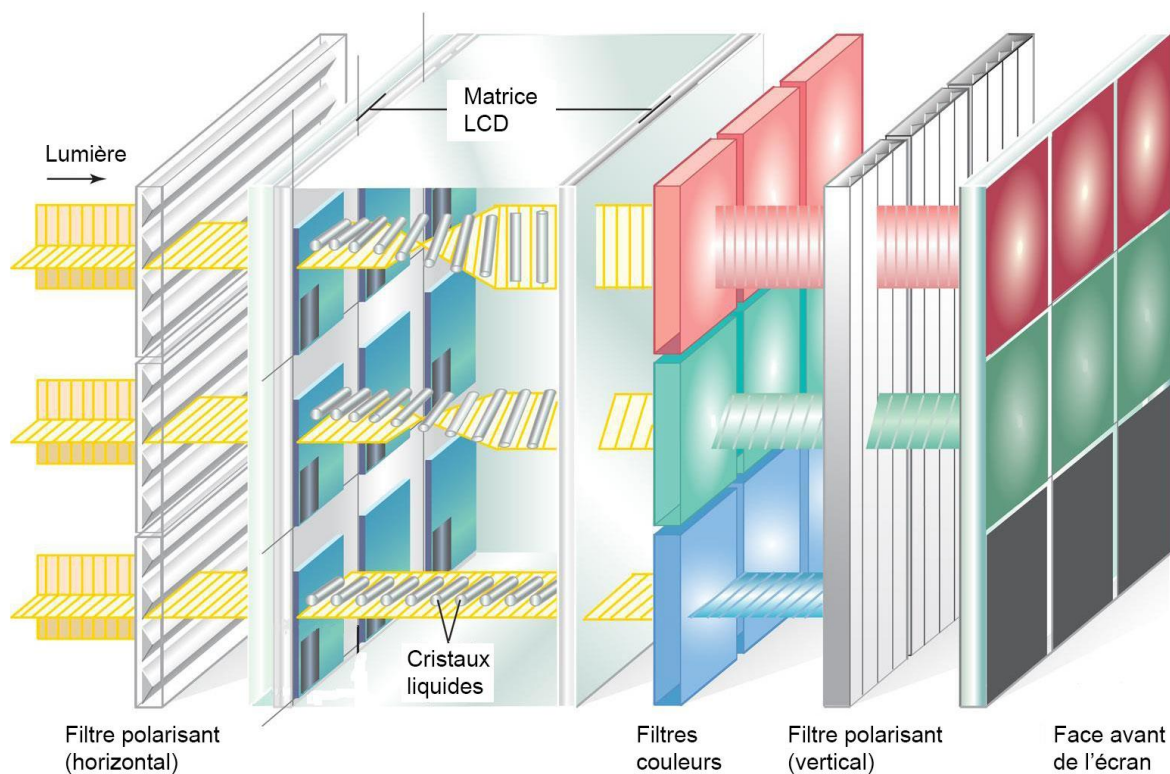
$$I = k(V + V_0)^{\gamma} \quad (23)$$



### 2.2.2. Le fonctionnement des écrans plats à technologie LCD

Les écrans à cristaux liquides (Liquid Crystal Display : LCD) apparus dans les années 90 fonctionnent sur un principe différent de celui des CRT. La technologie LCD consiste à filtrer la lumière par l'intermédiaire de cristaux liquides : ces derniers sont transparents et ont la capacité de s'orienter sous l'effet d'un champ électrique entraînant ainsi une modification de la polarisation pour une lumière incidente [Brainard 2002]. La figure 27 explicite le fonctionnement d'un écran LCD.

Une lumière est émise (rétro éclairage). Elle est polarisée une première fois horizontalement puis elle traverse la matrice LCD dans laquelle sa polarisation est modulée (action d'un champ électrique sur les cristaux liquides). Elle est ensuite filtrée par une mosaïque de filtres rouges, verts et bleus donnant pour chaque pixel de l'écran trois composantes lumineuses (transmission d'une lumière rouge verte ou bleu avec un angle de polarisation en lien avec l'intensité attendue) avant de traverser un deuxième filtre polarisant vertical qui délivrera une lumière avec des quantités de rouge, de vert et de bleu modulées.



© 2010 Encyclopædia Britannica, Inc.

Figure 27 Principe de fonctionnement d'un écran LCD

## Chapitre 2 : Chaîne d'acquisition restitution d'images numériques

Il existe différents types d'écrans LCD :

- les dalles dites IPS (In Plane Switching), pour lesquelles les cristaux liquides sont positionnés perpendiculairement à la direction de propagation de la lumière, ne permettent pas l'affichage d'un noir profond (mauvais blocage de la lumière) ;
- les dalles VA, pour lesquelles les cristaux liquides sont positionnés parallèlement à la direction de propagation de la lumière, donnent des noirs profonds mais voient leur angle de visualisation optimum diminuer.

Le mode de rétro éclairage de l'écran, et en particulier les caractéristiques spectrales de la lumière utilisée, peut avoir une influence sur la qualité de l'image produite et notamment son rendu colorimétrique. On trouve :

- des lampes fluorescentes à cathode froide ou CCFL (vieux modèles),
- des éclairages par Diodes électro luminescentes ou LED de différents types (LED blanches, LED RVB ou LED bleues au phosphore).

### **2.2.3. Le fonctionnement des écrans plats à technologie OLED**

Les technologies d'affichage les plus récentes sont les écrans à diodes électroluminescentes organiques (Organic Light-Emitting Diode ou OLED). Contrairement aux écrans LCD, les écrans OLED font appel non plus à des filtres couleurs mais à une technologie émissive. Une diode électro luminescente est un composant qui produit de la lumière visible lorsqu'un courant électrique le traverse. Le recours à des matériaux organiques électroluminescents permet d'obtenir des émissions lumineuses dans différents intervalles de lumière visible. Dans une diode, la rencontre entre un électron de la bande de conduction et un trou de la bande de valence forme une paire électron-trou appelée exciton. L'annihilation d'un exciton entraîne l'émission d'un photon dont la longueur d'onde dépend de la matière organique dans la couche émissive [Brainard 2002].

Les écrans OLED sont composés d'une matrice de diodes, chacune d'elles constituée d'un film organique mince fixé entre une cathode métallique et une anode transparente ; le tout est posé sur un support (substrat) lui aussi transparent (figure 28). Chaque pixel de l'écran est composé de trois diodes émettant respectivement dans le bleu, le rouge et le vert.

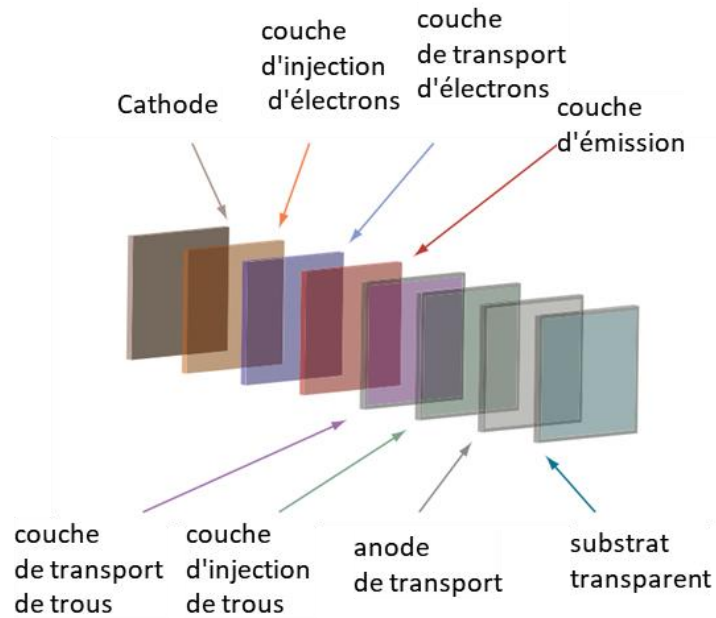


Figure 28 Cellule OLED (d'après [Brainard 2002]).

#### 2.2.4. Comparaison entre les différents systèmes de visualisation analysés

La table 4 ci-dessous recense les avantages et inconvénients des trois technologies d'affichage présentées.

Table 4 Comparaison des différentes techniques de visualisation

	AVANTAGES	INCONVENIENTS
<b>Ecran CRT</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>‡ Bas coût de production</li> <li>‡ Bonne maîtrise des couleurs car technologie bien connue et bien contrôlée,</li> <li>‡ Caractérisation des CRT bien définie et largement étudiée depuis plusieurs années. (modèle de trois primaires + gamma)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>‡ Taille et poids élevés.</li> <li>‡ Forte consommation d'énergie</li> <li>‡ Dégagement de chaleur important</li> <li>‡ Problème de netteté sur l'image causé par la puissance appliquée sur le panneau phosphorescent.</li> </ul>
<b>Ecran LCD</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>‡ Bon design par rapport aux CRT ; Poids et volume</li> <li>‡ Consommation d'énergie faible grâce au circuit basse tension</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>‡ Problème de contraste (cristaux incapables de bloquer toute la lumière → noir non nul).</li> <li>‡ Vision des couleurs dépendante de l'angle de vue.</li> <li>‡ Caractéristiques des primaires non stables.</li> </ul>
<b>Ecran OLED</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>‡ Peu coûteux à fabriquer</li> <li>‡ Ecrans de toutes formes et de toutes tailles, plus fins et plus compacts.</li> <li>‡ Consomment peu d'énergie et ne nécessitent pas de source d'éclairage.</li> <li>‡ Bonne qualité de rendu des couleurs, bon contraste</li> <li>‡ Les couleurs ne changent pas en fonction de l'angle de vue</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>‡ Durée de vie relativement faible par rapport aux LCD. (2 à 5 fois moins qu'un LCD)</li> <li>‡ Sensibles à l'humidité.</li> </ul>

### 2.3. Les systèmes d'acquisition d'images couleur utilisés :

Dans cette section nous allons présenter différents dispositifs d'acquisition d'images dans le domaine du visible.

#### 2.3.1. Généralités

Dans ce qui suit, nous allons parler brièvement des composants essentiels des caméras numériques et des principaux paramètres permettant de gérer la qualité de la capture des scènes réelles. Notre

## Chapitre 2 : Chaîne d'acquisition restitution d'images numériques

objectif étant d'établir un lien entre l'image optique et son expression numérique, nous insisterons plus particulièrement sur les éléments intervenant dans la conversion des signaux physiques quantifiables en valeurs codées sous forme de pixels images. Un diagramme du chemin optique d'une caméra numérique est présenté dans la figure 29 ci-dessous :

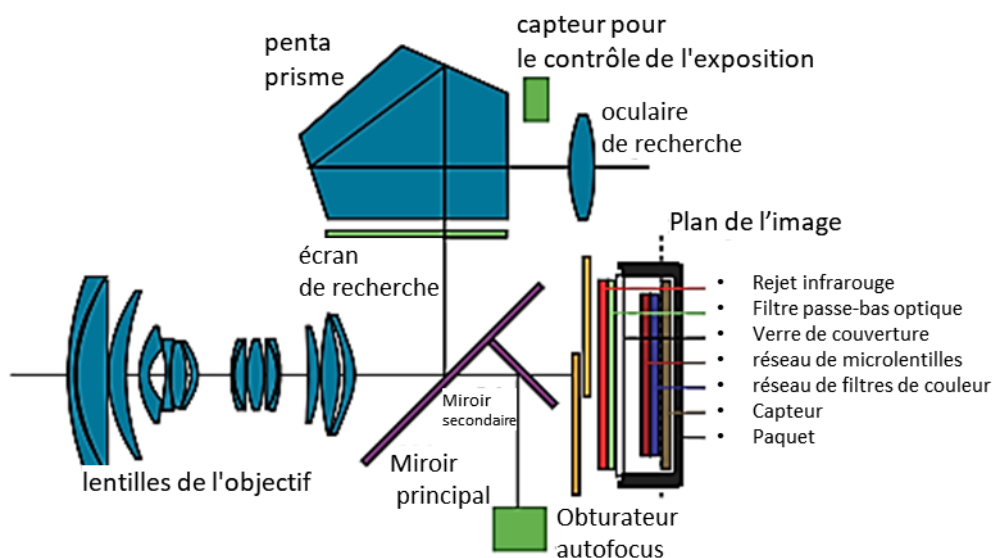


Figure 29 Diagramme typique du chemin optique d'une caméra numérique

Les principaux composants optiques d'un appareil photo reflex numérique sont:

- l'objectif équipé d'un diaphragme qui reçoit et concentre la lumière sur un plan image,
- l'obturateur qui détermine la durée d'exposition du capteur ;
- le filtre infrarouge qui évite que la part visible du signal capturé soit « écrasée » par la part infrarouge non reconnue par l'œil ;
- le filtre optique passe-bas dit filtre anti moiré (anti aliasing) qui garantit que les hautes fréquences de la scène sont enlevées avant que l'échantillonnage spatial ait lieu ;
- le miroir qui réfléchit la lumière dans le système optique du viseur afin de garantir que l'image vue à travers le viseur soit identique à l'image qui sera capturée par le capteur ;
- un ensemble de microlentilles qui permet de garantir que toute la lumière incidente sur la surface du photosite soit dirigée vers la partie sensible à la lumière (pour chaque élément photosensible du capteur, la zone sensible à la lumière n'occupe pas la totalité de la surface exposée) ;
- un réseau de filtres couleur qui permet un filtrage passe bande de la lumière incidente pour séparer ses trois composantes Rouge, Vert et Bleu, chaque photosite ne recevant que l'une

## Chapitre 2 : Chaîne d'acquisition restitution d'images numériques

ou l'autre de ces informations. Le motif se répète sur de petits groupes de pixels, par exemple  $2 \times 2$  ou  $4 \times 4$  pixels. La nature du filtre, ainsi que le traitement du signal, déterminent les primaires et le point blanc de la caméra ;

- le capteur photosensible qui est placé dans le plan image et enregistre le nombre de photons incidents pour chacun de ses photosites pour les convertir en charges électriques.

Un système de capture d'images reçoit un ensemble de signaux lumineux correspondant à la part de la lumière émise par la(ou des) source(s) lumineuses et renvoyée par les différentes surfaces de la scène. Une image lumineuse nette de la scène va être produite sur le capteur grâce au dispositif optique (objectif). Cette image analogique produite par l'optique du système va ensuite être discrétisée et stockée.

L'opération de discrétisation consiste d'une part à échantillonner spatialement le signal continu et d'autre part à quantifier et coder l'intensité du signal reçu par chacun des éléments du maillage discret. L'opération de quantification peut être linéaire (cas le plus fréquent) ou pas (par exemple dans le cas des caméras logarithmiques). Le codage peut être plus ou moins précis en fonction du nombre de bits attribué au codage de chaque valeur. Cette opération est directement dépendante de la dynamique du capteur employé : les capteurs modernes de bonne qualité permettent d'atteindre 14 bits vrais. Pour mémoire, le codage sur 8 bits, classiquement utilisé pour stocker et visualiser les images, est supposé correspondre aux capacités de discernement de notre œil.

Comme indiqué dans la figure 30, dans un système d'acquisition couleur, chaque photosite reçoit une information filtrée correspondant soit à la part bleue soit à la part verte soit à la part rouge du signal incident. Le filtrage couleur du signal se fait par l'utilisation d'un assemblage de filtres rouges, verts et bleus selon un motif (« matrice ») donné. La matrice la plus utilisée est la matrice de Bayer dont le motif de base consiste en quatre filtres adjacents : un rouge, un bleu et deux verts décrivant la diagonale du motif. La présence de deux filtres verts pour un rouge et un bleu est à mettre en relation avec la courbe de sensibilité de l'œil humain dont le maximum se situe dans la zone du vert.

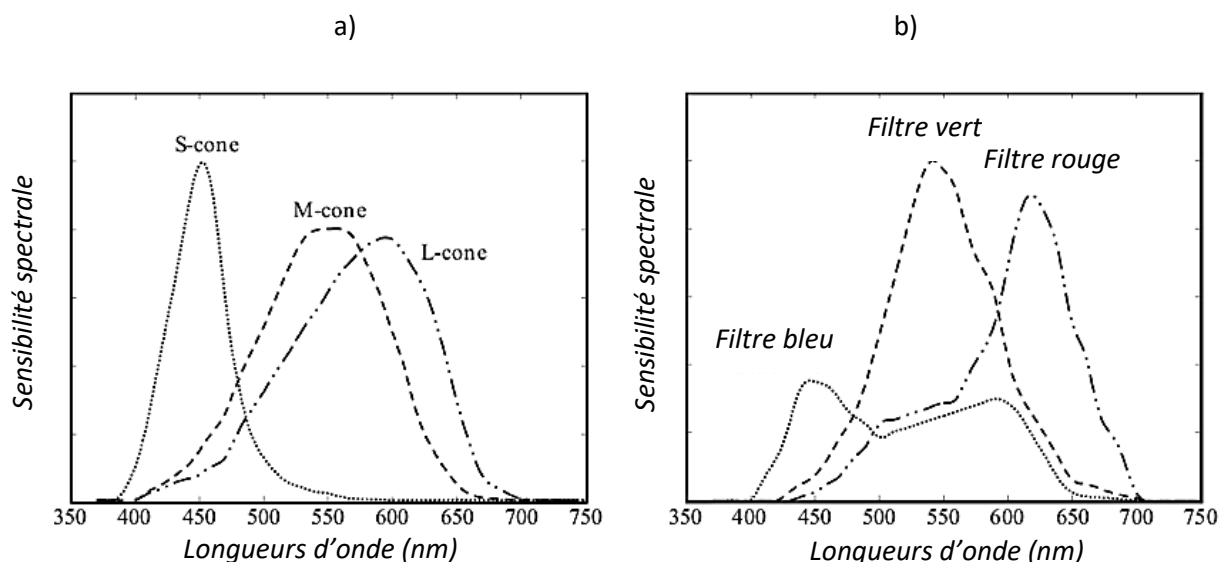


Figure 30 sensibilités spectrales pour: (a) les trois types de cônes dans un œil humain, et (b) un appareil photo numérique typique [Vazquez 2014]

Pour passer de l'information capturée par chaque photosite au codage couleur d'un pixel image sous la forme d'un triplet de valeurs (R, V, B), une étape de calcul dite de dématricage (ou démosaïçage) est nécessaire. Les calculs de composante couleur se font selon les principes de la synthèse additive en combinant les informations capturées par les différents photosites du motif.

Différents traitements peuvent être appliqués, avant que l'image finale ne soit stockée ; ils peuvent intervenir pendant ou à la suite de l'opération de discrétisation. Ils dépendent d'une part des caractéristiques de la scène réelle en termes d'intensité et plus généralement de type d'éclairage employé et d'autre part du réglage optique du système d'acquisition. La partie électronique de la caméra applique une variété d'algorithmes de traitement d'image, tels que réduction bruit, rehaussement des contrastes ou application d'une balance des blancs.

Mentionnons également les différents traitements appliqués à l'image pour la rendre plus belle (agréable à l'œil) : ces derniers sont ou non accessibles à l'utilisateur ; ils peuvent être masqués et sont mal voire pas documentés dans la mesure où ils relèvent d'un savoir-faire propre au fabricant et reposant sur une appréciation subjective (belle image).

Le réglage de l'exposition concerne la partie optique et mécanique du système d'acquisition. C'est en ajustant la durée d'ouverture de l'obturateur et le degré d'ouverture du diaphragme que l'on choisit la quantité de lumière qui va venir impacter les photosites.

Les systèmes d'acquisition d'images numériques ont généralement un paramètre appelé « sensibilité ISO » qui permet d'ajuster un gain analogique agissant avant la conversion analogique-numérique. Des valeurs ISO élevées correspondent à une plus grande amplification du signal, de sorte qu'une

lumière incidente moins importante est nécessaire pour générer des valeurs de sortie situées dans la plage de fonctionnement de la caméra.

La balance des blancs<sup>12</sup> est un réglage qui permet d'équilibrer les couleurs sur une image en fonction d'informations sur le type d'éclairage de la scène fourni lors de l'acquisition (choix *a priori* du type de lumière utilisé) ou bien calculées à partir des caractéristiques couleur intrinsèques de l'image (mode automatique inférant la lumière utilisée à partir d'hypothèses basées sur une analyse des valeurs de couleur de l'image<sup>13</sup>). Ce réglage de la balance des blancs est à rapprocher de la capacité du système visuel humain à s'adapter à différentes situations d'éclairages lui permettant de désigner comme blanches des surfaces ayant une réflectance équivalente dans toutes les longueurs d'ondes du visible dans des conditions d'éclairage variées. Faire une balance des blancs revient à appliquer des gains différents sur les canaux rouges, vert et bleus de façon à modifier les équilibres chromatiques dans l'image.

Dans ce qui suit, nous discutons brièvement des capteurs CCD et CMOS.

### 2.3.2. Dispositif CCD

Dans un dispositif à couplage de charge (CCD), les éléments photosensibles sont des photodiodes disposées en matrice 2D. Une photodiode peut absorber des photons, attirant des électrons qui réduisent la tension aux bornes de la diode proportionnellement à la quantité de photons incidents. Le signal de sortie est proportionnel à l'intensité du signal incident. C'est l'obturateur du système d'acquisition qui détermine le temps d'exposition du CCD gérant ainsi la quantité de photons atteignant chaque photosite. Ce dernier est capable de recevoir une quantité maximale de charge avant saturation. C'est ce qu'on appelle la capacité du puits complet.

Une fois l'exposition terminée, les charges collectées sont déplacées vers le convertisseur analogique-numérique (A / D). L'image est lue en son entier selon différents systèmes de transfert plus ou moins rapides. Le signal de sortie de la puce CCD peut être amplifié par l'application d'un gain

---

<sup>12</sup> [https://fr.wikipedia.org/wiki/Balance\\_des\\_blancs](https://fr.wikipedia.org/wiki/Balance_des_blancs)

<sup>13</sup> *Une première approche simple et rapide consiste à considérer que la moyenne de toutes les couleurs trouvées dans un environnement est un gris. Ainsi, la couleur trouvée en calculant cette moyenne sur l'image acquise peut être utilisée comme facteur de correction.*

*Une seconde approche consiste à supposer que le pixel ayant la valeur la plus élevée représente une surface blanche.*

*La troisième approche consiste à analyser la gamme de couleurs de l'image capturée pour la comparer à une base de données de gammes de couleurs.*

*Dans le cas de la vidéo, la couleur moyenne peut être calculée sur plusieurs images, plutôt que pour chaque image individuellement.*



défini manuellement ou automatiquement, pour une augmentation du contraste. Cependant un gain trop élevé peut être la cause de bruits dans l'image.

### 2.3.3. Dispositif CMOS

Le traitement CMOS (Complementary Metal-Oxyde Semiconductor) est utilisé pour fabriquer des circuits intégrés standard pour des applications de calcul et de mémoire, mais peut être adapté pour une utilisation en tant que capteurs intégrant la logique de contrôle et la conversion analogique-numérique sur la même puce. Les capteurs CMOS sont des circuits à signaux mixtes contenant à la fois des circuits analogiques, (convertisseurs A / N) et une logique de commande numérique. Les blocs de construction principaux sont une matrice de photosites, des processeurs de signaux analogiques, des sélecteurs de lignes et de colonnes, et un bloc de synchronisation et de contrôle.

La matrice de photosites peut être construite de différentes manières. Dans les dispositifs de capteur d'image CMOS, chaque photosite est associé à des circuits supplémentaires, tels qu'un tampon / amplificateur, produisant un capteur de pixel actif (APS). De nombreuses variantes de capteurs de pixels actifs existent actuellement, basées sur des photodiodes ou des phototransistors. Il y a un effort continu pour développer des capteurs avec des facteurs de remplissage plus élevés, une consommation d'énergie plus faible, de meilleures caractéristiques de bruit et une meilleure sensibilité.

Pour les différents traitements consécutifs à la capture de l'image par les photosites on peut se reporter au paragraphe précédent traitant des CCD.

Que l'image soit capturée par un capteur de type CCD ou CMOS, un traitement supplémentaire est nécessaire pour former une image couleur visuellement acceptable lors des étapes ultérieures d'affichage. Dans ce qui suit, nous discutons plus en détail de l'opération de balance des blancs et de choix de la sensibilité. Dans les systèmes d'acquisition numérique cette opération peut être post traitée.

Dans notre cas, l'image devant être post traitée de façon spécifique avant affichage, nous avons cherché à exploiter au maximum la dynamique propre aux différents capteurs utilisés en optimisant le couple vitesse d'obturation/ouverture pour que l'image brute acquise (exempte de tout post traitement destiné à la rendre « belle » visuellement) exploite la totalité de la dynamique.

### **3. Caractérisation du rendu colorimétrique des systèmes d'acquisition et de restitution.**

Qu'ils produisent ou capturent un signal lumineux coloré, les dispositifs utilisés dans notre étude traitent l'information couleur dans un espace de représentation dépendant du dispositif utilisé. Dans la mesure où l'information couleur capturée dépend du mécanisme physique propre à l'appareil utilisé, les dispositifs d'imagerie couleurs capturent et reproduisent les signaux couleurs avec des modifications par rapport au signal réel [Bastani 2005] [Berns 1993]. Comme vu précédemment, les écrans et les caméras utilisent la représentation trichromatique de la couleur et leur fonctionnement repose sur la modulation de trois primaires Rouge, Vert et Bleu choisies pour capturer ou reproduire les signaux lumineux colorés [Bodrogi 1995]. Comme nous l'avons vu dans les paragraphes précédents, cette représentation couleur est dépendante du dispositif (phosphores des écrans CRT, rétro éclairage et filtres des écrans LCD, diodes photoluminescentes des écrans OLED, filtres colorés de type Bayer pour les systèmes de capture d'image).

Dans notre cas la caractérisation colorimétrique des dispositifs d'acquisition et d'affichage représente un enjeu majeur : c'est l'étape préliminaire indispensable à la maîtrise et à la gestion des couleurs d'une scène réelle capturée par une caméra. L'objectif des travaux de la thèse est en effet d'adapter les caractéristiques de l'image lumineuse de façon à la rendre perceptible par une personne mal voyante une fois affichée sur un écran. Notre but est de maîtriser la reproduction précise de couleurs cibles choisies/calculées de façon à entrer dans la gamme accessible à la personne malvoyante concernée. Pour ce faire, nous devons relier les différents espaces couleurs dépendants des périphériques à un espace couleur de référence défini indépendamment de tout système d'acquisition/restitution [Bodrogi 1995]. Le passage entre un espace de couleurs dépendant du périphérique et un espace de couleur indépendant des périphériques consistera en une caractérisation du comportement colorimétrique de ces systèmes suivie d'une étape de calibration.

L'étape de calibration vise à définir une transformation entre l'espace couleur numérique RGB d'un dispositif donné et un espace couleur de référence. Nous avons choisi d'utiliser le système CIE 1931 (X, Y, Z) défini pour un observateur standard 2° [Reinhard 2008]. Nous allons détailler dans la suite du chapitre les modalités de caractérisation et de calibration des écrans, des caméras de notre chaîne d'acquisition/ adaptation / restitution.

Pour chacun des systèmes constituant la chaîne d'acquisition/restitution nous allons définir la forme de la fonction de transfert qui assure le passage entre l'espace couleur RGB dépendant d'un système d'acquisition ou restitution donné et l'espace (X, Y, Z) choisi comme espace de référence. Le but est d'établir un lien entre des valeurs mesurables et les valeurs (R, V, B) recueillies lors des acquisitions ou adressées aux systèmes d'affichage.

## Chapitre 2 : Chaîne d'acquisition restitution d'images numériques

Dans la suite du chapitre, nous aborderons dans un premier temps la caractérisation des caméras, puis celle des écrans pour conclure sur la caractérisation de toute la chaîne de l'acquisition à l'affichage.

### 3.1. Caractérisation des systèmes d'acquisition d'images couleur

Les images capturées par les appareils photos numériques et caméras numériques ont des valeurs de pixels codés en RGB qui sont dépendantes du capteur du dispositif et rarement, voire jamais, linéairement corrélés aux caractéristiques photométriques du signal incident. Il est important de connaître avec précision la relation entre ces valeurs et les caractéristiques photométriques et colorimétriques du signal lumineux capturé [Mullikin 1994]

#### 3.1.1. Méthodes de caractérisation

Dans la littérature nous trouvons deux approches pour caractériser les dispositifs d'acquisition d'images couleur :

- la première approche exploite des images d'une même scène prises avec des expositions différentes.
- la deuxième approche est basée sur des mesures physiques effectuées sur les signaux lumineux capturés par le système d'acquisition. Il est nécessaire de disposer de systèmes de mesures spécifiques tels que les spectrophotomètres afin d'évaluer les caractéristiques physiques (colorimétriques) du signal entrant dans le système d'acquisition d'images.

La première approche utilise des modélisations mathématiques en fonction des différentes expositions de la même scène. Il existe plusieurs méthodes décrites dans la littérature pour modéliser la courbe de réponse d'une caméra. Debevec et Malik proposent de déterminer la fonction de réponse d'un film photo ou d'un capteur en liant l'exposition (définie comme le produit de l'éclairement et de la durée d'exposition et exprimée en  $Jm^2$ ) à la valeur de codage [Debevec 1997]. Ils résolvent le système d'équations linéaires à l'aide d'un ensemble de N images (R, V, B) de la même scène prise avec des expositions différentes. Une autre méthode est proposée par Mitsunaga et al [Mitsunaga 1999] ; cette méthode modélise la réponse de la caméra par un polynôme d'ordre élevé en s'appuyant sur un ensemble d'images de la même scène prises à expositions différentes.

La deuxième approche, basée sur la mesure physique des signaux lumineux éclairant le capteur, utilise un ensemble d'échantillons colorés standards possédant les caractéristiques suivantes : couleur unie et comportement lambertien (diffus) [Reinhard 2008]. Le comportement des dispositifs d'acquisition vis-à-vis de la lumière incidente dépend de plusieurs paramètres de réglage du système d'acquisition (temps d'exposition, ouverture et réglage de la sensibilité). Avant d'étudier la

## Chapitre 2 : Chaîne d'acquisition restitution d'images numériques

caractérisation d'une caméra, il est important de fixer ces paramètres : le changement d'un seul paramètre nécessite de caractériser à nouveau le comportement de la caméra avec le nouveau réglage. Les post traitements, lorsqu'ils n'impactent pas l'image enregistrée sous format brut, peuvent être gérés lors de l'étape de calibration.

En pratique, la première étape consiste à acquérir une image de l'échantillon couleur avec la caméra sous les mêmes conditions d'éclairage que lors de la mesure spectrale :

- les résultats des mesures spectrales sont exprimés dans le système CIE XYZ.
- l'image capturée permet d'attribuer à chaque couleur mesurée un triplet de valeurs RGB correspondantes.

L'ensemble d'échantillons colorés le plus souvent utilisé est la mire Gretag-Macbeth, composée d'un tableau de 24 carrés de couleurs différentes comme le montre la figure 31 ci-dessous :



Figure 31 Mire Macbeth

La deuxième étape consiste à définir la fonction de transfert qui relie les valeurs XYZ exprimant une réalité physique avec les valeurs RGB propres au système d'acquisition.

Lin et al [Lin 2011] ont montré les limitations de la caractérisation colorimétrique sur des pixels ayant des niveaux élevés de saturation des couleurs. Pour remédier à cette limitation il faut fixer les paramètres de caméra afin d'éviter d'avoir des carrés saturés. En utilisant cette approche, il est possible d'associer un ensemble de grandeurs physiques correspondant à la scène réelle à chaque pixel d'une image de cette même scène.

Dans notre travail, nous avons utilisé la seconde méthode qui nous permet de caractériser colorimétriquement tout ou partie de la scène lumineuse initiale (cartographie de valeurs colorimétriques calculées pour les pixels de l'image non saturés). La méthode de Debevec et Malik sera utilisée pour caractériser les caméras utilisées lors de nos essais en imagerie HDR.

### 3.1.2. Expériences et mesures pour la caractérisation des appareils de capture d'images

Pour notre recherche, nous avons choisi de caractériser deux systèmes d'acquisition d'images :

## Chapitre 2 : Chaîne d'acquisition restitution d'images numériques

- une caméra DFK (ImagingSource) utilisée pour alimenter le système d'aide aux malvoyants en développement.
- un appareil photo numérique D700 (Nikon) servant de référence car déjà caractérisé et utilisé pour établir des cartographies colorimétriques de scènes.

Notre hypothèse de base quant au type de fonction de transfert liant les valeurs de codage aux valeurs colorimétriques était la suivante (changement de primaires et offset) :

$$\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} v_1 \\ v_2 \\ v_3 \end{bmatrix} \quad (24)$$

La calibration s'est faite dans une salle noire pour garantir la constance dans les éclairages appliqués. Nous avons utilisé un ensemble d'éclairages de type halogène (spectre continu ; température de couleur de 4700K) et fixé la mire Macbeth de 24 carrés sur un support vertical. Chaque image acquise couvrait la totalité de la mire (prises de vue à 70 cm de distance). De plus nous avons enlevé tous les traitements pré-réglés afin de récupérer les données brutes capteur (image shooting RAW). Nous avons calculé les valeurs RGB moyennes pour chaque carré coloré de l'image.

En conditions d'éclairage inchangées, nous avons mesuré les 24 carrés de la mire Macbeth avec un spectroradiomètre de type Konica Minolta CS2000 qui nous donne les luminances énergétiques spectrales des signaux lumineux réémis par les différentes surfaces colorées (en Watt par m<sup>2</sup> et par Stéradian) et les composantes trichromatiques dans le système colorimétrique CIE 1931 (XYZ) pour chacun de ces signaux.



Figure 32 Expérience de caractérisation (caméra ou appareil photo)

En utilisant les deux jeux de données et la fonction de transfert de type affine décrite précédemment, nous avons créé un système de 24 équations à 12 inconnues (les paramètres de la fonction de transfert). La résolution de ce système d'équation représente la caractérisation colorimétrique pour chacun des systèmes d'acquisition utilisés.

Les résultats sont donnés dans les tables 15 à 18 en annexe I.

### 3.1.3. Vérifications calibration Caméra

Alors que pour l'appareil photo numérique nous étions sûrs de maîtriser l'ensemble des traitements et post traitement intervenant avant le stockage de l'image brute, nous devons nous assurer que c'était également le cas pour la caméra DFK et que l'hypothèse de la fonction de transfert affine était valable. Pour ce faire, nous avons comparé les résultats obtenus avec les deux systèmes. Les deux figures (figure 33 et figure 34) suivantes montrent les résultats de comparaisons entre les mesures obtenues par spectroradiométrie et les valeurs (X, Y, Z) recalculées à l'aide de la fonction de transfert définie dans le paragraphe précédent.

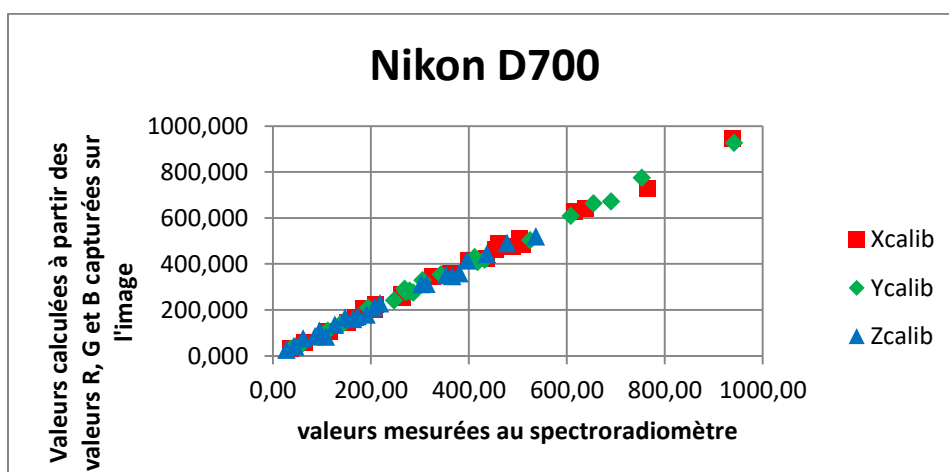


Figure 33 Valeurs XYZ mesurées versus valeurs calculées via la fonction de transfert :  
pour le Nikon D700

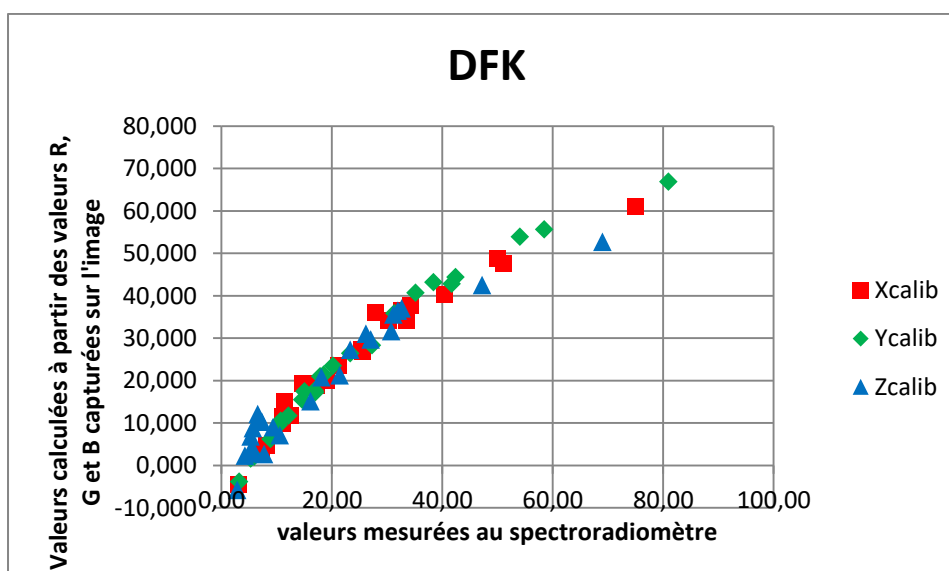


Figure 34 Valeurs XYZ mesurées versus valeurs calculées via la fonction de transfert :  
pour la caméra DFK

## Chapitre 2 : Chaîne d'acquisition restitution d'images numériques

Pour le Nikon D700, la régression linéaire de pente 1 montre bien l'adéquation entre données calculées et données mesurées. La calibration de la caméra DFK est moins bonne avec en particulier une légère sous-estimation pour les valeurs calculées les plus grandes. Les valeurs R, V, B proches de 0 donnent elles aussi des valeurs X, Y, Z erronées (X, Y et Z doivent appartenir à  $\mathbb{R}^+$ ). Le coefficient de détermination de la régression linéaire est respectivement de 0.98 0.99 et 0.97 pour les canaux rouge, vert et bleu.

Nous avons procédé de la même façon afin de trouver la conversion XYZ vers RGB exprimée de la façon suivante:

$$\begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} b_{11} & b_{12} & b_{13} \\ b_{21} & b_{22} & b_{23} \\ b_{31} & b_{32} & b_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} w_1 \\ w_2 \\ w_2 \end{bmatrix} \quad (25)$$

Cette transformation a été produite car elle peut nous permettre de modifier tout ou partie d'une image selon des critères physiques pour revenir ensuite à un objet affichable.

Le lien entre image physique et image capteur ayant été créé, nous avons voulu aller plus loin en nous attachant à établir une relation entre image perçue et image capteur. Pour ce faire, nous avons utilisé l'espace couleur le plus proche du système visuel humain, à savoir le système LMS proposé par la CIE [Viénot 2012]. Ce dernier considère le signal lumineux comme un stimulus qui va agir sur les trois types de cônes présents dans notre rétine. Disposant des luminances énergétiques spectrales des signaux lumineux réémis par les différentes surfaces colorées de la mire MacBeth, nous avons pu calculer les composantes L, M et S à partir des fondamentales des cônes  $\bar{l}(\lambda)$ ,  $\bar{m}(\lambda)$  et  $\bar{s}(\lambda)$ . Nous avons ensuite évalué les coefficients de la fonction de transfert de RGB vers LMS de même forme que précédemment (fonction affine). Cette méthode a été préférée à l'emploi de la conversion linéaire liant le système (X, Y, Z) au système (L, M, S) : le passage de LMS vers RGB constitue un simple changement de primaires, chacune des primaires  $\bar{l}(\lambda)$ ,  $\bar{m}(\lambda)$  et  $\bar{s}(\lambda)$  ne présentant qu'un seul mode. Pour mémoire, la primaire  $\bar{x}(\lambda)$  a deux modes (voir figure 24), ce qui induirait une imprécision pour une conversion RGB vers LMS en passant par XYZ.

La fonction de transfert est donnée par l'expression suivante :

$$\begin{bmatrix} L \\ M \\ S \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} \\ c_{21} & c_{22} & c_{23} \\ c_{31} & c_{32} & c_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} k_1 \\ k_2 \\ k_2 \end{bmatrix} \quad (26)$$

En utilisant les données LMS et leurs correspondants RGB nous avons créé un système de 24 équations à 12 inconnues. La figure 35 ci-dessous montre sur un exemple l'efficacité de la méthode à fournir par calcul des valeurs LMS pertinentes au regard de la mesure à partir de valeurs RGB acquises à l'aide du Nikon D700.

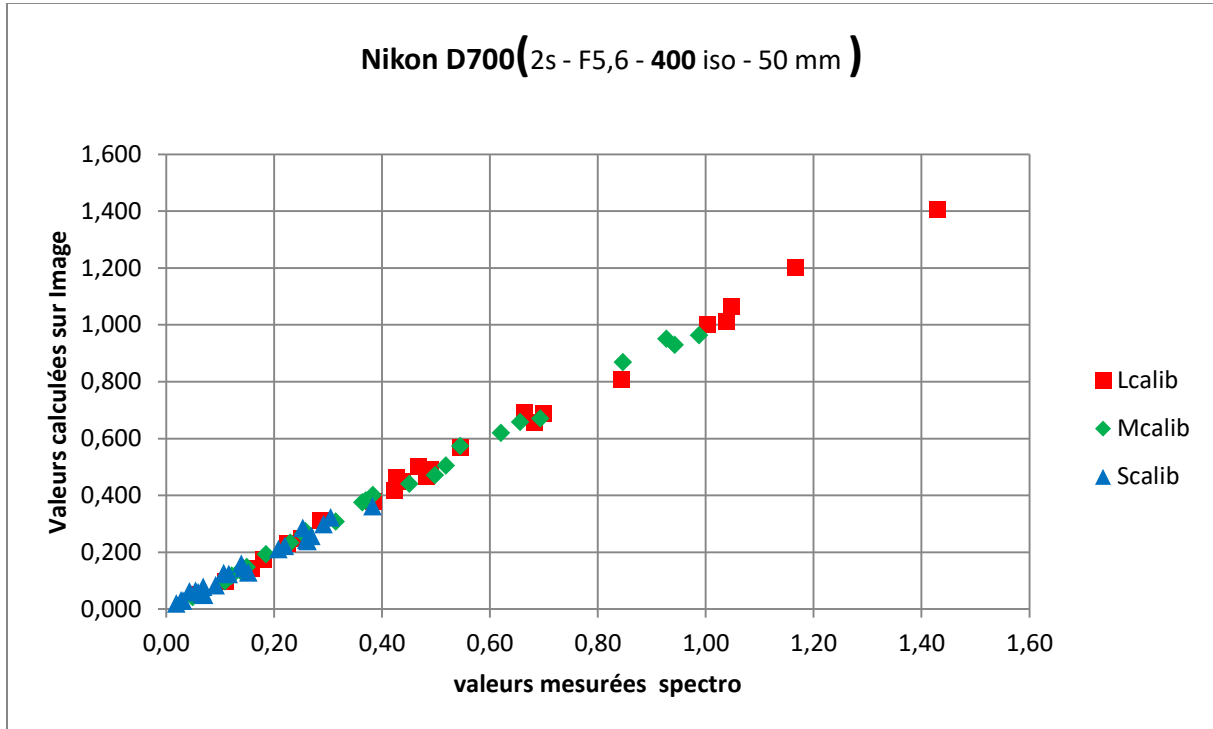


Figure 35 RGB vers LMS pour le Nikon D700

Nous avons procédé de la même façon afin de trouver la conversion LMS vers RGB exprimée de la façon suivante:

$$\begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} d_{11} & d_{12} & d_{13} \\ d_{21} & d_{22} & d_{23} \\ d_{31} & d_{32} & d_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} L \\ M \\ S \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} h_1 \\ h_2 \\ h_2 \end{bmatrix} \quad (27)$$

### 3.2. Caractérisation des appareils de restitution d'images

Le développement d'un dispositif d'aide aux malvoyants nécessite de gérer et de maîtriser les valeurs colorimétriques associées aux différentes valeurs (R, V, B) affichées sur les écrans utilisés dans le dispositif. Cette étape est importante dans la mesure où elle permet de produire des images et des stimuli dont les caractéristiques de chromaticité et de luminance sont connues et modulables de façon contrôlée. D'une manière générale, la caractérisation des écrans consiste à pouvoir prédire pour chaque pixel (R, G, B) les valeurs CIE XYZ effectivement mesurables en sortie d'écran.



## Chapitre 2 : Chaîne d'acquisition restitution d'images numériques

Dans cette section, nous allons présenter les résultats de caractérisation pour plusieurs types d'écran utilisables dans notre projet. Ces écrans ont été choisis pour pouvoir explorer les capacités de différentes technologies. En effet, la plupart des études de caractérisation des écrans portent sur les écrans d'ordinateur et les téléviseurs de taille relativement importante. En revanche, les petits écrans sur les casques de réalité virtuelle ont reçu beaucoup moins d'attention malgré leur récente croissance rapide dans le marché. Les écrans des casques de réalité virtuelle comme ceux utilisés pour les jeux vidéo ont souvent une résolution et une luminosité très faible par rapport aux écrans de bureau. De plus la gestion de l'affichage des écrans de réalité virtuelle n'est pas accessible de façon simple comme dans le cas des écrans de bureau. Tout cela rend difficile une application directe des résultats de recherches antérieures sur les grands écrans.

Nous avons choisi d'utiliser des écrans de bureau de technologie LCD et de marques et de résolution différentes (Dell 1908FPt (17 pouces), Dell (24 pouces) et 2 Philips 200CW (20 pouces)). Ces écrans seront utilisés pour les tests présentés au chapitre suivant. Nous avons également caractérisé des casques de réalité virtuelle de différentes marques avec des technologies d'affichage LCD et OLED. Nous avons testé :

- l'Oculus Rift DK1 et le Vuzix Wrap 1200VR basés sur la technologie LCD qui sont très similaires aux écrans des smartphone et aux écrans d'ordinateurs.
- le Sensics Zsight et le Razer OSVR qui utilisent la technologie OLED.

Les spécifications techniques de chacun de ces casques sont notées dans la table 5 suivante.

**Table 5 Paramètres des écrans de réalité virtuelle utilisés**

Ecran	Technologie	Résolution
Oculus Rift DK1	LCD	1280x800
Vuzix Wrap 1200VR	LCD	852x480
Sensics Zsight	OLED	1280x1080x
Razer OSVR	OLED	1920x1080

### 3.2.1. Méthodes de caractérisation des écrans

Si l'on s'en tient à un affichage sur trois fois huit bits, dans l'idéal il faudrait pouvoir mesurer pour chacun des 16 777 216 (=256<sup>3</sup>) triplets possibles les valeurs (X, Y, Z) correspondantes.

Afin de réduire le nombre de mesures un modèle dit standard est largement utilisé pour la caractérisation des écrans. Ce modèle standard est fondé sur deux hypothèses [Reinhard 2008] :

## Chapitre 2 : Chaîne d'acquisition restitution d'images numériques

La première de ces hypothèses concerne l'**indépendance entre les canaux** : Le modèle suppose que chaque canal est indépendant c'est-à-dire qu'une variation dans l'un des canaux R, V ou B n'affectera en rien les deux autres. Grâce à cette hypothèse et en utilisant les valeurs CIE XYZ, nous pouvons écrire et réduire le problème tridimensionnel à trois problèmes unidimensionnels plus simples :

$$\begin{bmatrix} X_{RGB} \\ Y_{RGB} \\ Z_{RGB} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X_R \\ Y_R \\ Z_R \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} X_G \\ Y_G \\ Z_G \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} X_B \\ Y_B \\ Z_B \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} X_0 \\ Y_0 \\ Z_0 \end{bmatrix} \quad (28)$$

**La deuxième hypothèse** concerne la **constance de chromaticité** de chaque canal. L'hypothèse de la constance chromatique stipule que pour n'importe quelle valeur du canal de couleur la fonction de distribution spectrale de la lumière émise garde la même forme, c'est-à-dire que la distribution spectrale ne subit qu'une multiplication par un facteur sur l'amplitude du spectre pour une mise à l'échelle:

$$f_r(\lambda; R) = v_r(R) f_r(\lambda; R_{max}), \quad (29)$$

$$f_g(\lambda; G) = v_g(G) f_g(\lambda; G_{max}), \quad (30)$$

$$f_b(\lambda; B) = v_b(B) f_b(\lambda; B_{max}), \quad (31)$$

où  $f_r(\lambda; R)$ ,  $f_g(\lambda; G)$  et  $f_b(\lambda; B)$  représentent respectivement les spectres d'émission des sources rouge, verte et bleu de l'écran lorsque le canal rouge, vert et bleu sont est aux maximum (255), et  $v_r(R)$ ,  $v_g(G)$  et  $v_b(B)$  sont les fonctions de réponse du canal rouge, vert et bleu respectivement. On les appelle courbes de reproduction tonale. En utilisant les valeurs CIE XYZ nous pouvons écrire :

$$\begin{bmatrix} X_R \\ Y_R \\ Z_R \end{bmatrix} = v_r(R) \begin{bmatrix} X_{R_{max}} \\ Y_{R_{max}} \\ Z_{R_{max}} \end{bmatrix} \quad (32)$$

$$\begin{bmatrix} X_G \\ Y_G \\ Z_G \end{bmatrix} = v_g(G) \begin{bmatrix} X_{G_{max}} \\ Y_{G_{max}} \\ Z_{G_{max}} \end{bmatrix} \quad (33)$$

$$\begin{bmatrix} X_B \\ Y_B \\ Z_B \end{bmatrix} = v_b(B) \begin{bmatrix} X_{B_{max}} \\ Y_{B_{max}} \\ Z_{B_{max}} \end{bmatrix} \quad (34)$$

où  $R_{max}$ ,  $G_{max}$  et  $B_{max}$  sont les valeurs trichromatiques lorsque chaque canal R, V, et B est à son maximum (c'est-à-dire 255).

Le modèle qui s'applique aux écrans CRT satisfaisant les deux hypothèses peut être écrit:

$$\begin{bmatrix} X_{RGB} \\ Y_{RGB} \\ Z_{RGB} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X_{R_{max}} & X_{G_{max}} & X_{B_{max}} \\ Y_{R_{max}} & Y_{G_{max}} & Y_{B_{max}} \\ Z_{R_{max}} & Z_{G_{max}} & Z_{B_{max}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_r(R) \\ v_g(G) \\ v_b(B) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} X_0 \\ Y_0 \\ Z_0 \end{bmatrix} \quad (35)$$

$$\begin{bmatrix} X_{RGB} \\ Y_{RGB} \\ Z_{RGB} \end{bmatrix} = M \begin{bmatrix} v_r (R) \\ v_g (G) \\ v_b (B) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} X_0 \\ Y_0 \\ Z_0 \end{bmatrix} \quad (36)$$

Ce modèle standard permet d'estimer les valeurs X, Y et Z à partir des valeurs R, G, et B.

Pour pouvoir estimer les valeurs R, V, B à appliquer pour obtenir des valeurs X, Y et Z cible en sortie, Il est nécessaire d'inverser le modèle standard. Cela est possible uniquement lorsque

- la matrice M est inversible, ce qui est le cas quand les canaux sont indépendants ;
- les courbes de reproduction tonale  $v_r (R)$ ,  $v_g (G)$  et  $v_b (B)$  le sont aussi, ce qui est le cas pour des fonctions de variation monotones, tels que les fonctions de puissance.

Dans ces conditions, le modèle inverse est donné par la transformation suivante :

$$\begin{bmatrix} R_{XYZ} \\ G_{XYZ} \\ B_{XYZ} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} v_r^{-1} (R') \\ v_g^{-1} (G') \\ v_b^{-1} (B') \end{bmatrix} \text{ avec } \begin{bmatrix} v_r (R') \\ v_g (G') \\ v_b (B') \end{bmatrix} = M^{-1} \begin{bmatrix} X - X_0 \\ Y - Y_0 \\ Z - Z_0 \end{bmatrix} \quad (37)$$

Dans la pratique et avant de se lancer dans les mesures, **la première étape** consiste à régler et fixer les paramètres de luminosité et de contraste du moniteur, car les réglages de ces paramètres modifient directement les résultats de la caractérisation [Trémeau 2004]. Nous avons choisi d'appliquer les réglages écran en évaluant le confort d'utilisation à l'œil.

Les différentes étapes du processus nécessitent de réaliser une série de mesures sur les lumières émises par l'écran :

- mesure de la lumière émise /renvoyée par l'écran lorsque tous les pixels sont mis à zéro. Idéalement, cette mesure doit être faite dans les conditions d'éclairage dans lesquelles l'écran sera utilisé ;
- mesure des composantes trichromatiques X, Y et Z correspondant à la valeur maximale applicable à chaque canal R, V et B séparément ; les valeurs  $X_{max}$ ,  $Y_{max}$  et  $Z_{max}$  sont ajustées par soustraction de la contribution du noir ; la matrice M est ainsi déterminée.
- mesure des composantes XYZ pour une progression entre 0 et 255 de chacun des trois canaux RGB ; cette opération permet de définir les trois courbes de réponse des canaux.

Dans le cas des écrans CRT, les courbes de reproduction tonale  $v_r$ ,  $v_g$ , et  $v_b$  peuvent être modélisées par un modèle gamma-gain-décalage (G-O-G) pour chaque canal. Alors que le gamma (G) ne peut pas être modifié par l'utilisateur, le gain (G) et le décalage (O pour offset) sont, eux, ajustés par l'utilisateur lorsqu'il modifie contraste et luminosité. La formule générale pour définir les courbes de reproduction tonale des CRT est donnée par la formule suivante:

$$y = (ax + b)^\gamma + c \quad (38)$$

où  $\gamma$  correspond à la non linéarité de la réponse de l'écran ; a représente le gain ; b et c sont des décalages (Offsets).

Selon les paramètres utilisés la formule peut donner les variantes suivantes :

- $c=0$  : GOG la méthode (gain-offset-gamma), représentée par  $y = (ax + b)^\gamma$  (39)
- $b=0$  : GGO la méthode (gain -gamma-offset), représentée par  $y = (ax)^\gamma + c$  (40)
- $a= 1, b=c=0$  : G la méthode (simple gamma), représentée par  $y = x^\gamma$  (41)

### 3.2.2. Utilisation de systèmes immersifs dans les tests perceptifs

En préambule de notre travail de caractérisation, nous avons voulu valider le choix fait à priori d'utiliser différents casques de réalité virtuelle dans des situations de test propres au problème posé par différentes manifestation de la malvoyance. En effet, avant d'analyser leurs performances en termes de reproduction des couleurs, nous voulions examiner l'impact que peut avoir une variation de la luminance max (blanc) sur le rendu perceptif et en particulier sur le rendu des nuances couleur. Les casques sont en effet réputés moins lumineux que les écrans.

L'une des questions soulevées était de savoir si la reproduction des couleurs sur un système d'affichage peu lumineux était suffisamment fiable pour que le système soit utilisé dans le cadre de tests de détection de défauts dans la vision des couleurs. La méthode d'évaluation choisie s'inspire de deux tests psychophysiques de déficience de la vision des couleurs. Le premier est le test de Farnsworth Munsell D-15 (FM D-15) [Farnsworth 1943], le deuxième est le test de Lanthony [Lanthony 1987]. Les deux tests utilisent des nuanciers constitués de 15 pastilles unies de couleurs avec des teintes variables parfaitement définies. Ils ont pour but de détecter les troubles de la perception des couleurs ; ils consistent à ordonner les 15 pastilles du test en fonction de leur proximité chromatique, à partir d'une pastille de référence. Nous avons cherché à déterminer lesquels des systèmes de visualisation étaient le plus à même de pouvoir afficher une reproduction du nuancier physique donnant des résultats satisfaisants en termes d'écarts de couleur perceptible : nous voulions savoir si les affichages étaient *a priori* aptes à fournir des écarts de couleur discernables et proches de ceux que l'on aurait pu observer et mesurer au spectroradiomètre dans une scène réelle de test.

En préambule, nous avons voulu avoir une idée de l'effet des changements d'éclairage sur la perception des nuanciers que les participants des tests avaient. Ce questionnement faisait écho au fait que les tests réellement pratiqués ne se font pas toujours sous un éclairage standard parfaitement contrôlé. Nous avons placé deux nuanciers (l'un avec des couleurs saturées et l'autre avec des couleurs peu saturées) dans un environnement lumineux contrôlé connu comparable à celui

## Chapitre 2 : Chaîne d'acquisition restitution d'images numériques

d'un test ophtalmologique (mesures faites sous éclairage indirect naturel dans une salle aux murs blancs). La figure 37 illustre l'effet d'un changement d'éclairage (éclairage naturel contre éclairage calculé de type D65, illustrés figure 36) sur la chromaticité du stimulus visuel produit par les pastilles des deux nuanciers utilisés. Nous avons employé :

- les données mesurées au spectroradiomètre dans les conditions décrites ci-dessus (stimulus réel),
- les données calculées à partir du spectre de réflectance de chaque pastille avec l'hypothèse d'un éclairage de type D65 (stimulus simulé).

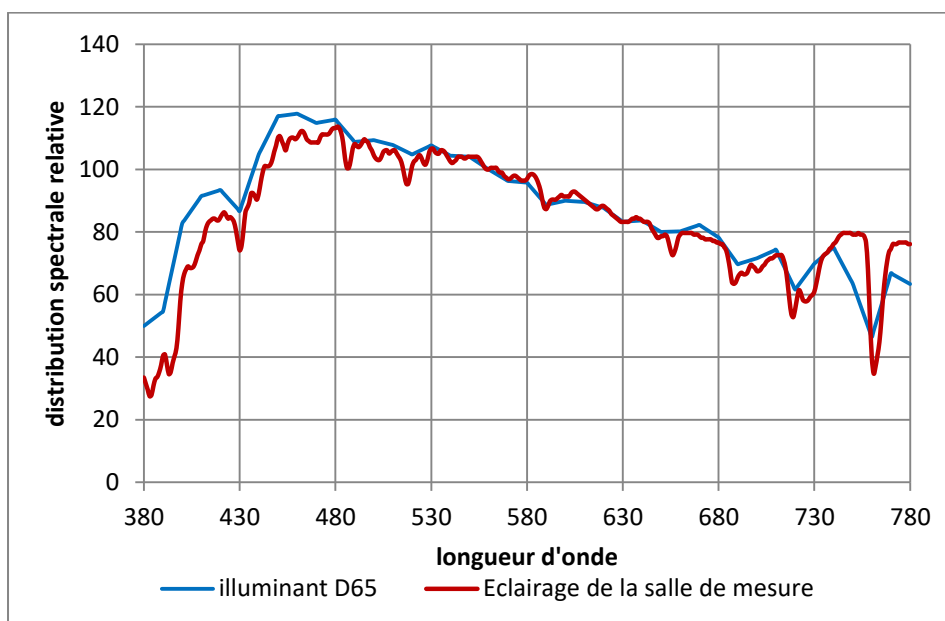


Figure 36 Expérience de changement d'éclairage : les spectres illustrant les deux conditions d'éclairage

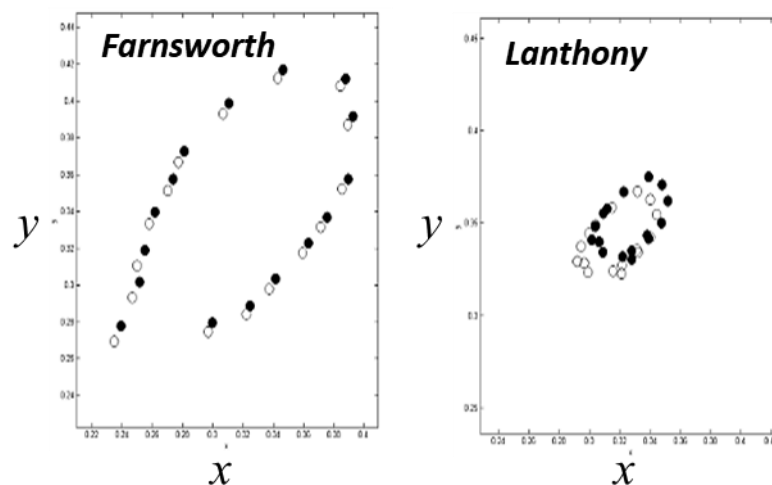


Figure 37 Expérience de changement d'éclairage : Lieu des pastilles saturées et non saturées dans le diagramme de chromaticité (stimulus produit en éclairage naturel en blanc et stimulus simulant un éclairage de type D65 en noir)

## Chapitre 2 : Chaîne d'acquisition restitution d'images numériques

On constate un léger déplacement de l'ensemble des points mais l'agencement des points les uns par rapport aux autres est préservé. Cette première étape valide le fait que la mise en situation dans la pièce choisie est compatible avec une hypothèse d'éclairement de type D65.

A l'issue de cette première expérience, nous avons supposé que tous les écrans étaient parfaitement capables de reproduire toute couleur du moment qu'elle n'était pas trop lumineuse. Nous avons ainsi pu par simple simulation comparer le potentiel des différents systèmes de visualisation à reproduire les tests. Les mesures de stimuli vrais recueillies lors de l'expérience précédente nous ont servi de cible. Nous n'avons utilisé que la mesure de la luminance max des écrans, pour simuler les stimuli (images de pastilles) que les écrans pouvaient produire. Nous avons ainsi pu comparer les écarts de couleur mesurés sur le réel entre pastilles adjacentes et écart de couleur calculés sur les simulations écran prenant en compte leur plus ou moins grande luminosité.

Les écarts de couleur perçue ont été calculés dans l'espace CIE Lab selon les formules classiques :

$$\text{écart de couleur} : \Delta E_{Lab}^* = \sqrt{\Delta L^2 + \Delta a^2 + \Delta b^2} \quad (41)$$

$$\text{écart de chroma} : \Delta E_{ab}^* = \sqrt{\Delta a^2 + \Delta b^2} \quad (42)$$

$$\text{écart de clarté} : \Delta E_L^* = \sqrt{\Delta L^2} \quad (43)$$

La question à laquelle nous voulions répondre était : est-ce qu'un simple changement de luminance visuelle du stimulus entraîne une variation dans l'évaluation perceptive des écarts de couleur entre pastilles adjacentes des nuanciers retenus ?

L'expérience a consisté :

1. à placer deux nuanciers, l'un avec des couleurs saturées et l'autre avec des couleurs peu saturées, dans un environnement lumineux contrôlé connu comparable à celui d'un test ophtalmologique (cf. éclairage décrit dans la figure 36 précédente) et à mesurer le spectre de luminance énergétique du stimulus produit par chacune des pastilles ainsi que les composantes trichromatiques associées ;
2. à calculer les écarts de couleur observables entre pastilles adjacentes ;
3. à mesurer les caractéristiques spectrales de l'éclairage retenu dans l'étape 1 de façon à déterminer la réflectance de chaque pastille ;
4. à simuler des spectres d'éclairement de type D65 (type d'éclairage de la salle lors des mesures de l'étape 1) calés sur des valeurs de luminance énergétique compatibles avec les capacités de chacun des systèmes de visualisation ; les simulations

## Chapitre 2 : Chaîne d'acquisition restitution d'images numériques

d'éclairage donnent une valeur de  $Y$  égale à la valeur  $Y$  mesurée par spectroradiométrie sur écran blanc ;

5. à calculer les composantes trichromatiques du stimulus produit par l'écran mimant les conditions d'éclairage calculées à l'étape précédente (éclairage de type D65 adapté écran) ;
6. à calculer les écarts de couleur entre pastilles adjacentes (lorsqu'elles sont bien classées) dans chacune des conditions d'affichage.

Dans la suite du texte nous utiliserons les dénominations suivantes :

- **mesures** pour les valeurs correspondant aux objets en scène réelle obtenues dans l'étape 1.
- **simulations** pour les valeurs obtenues dans l'étape 5 concernant l'affichage, moins éclairé.

Les spectres de réflectance des pastilles, les différents éclairages calculés et les composantes trichromatiques correspondantes sont donnés en annexe III.

Les six figures ci-dessous (figures 38 à 43) regroupent l'ensemble des résultats obtenus avec les différents systèmes testés. La qualité des systèmes de visualisation est ici jugée sur leur capacité à reproduire une réponse identique (simulations) à celle que l'on obtient sur le réel (mesures) en termes d'écart de couleur des pastilles adjacentes.

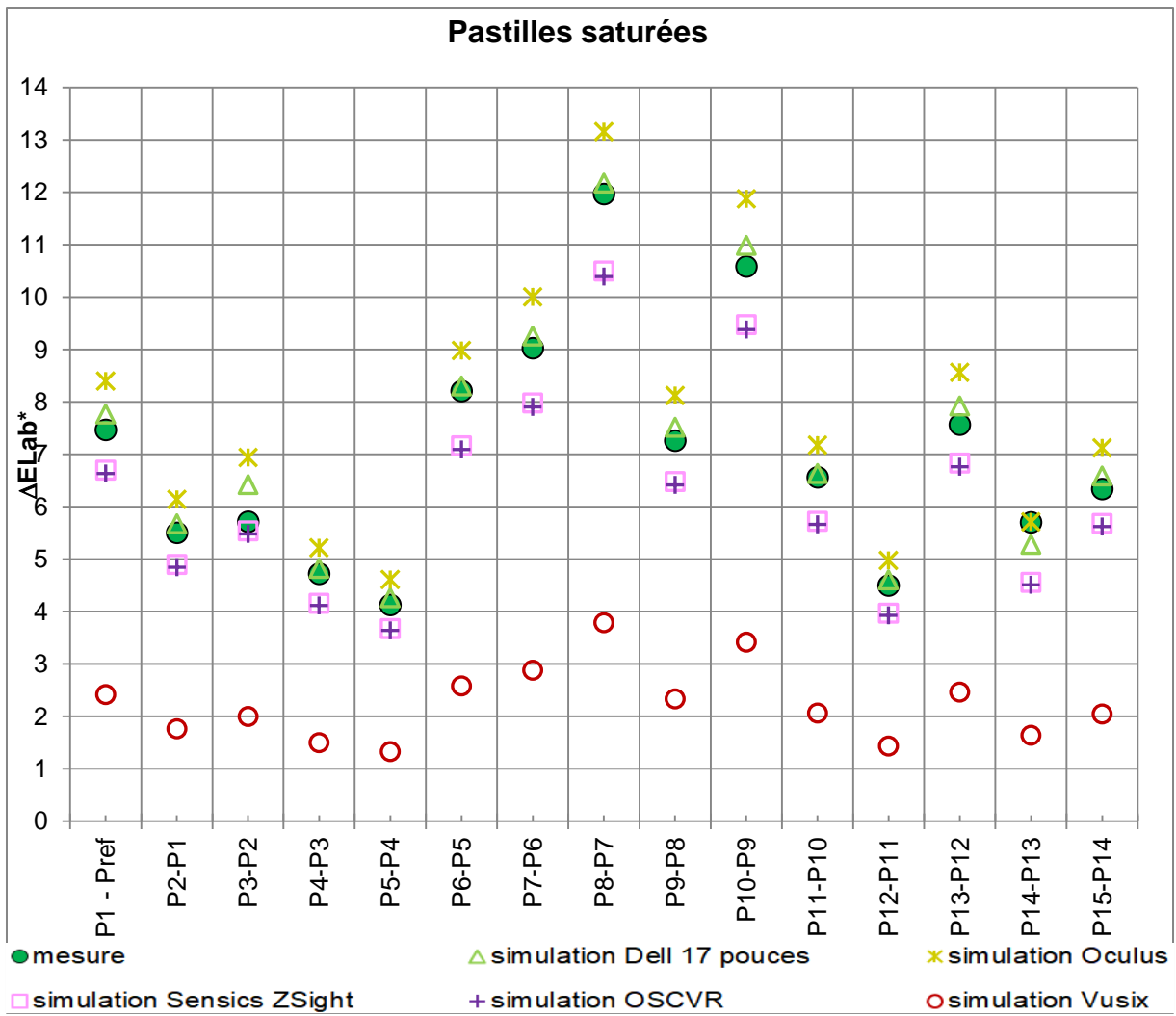


Figure 38 Ecart entre pastilles adjacentes (test Farnsworth) : écart de couleur



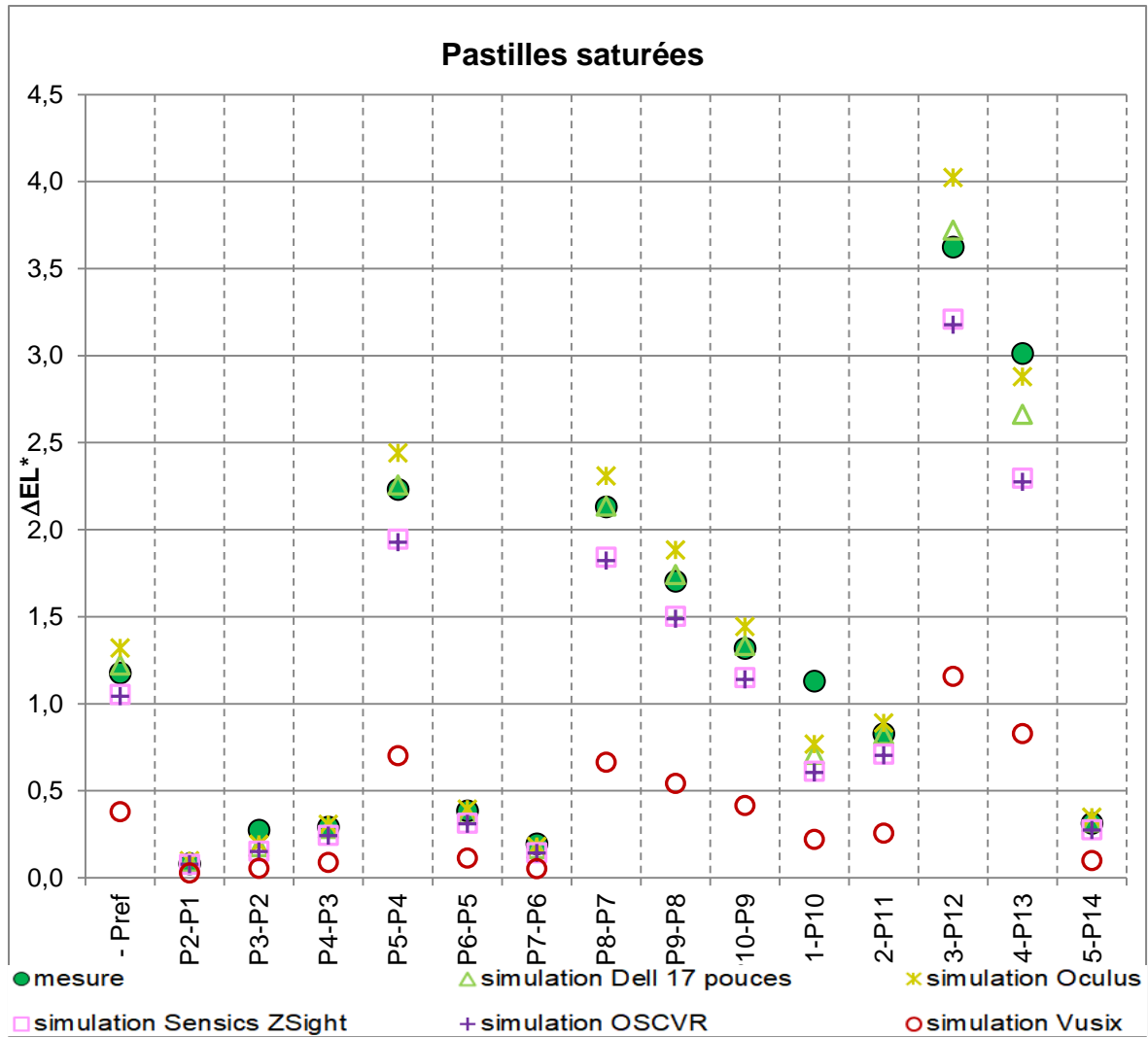


Figure 39 Ecart entre pastilles adjacentes (test Farnsworth) : écart de clarté

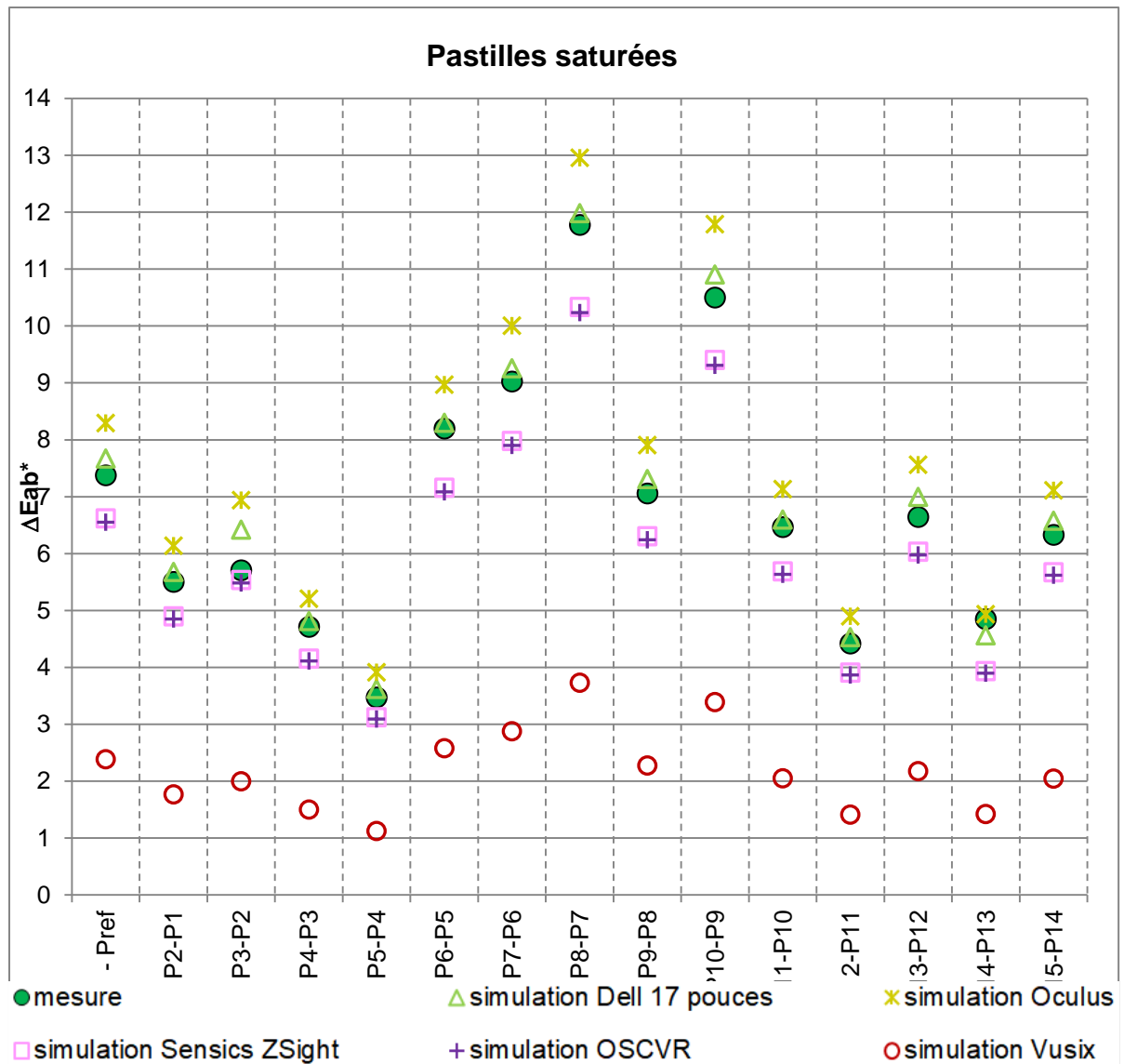


Figure 40 Ecart entre pastilles adjacentes (test Farnsworth) : écart de chroma.

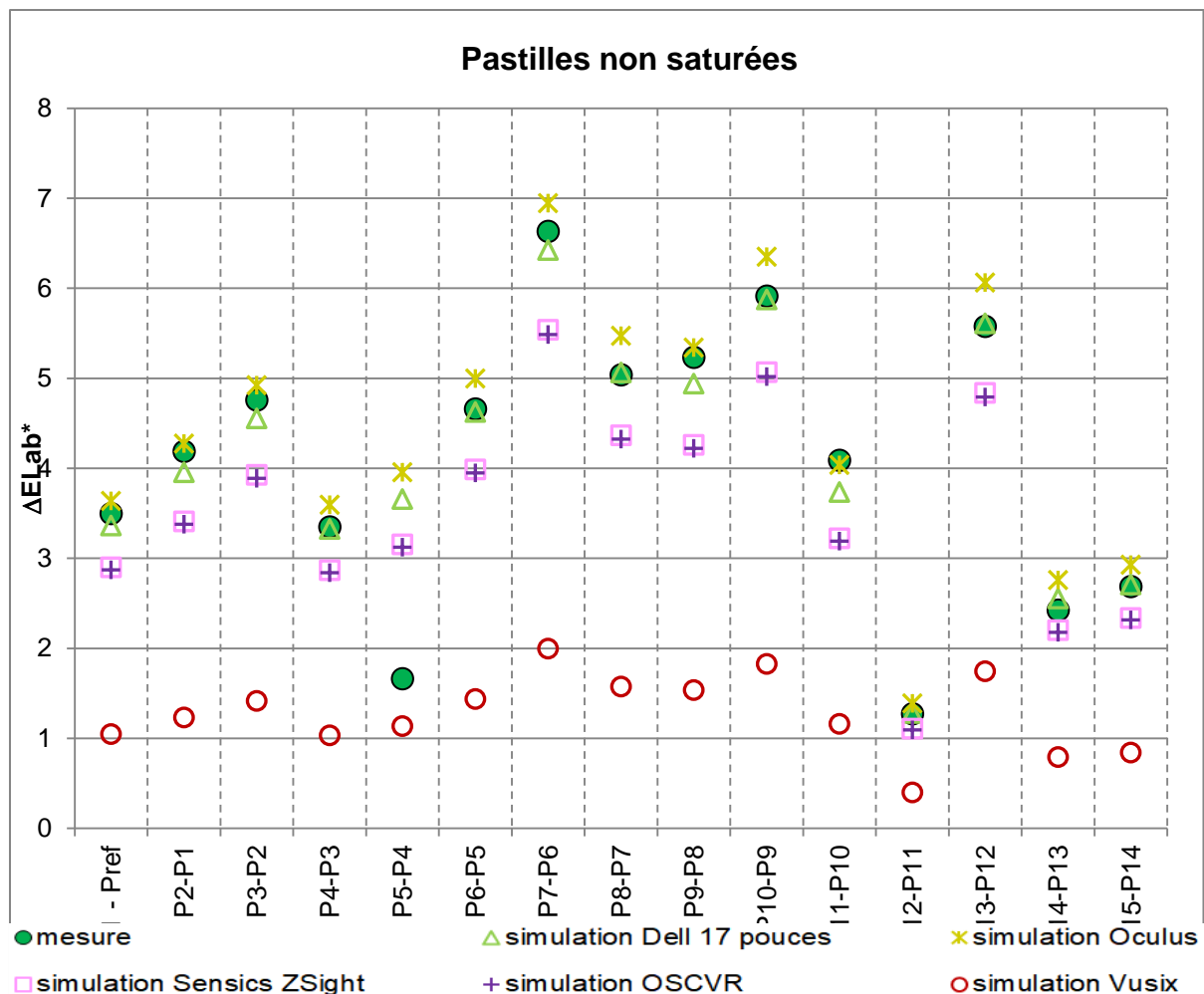


Figure 41 Ecart entre pastilles adjacentes (test Lanthony) : écart de couleur

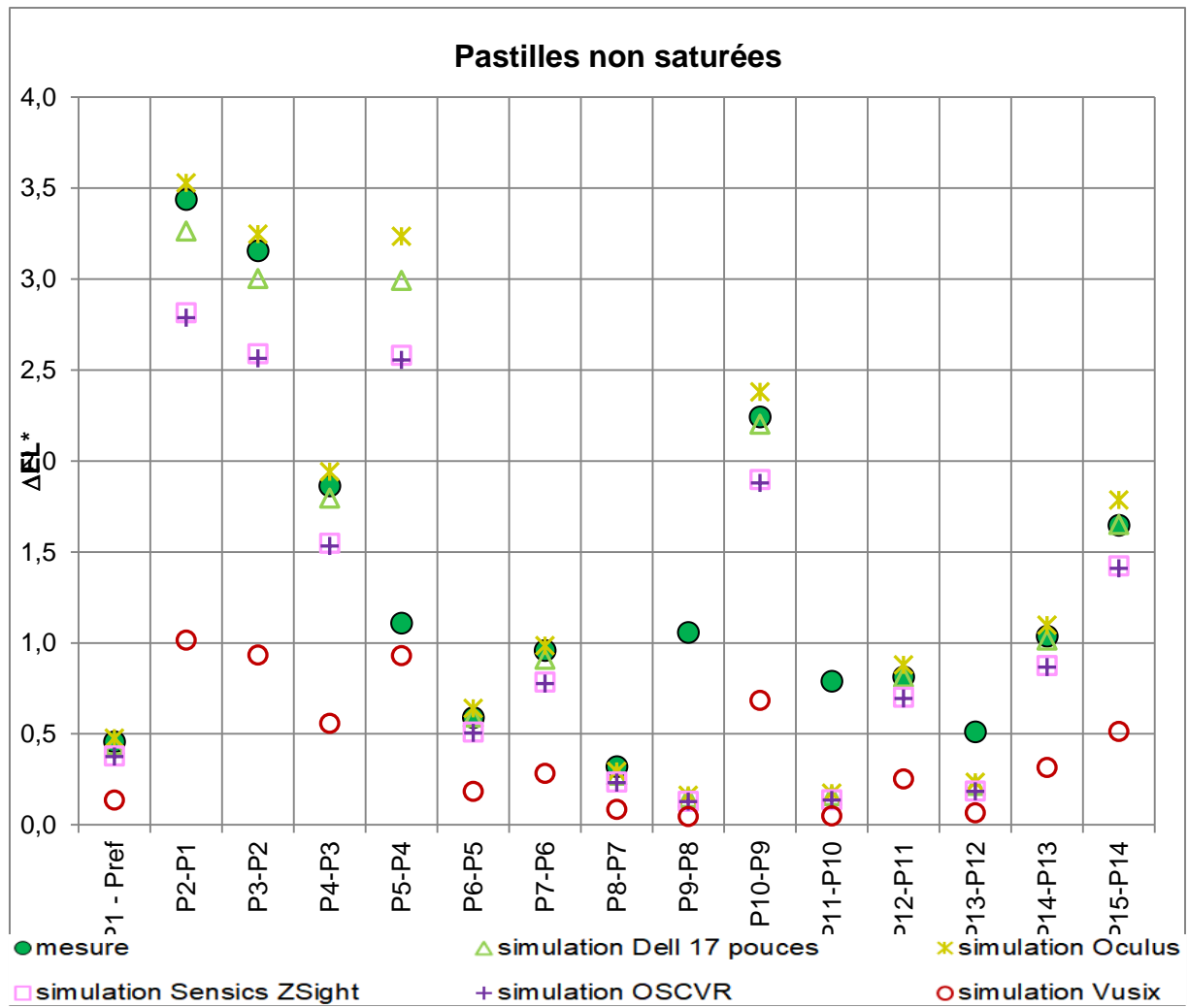


Figure 42 Ecart entre pastilles adjacentes (test Lanthony) : écart de clarté :

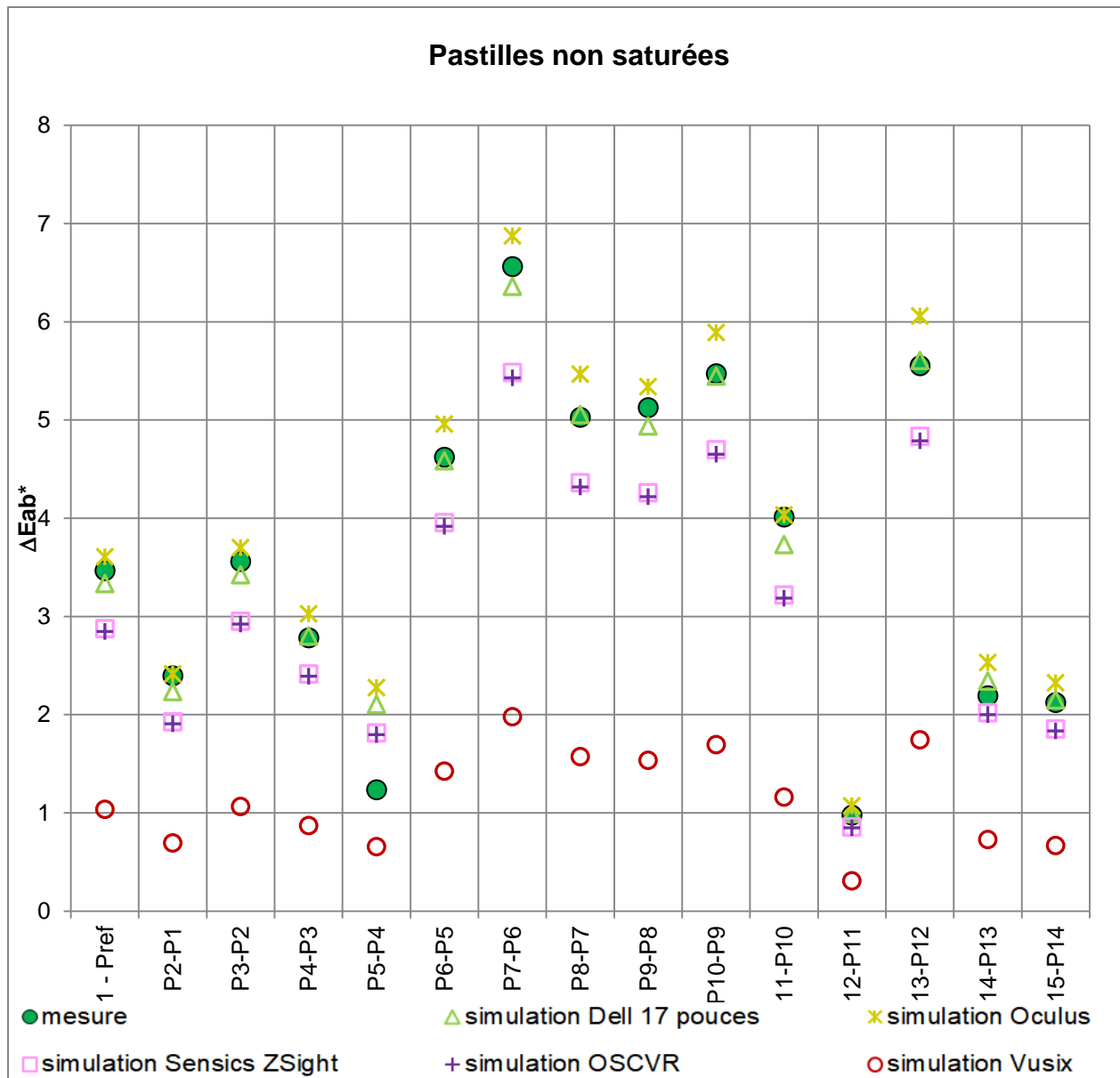


Figure 43 Ecart entre pastilles adjacentes (test Lanthony) : écart de chroma.

On constate en premier lieu que les conditions d'éclairage réelles choisies non seulement pour ressembler à l'éclairage type D65 mais aussi pour placer l'utilisateur normal en limite de discernabilité permettent bien à un observateur moyen de séparer perceptivement toutes les pastilles qu'elles soient ou non saturées. C'est pour la paire P11-P12 que l'écart  $\Delta E$  est le plus faible, à la limite de la discernabilité. Concernant les dispositifs d'affichage : ils arrivent en théorie à émettre suffisamment de lumière pour que les stimuli censés reproduire les pastilles soient discriminables par un observateur ayant une vision normale, à l'exception du casque Vuzix qui se révèle incapable d'assurer cette condition vu son faible niveau de luminance. Il sera donc impossible de faire des tests de type Farnsworth avec. L'écran Dell est sans surprise l'affichage qui donne les meilleurs résultats en termes de discernabilité (c'est le plus lumineux).

### 3.2.3. Analyse du comportement des écrans LCD

Les écrans LCD sont réputés de ne pas obéir aux deux hypothèses précédentes (indépendance des canaux et la constance de la chromaticité pour chaque canal). Il est difficile d'obtenir une méthode de caractérisation valable avec la même efficacité pour toutes les situations possibles et tous les types d'écran. Nous avons donc voulu analyser le comportement réel des écrans LCD utilisés dans notre étude. Pour ce faire nous avons réalisé une série de mesures spectroradiométriques sur l'écran LCD Philips en sollicitant séparément et conjointement les trois canaux R, V et B. Notre but était de vérifier si oui ou non les deux hypothèses de constance de chromaticité et d'indépendance entre les canaux étaient remplies.

Les figures ci-dessous (figures 44 à 47) montrent les caractéristiques spectrales du rétro-éclairage led de l'écran utilisé.

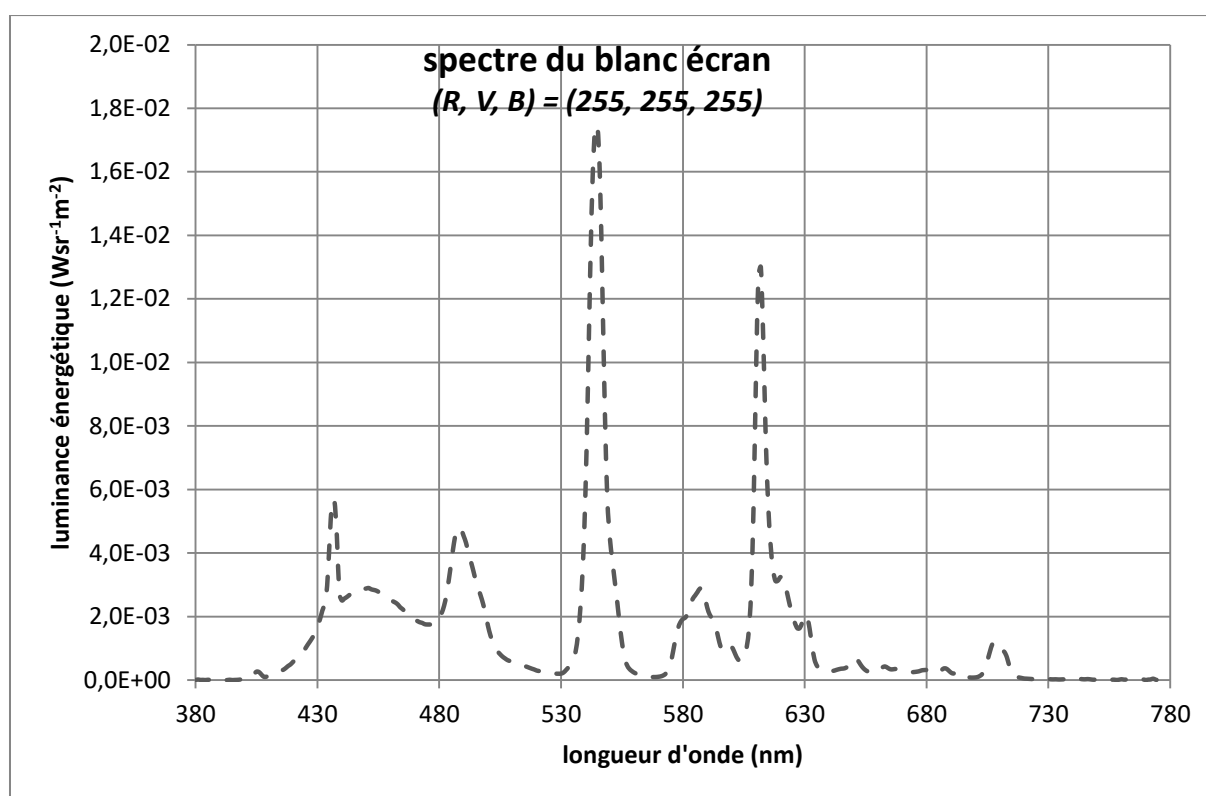


Figure 44 Spectre mesuré au centre de l'écran Philips 1 : écran blanc (255, 255, 255)

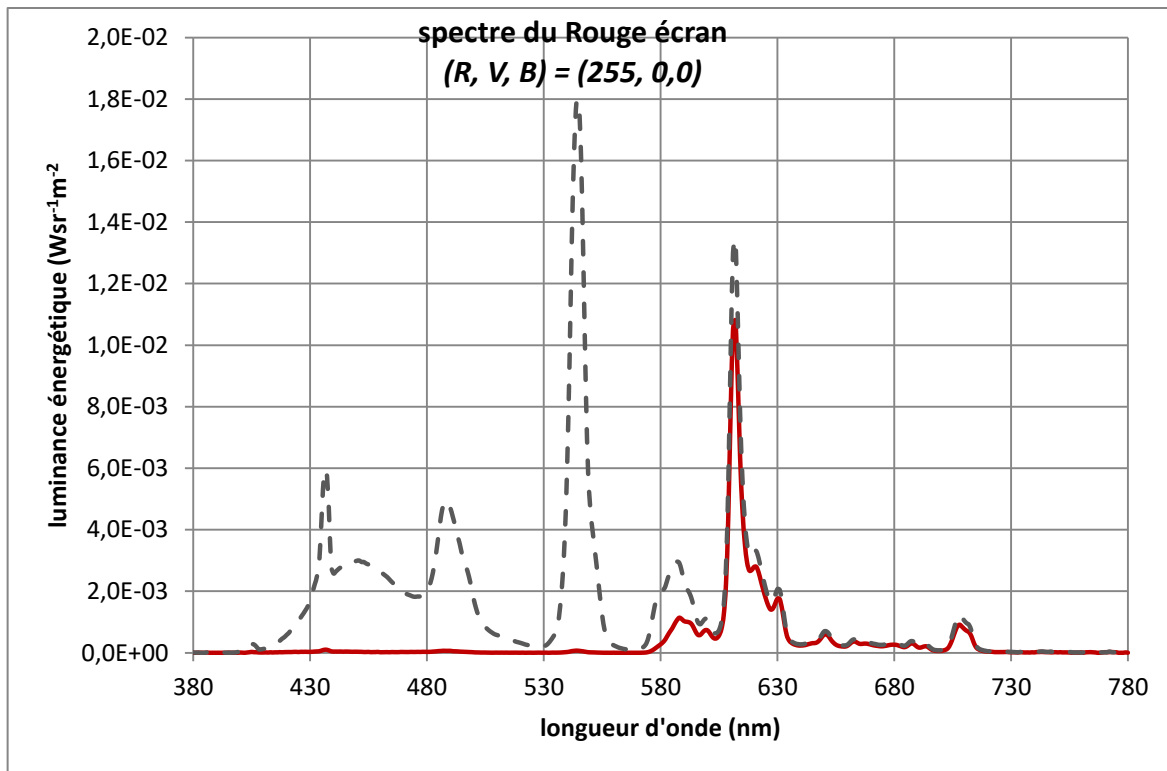


Figure 45 Spectre mesuré au centre de l'écran Philips 1 : écran rouge (255, 0, 0) ; en trait pointillé : spectre du blanc (255, 255, 255)

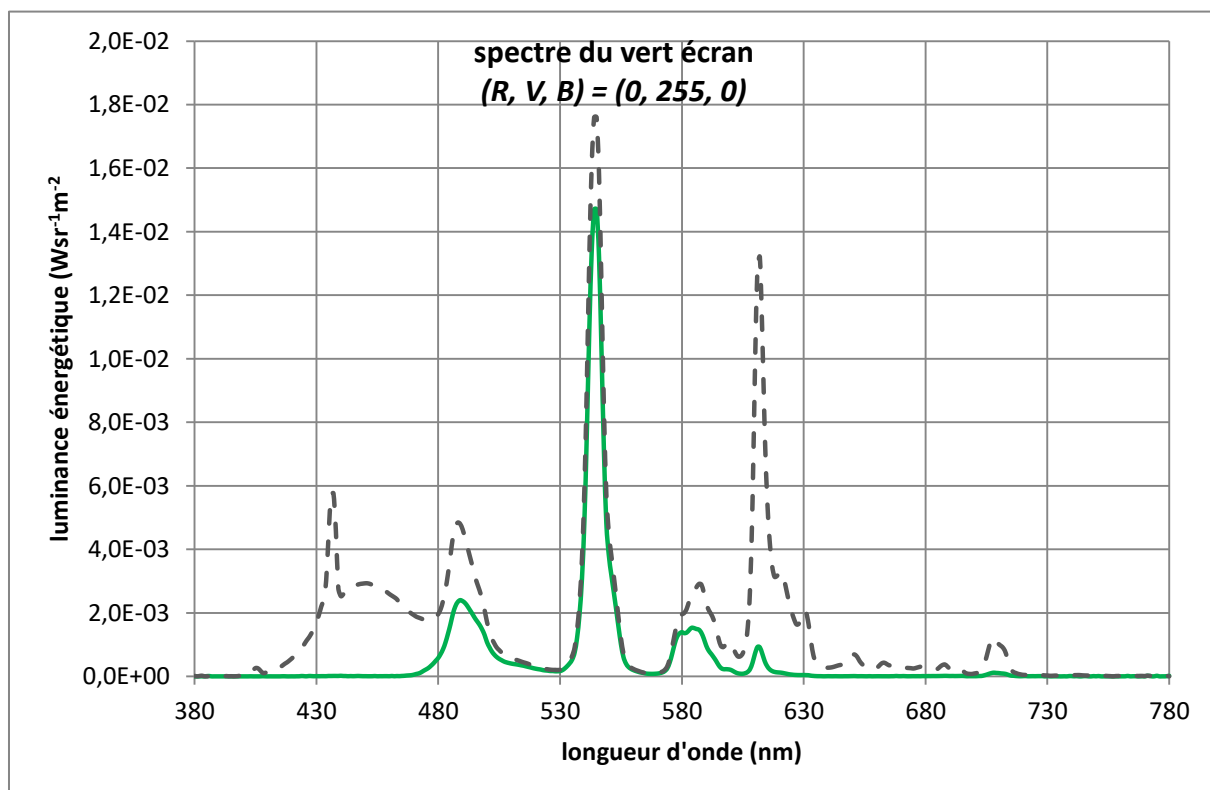


Figure 46 Spectre mesuré au centre de l'écran Philips 1 : écran vert (0, 255, 0) ; en trait pointillé : spectre du blanc (255, 255, 255)

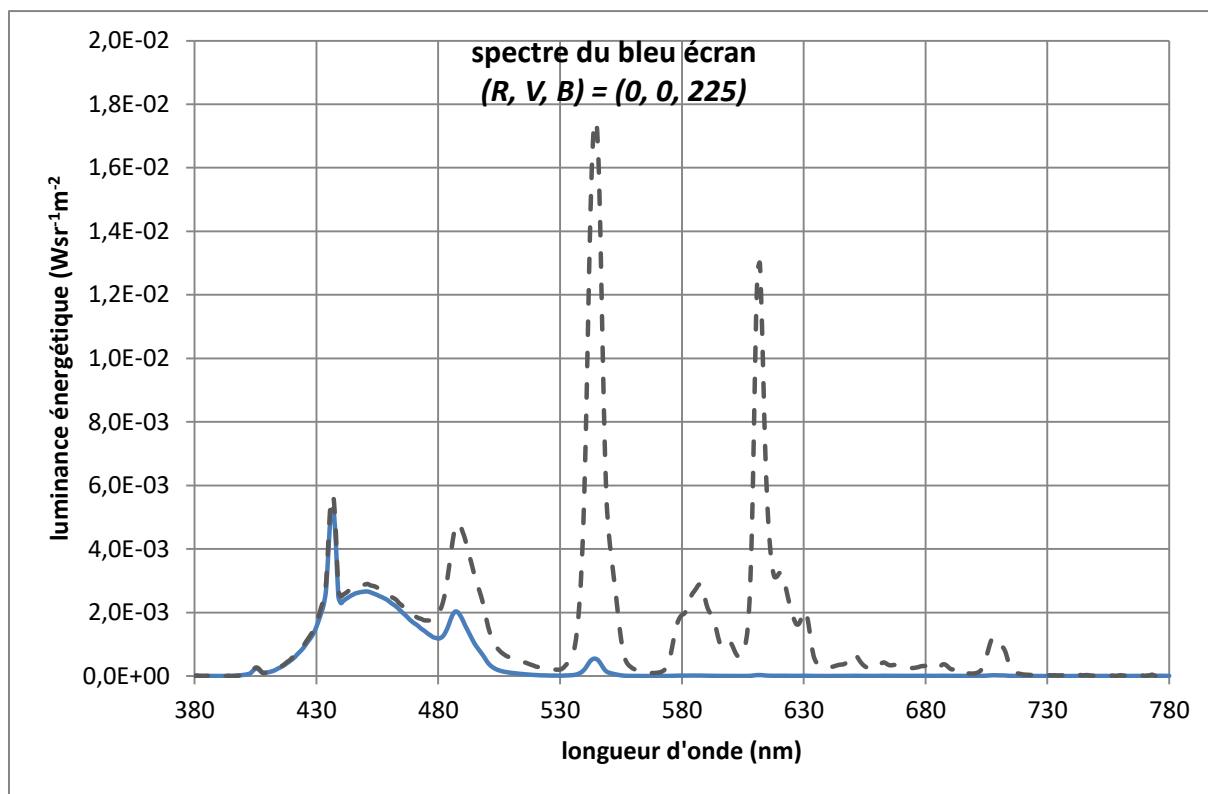


Figure 47 Spectre mesuré au centre de l'écran Philips 1 : écran bleu (0, 0, 255) ; en trait pointillé : spectre du blanc (255, 255, 255)

On constate sans surprise que le rétro éclairage ne montre pas un spectre continu. Les trois primaires R, V et B ne correspondent pas à trois pics uniques. Ainsi les canaux vert et rouge activent tous deux un pic à 580nm alors que les canaux vert et bleu activent tous deux un pic à 490 nm.

Pour vérifier la validité de l'hypothèse d'indépendance entre les canaux, nous avons comparé les valeurs colorimétriques X, Y et Z obtenues sur différentes combinaisons de valeurs R, V, B avec les valeurs calculables en utilisant leur propriété d'additivité dans le cas de la synthèse additive.

La table 6 ci-dessous présente les résultats de nos comparaisons. Dans un système parfait, les mesures faites sur chaque mélange produit à l'écran devraient donner les mêmes valeurs de composantes trichromatiques qu'une simple addition des composantes trichromatiques des différentes primaires sollicitées. On constate qu'il existe des différences notables entre valeurs (X, Y, Z) mesurées et valeurs calculées pour le blanc mais aussi pour le magenta et dans une moindre mesure pour le cyan et le jaune.



## Chapitre 2 : Chaîne d'acquisition restitution d'images numériques

Table 6 : valeurs colorimétriques pour différentes valeurs de triplets RVB

	X	Y	Z	x	y
<b>Rouge 255</b>	76,14	39,47	2,43	0,6450	0,3344
<b>Vert 255</b>	53,93	110,62	15,69	0,2992	0,6137
<b>Bleu 255</b>	27,44	11,79	145,39	0,1486	0,0639
<b>Blanc 255</b>	179,91	187,21	181,14	0,3281	0,3415
<b>R(255)+V(255)+B(255)</b>	157,51	161,88	163,51	0,3262	0,3352
<b>Magenta 255</b>	95,88	47,28	132,74	0,3475	0,1714
<b>R(255)+B(255)</b>	103,58	51,26	147,82	0,3422	0,1694
<b>Jaune255</b>	131,87	153,74	17,76	0,4347	0,5068
<b>R(255)+V(255)</b>	130,07	150,09	18,12	0,4361	0,5032
<b>Cyan 255</b>	79,01	121,61	146,99	0,2273	0,3498
<b>V(255)+B(255)</b>	81,37	122,41	161,08	0,2230	0,3355

Concernant le comportement chromatique de l'écran, on constate sur la figure 48 ci-dessous que les valeurs calculées de chrominance (x, y) pour les couleurs cyan (0, 255, 255), magenta (255, 0, 255), jaune (255, 255, 0) et blanc (255, 255, 255) ne diffèrent que peu des valeurs mesurées.

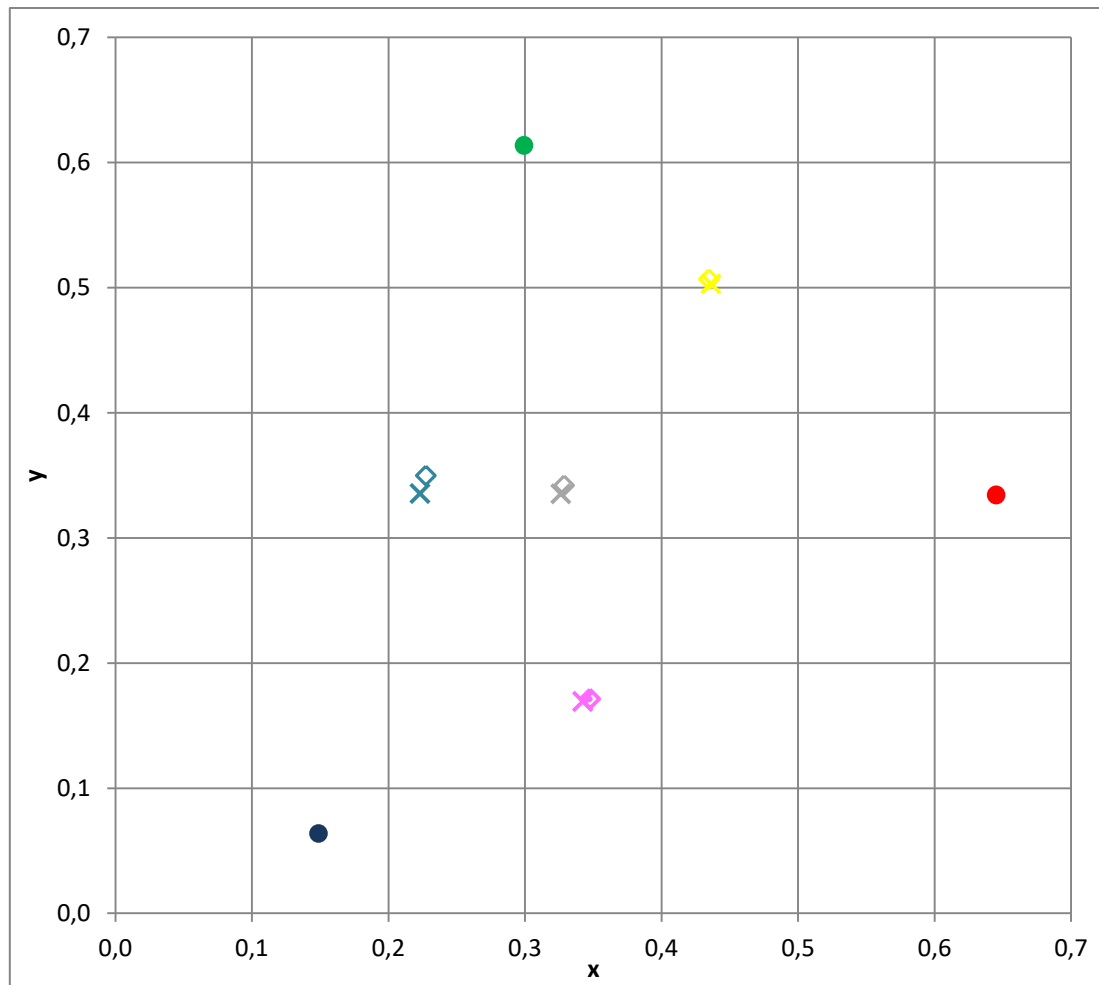


Figure 48 Comportement chromatique de l'écran : les valeurs de chrominance (x, y) pour les couleurs cyan (0, 255, 255), magenta (255, 0, 255), jaune (255, 255, 0) et blanc (255, 255, 255) ; les croix représentent les valeurs calculées les losanges représentent les valeurs mesurées.

Pour compléter l'analyse du comportement chromatique de l'écran, nous avons observé comment il se comportait lorsque l'on affichait pour chacune des combinaisons de canaux une succession de valeurs entre 0 et 255. La figure 49 représente dans le diagramme de chromaticité le résultat de ces mesures. Pour les primaires Rouge, Vert et Bleu, la diminution progressive des valeurs se traduit par une évolution linéaire de la chromaticité.

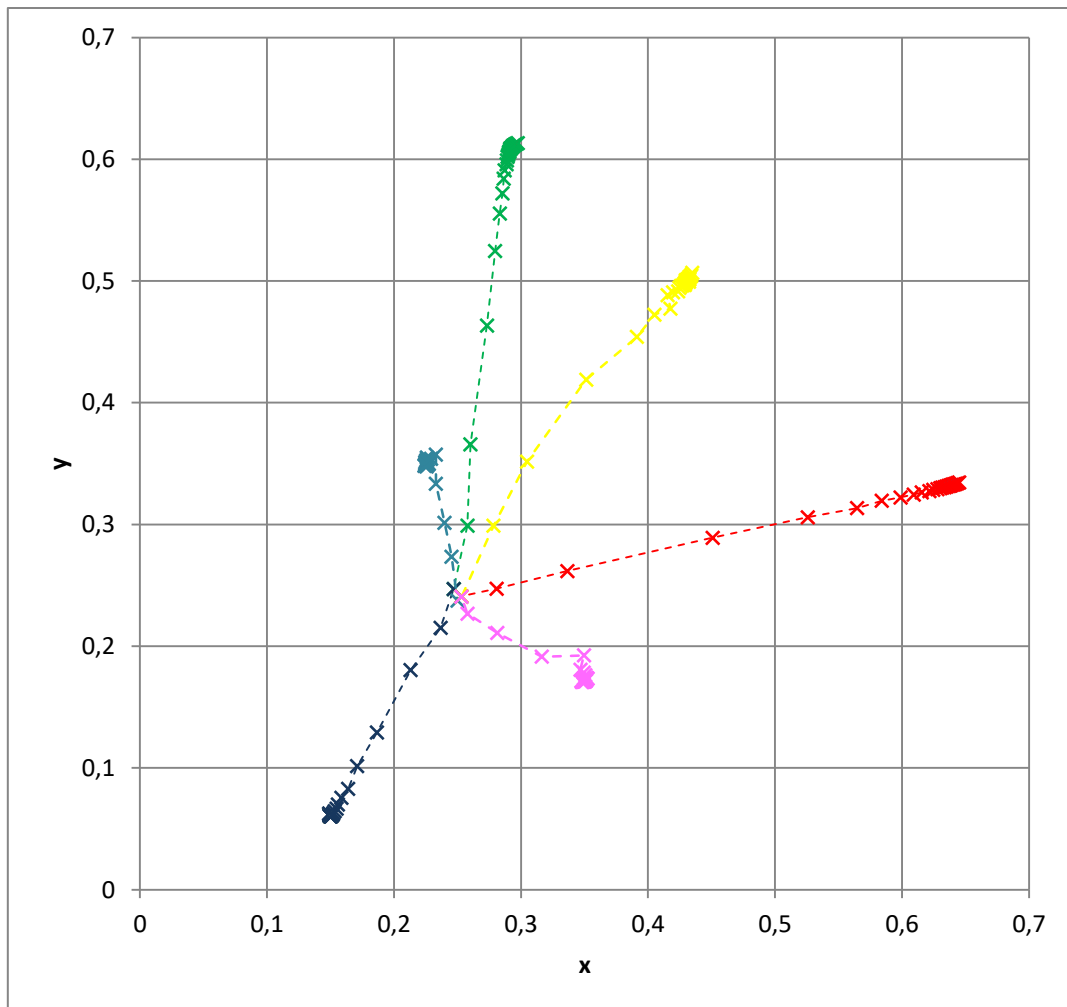


Figure 49 Comportement chromatique de l'écran : diagramme de chromaticité des mesures des primaires Rouge, Vert et Bleu.

On sait également que les mesures sur les écrans changent de manière significative pendant le temps [Cowan 1983].

Nous avons comparé les mesures faites régulièrement sur un blanc écran sur une période de temps d'environ une heure, sachant que l'écran avait été allumé une demi-heure avant la première mesure. On constate que les valeurs diminuent nettement au fil du temps et qu'au bout d'une heure nous n'avons toujours pas atteint un palier. Cette variation dans le temps peut expliquer en partie les écarts observés entre valeurs mesurées et valeurs calculées.

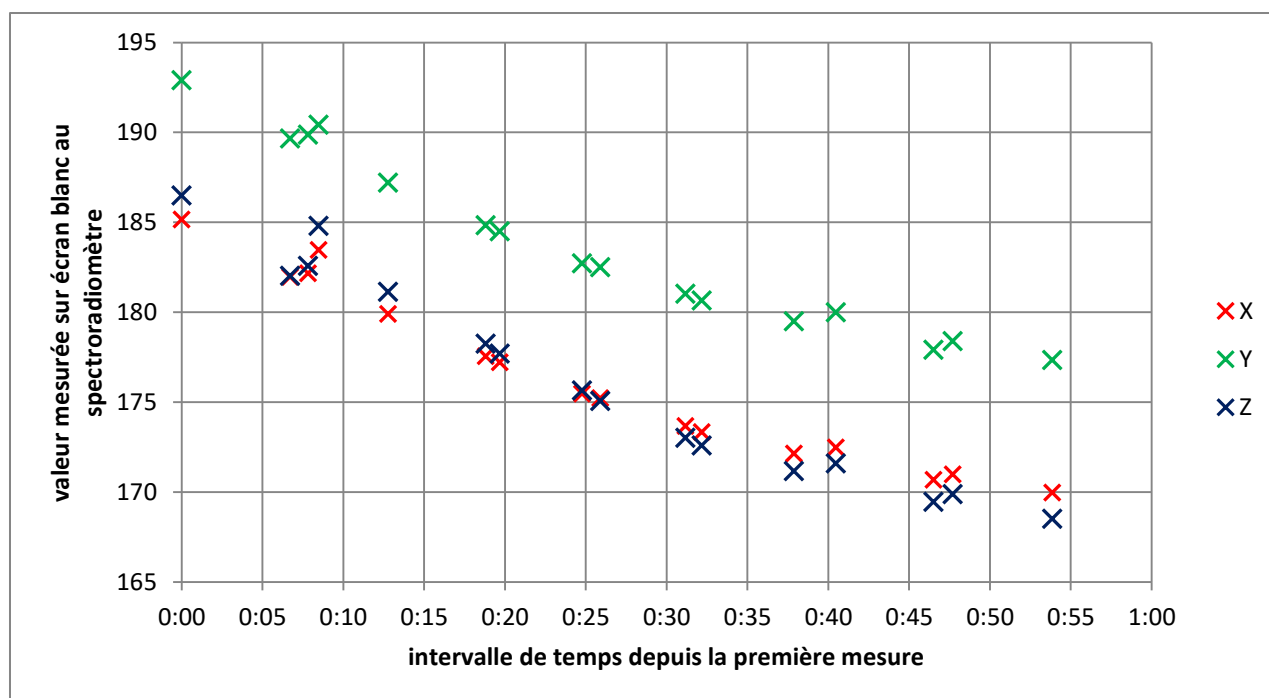


Figure 50 Comportement chromatique de l'écran : mesures du blanc en fonction du temps

Nous avons donc choisi de considérer comme vraies les deux hypothèses nécessaires à l'application du modèle standard décrit précédemment. Nous savons bien sûr que nous ne pourrions pas nous affranchir des variations observées dans la dernière expérimentation et que la caractérisation des écrans LED sera moins bonne que celle d'un écran CRT.

### 3.2.4. Expérience pour la caractérisation des écrans LCD et OLED

Nous basons notre méthode de caractérisation sur le modèle CRT standard, tel que décrit par Brainard *et al* [Brainard 2002]. L'idée est d'évaluer les technologies LCD et OLED pour déterminer si le modèle est suffisamment fiable ou non au regard de notre application.

La plupart des écrans ont un système de gestion de couleurs qui nous permet de choisir et fixer plusieurs paramètres comme le contraste, la luminosité, le gamma... A l'issue de cette étape préliminaire, nous passons à l'étape de caractérisation.

Dans notre cas, nous avons effectué les expériences de caractérisation dans une pièce noire avec absence totale de lumière réfléchie.

Le choix de travailler dans le noir même pour les écrans de bureau est lié au fait que les lunettes de réalité virtuelle sont portées collées au visage et ne laissent pas passer la lumière ambiante. Les tests que nous avons réalisés auprès des personnes malvoyantes ont également été réalisés dans une salle

noire. Rappelons que la maîtrise de la luminance des signaux présentés aux personnes malvoyantes est un point important du cahier des charges dans notre problématique. L'adaptation aux problèmes de malvoyance d'images affichées sur des écrans de bureau sous éclairage ambiant nécessite une nouvelle caractérisation à chaque fois que nous changeons l'éclairage.

Les trois étapes de mesure identifiées dans le paragraphe précédent ont été réalisées à l'aide d'un spectroradiomètre de type CS-2000 de marque KONICA MINOLTA. Le choix d'un spectroradiomètre plutôt que d'un spectrocolorimètre (mesure au contact de l'écran) est lié au fait que nous souhaitons connaître les caractéristiques non pas de ce qui sortait de l'écran mais de ce qui arrivait dans l'œil de l'observateur, c'est-à-dire la contribution de l'écran et de l'environnement. Dans le cas des écrans de bureau, les mesures spectroradiométriques se sont donc faites à une distance de 70 cm de l'écran. En ce qui concerne les différentes lunettes, le spectroradiomètre a été positionné en lieu et place de l'œil de l'observateur. Toutes les mesures ont été faites selon un angle de mesure de 1° de façon à réaliser les mesures sur la plus grande surface possible.

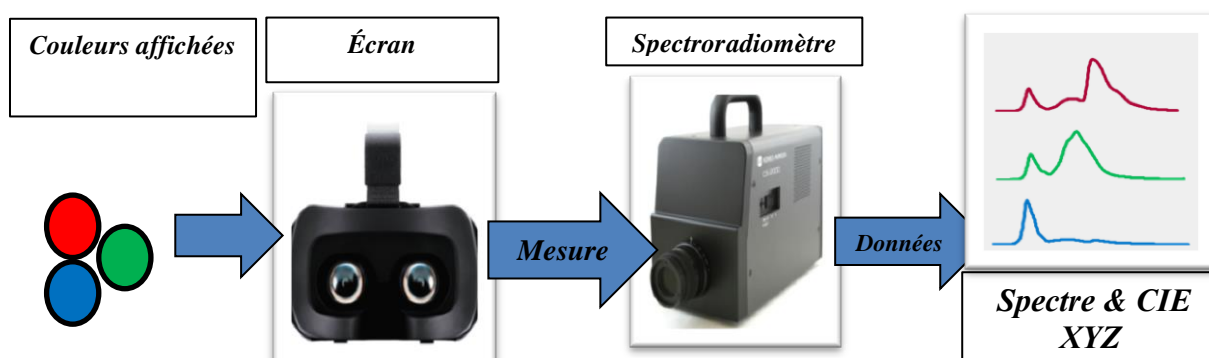


Figure 51 Expérience pour la mesure d'un écran avec spectroradiomètre

Nous avons travaillé à l'aide de valeurs R, V, B normalisées (valeurs de 0 à 1).

Les coordonnées chromatiques CIE XYZ des primaires rouge vert, et bleu au maximum d'intensité (à 255) corrigées du noir nous ont permis de changer de primaire et de définir la matrice de conversion RGB vers XYZ .

$$Mat_{RGB2XYZ} = \begin{bmatrix} X_{Rmax} - X_0 & X_{Gmax} - X_0 & X_{Bmax} - X_0 \\ Y_{Rmax} - Y_0 & Y_{Gmax} - Y_0 & Y_{Bmax} - Y_0 \\ Z_{Rmax} - Z_0 & Z_{Gmax} - Z_0 & Z_{Bmax} - Z_0 \end{bmatrix} \quad (44)$$

Les résultats obtenus pour tous les écrans concernés par notre application sont donnés en annexe II.

Nous avons ensuite cherché à déterminer les courbes de reproduction tonale. Connaissant pour chaque canal les composantes trichromatiques XYZ d'un ensemble de valeurs RGB affichées sur les écrans, nous avons inversé la matrice définie précédemment pour calculer des valeurs RGB

## Chapitre 2 : Chaîne d'acquisition restitution d'images numériques

correspondant aux composantes trichromatiques XYZ pour un écran n'appliquant aucune transformation. Les figures 52 à 54 ci-dessous montrent clairement l'effet des fonctions appliquées pour l'écran Philips 200CW (noté Philips2 dans nos expériences) de façon à obtenir une image satisfaisante à l'œil en lieu et place de la simple représentation d'un changement de primaires (passage des primaires CIE aux primaires propres à l'écran) c'est-à-dire d'une simple transformation linéaire.

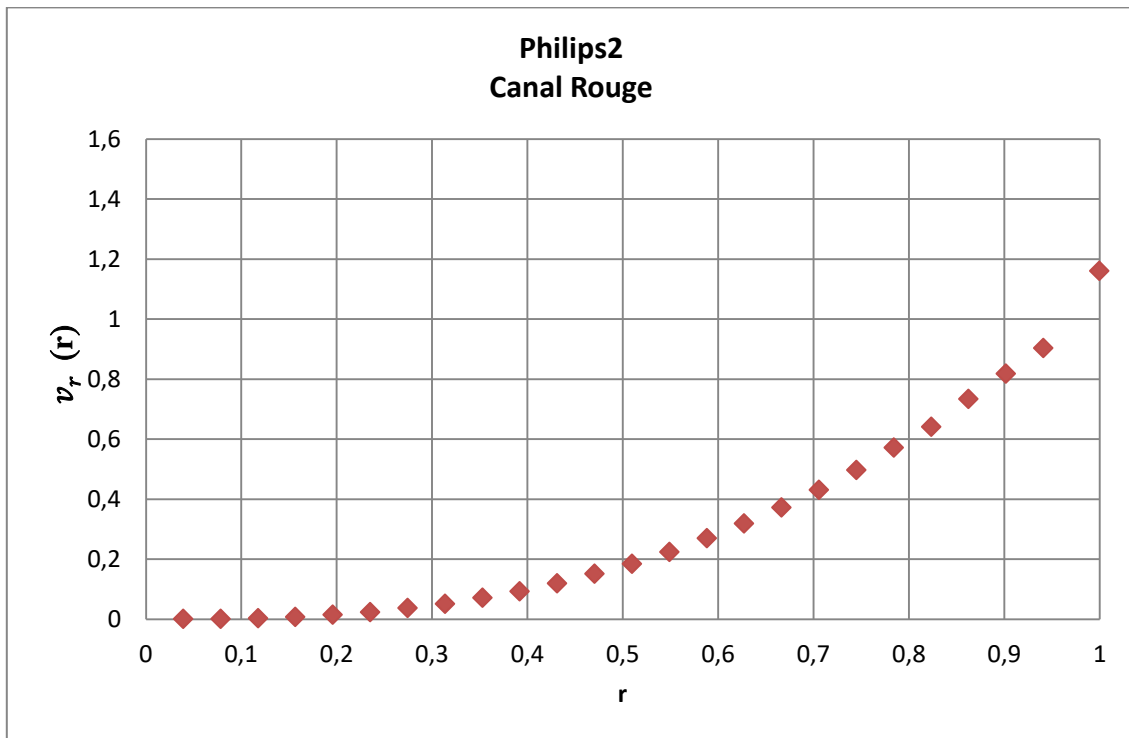


Figure 52 Fonction de transfert de l'écran pour le canal rouge

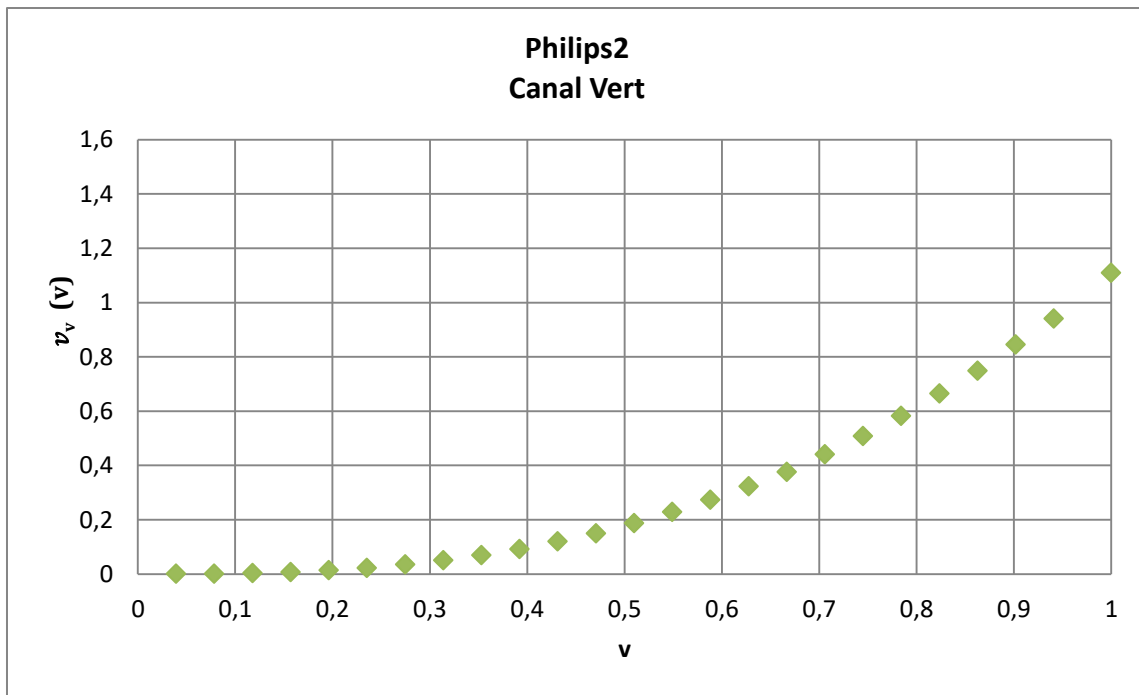


Figure 53 Fonction de transfert de l'écran pour le canal vert

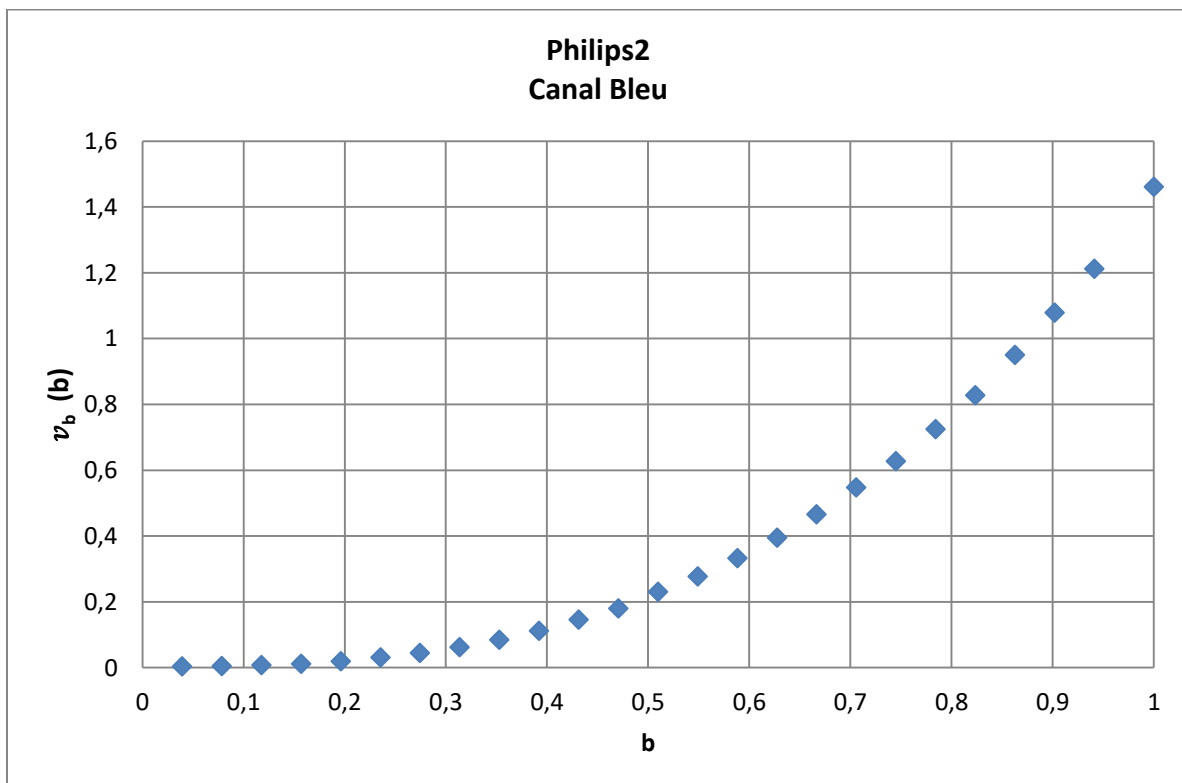


Figure 54 Fonction de transfert de l'écran pour le canal bleu

Les résultats obtenus pour les autres écrans sont donnés en annexe II. Le constat est le même : une simple transformation linéaire ne permet pas de les caractériser.

L'étape suivante dans la caractérisation consiste à donner une expression fonctionnelle des courbes de reproduction tonale pour chaque canal. Au vu des courbes de des figures 52,53 et 54, une transformation de type Gamma-Gain de la forme  $y = a * x^{\gamma}$  semble convenir. Les figures 55, 56 et 57 suivantes montrent la modélisation proposée pour l'écran Philips 200CW.

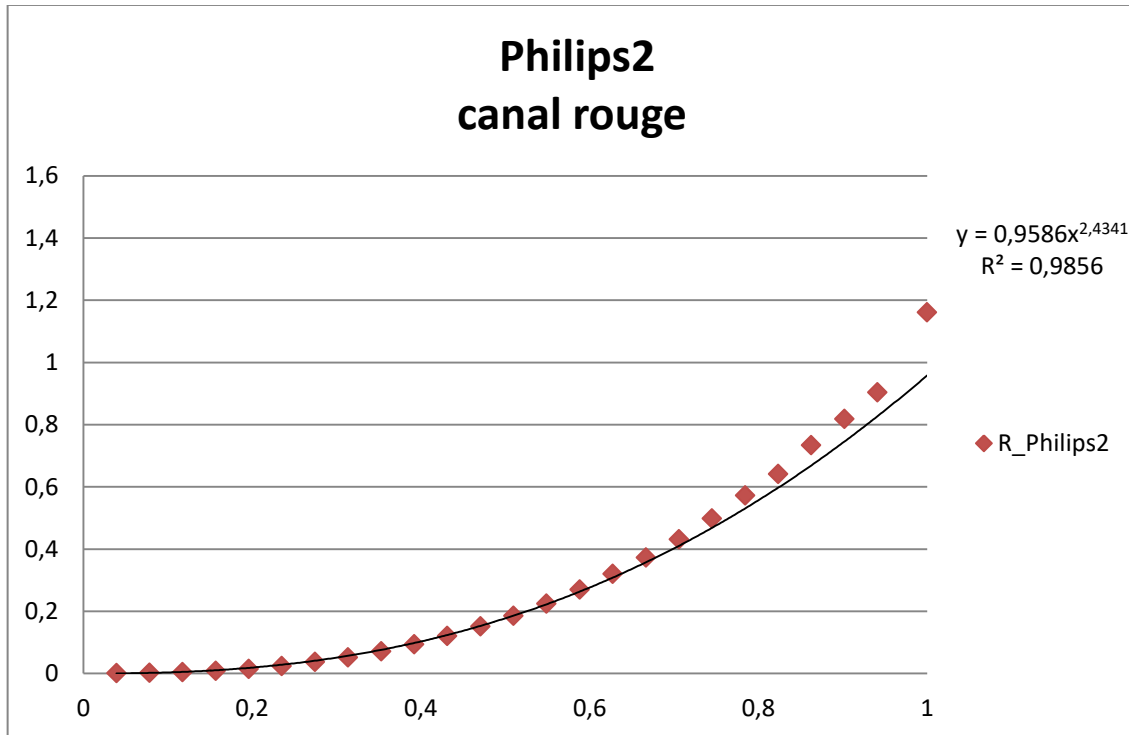


Figure 55 Ajustement des fonctions de transfert sous la forme Gamma-Gain : rouge

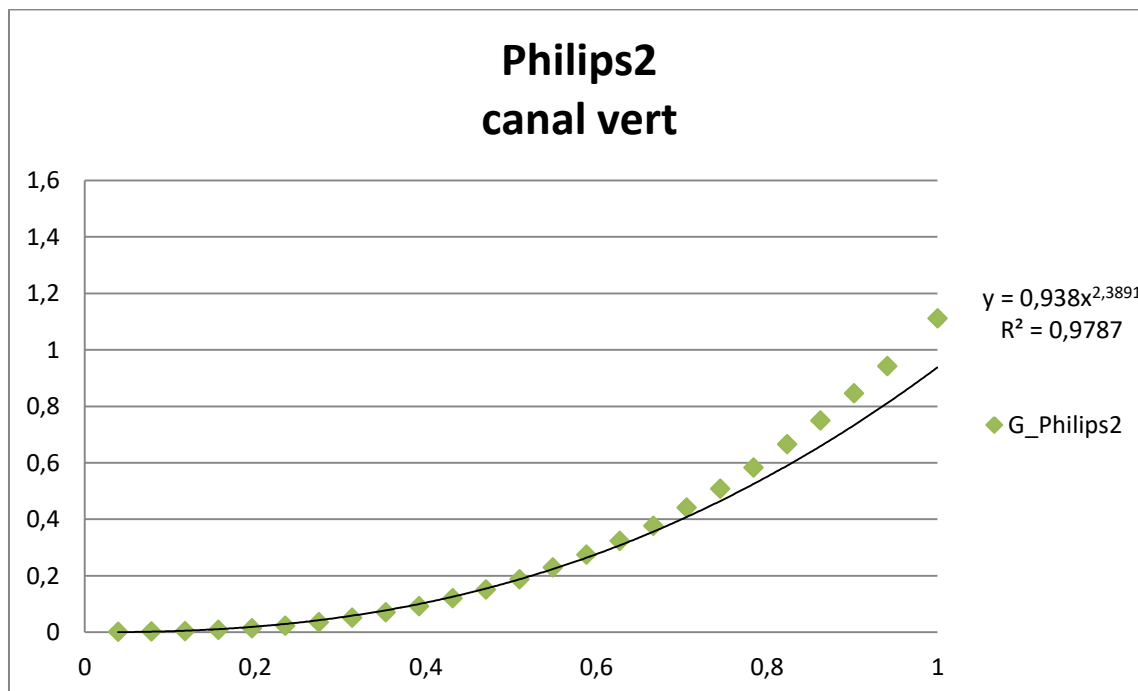


Figure 56 Ajustement des fonctions de transfert sous la forme Gamma-Gain : vert



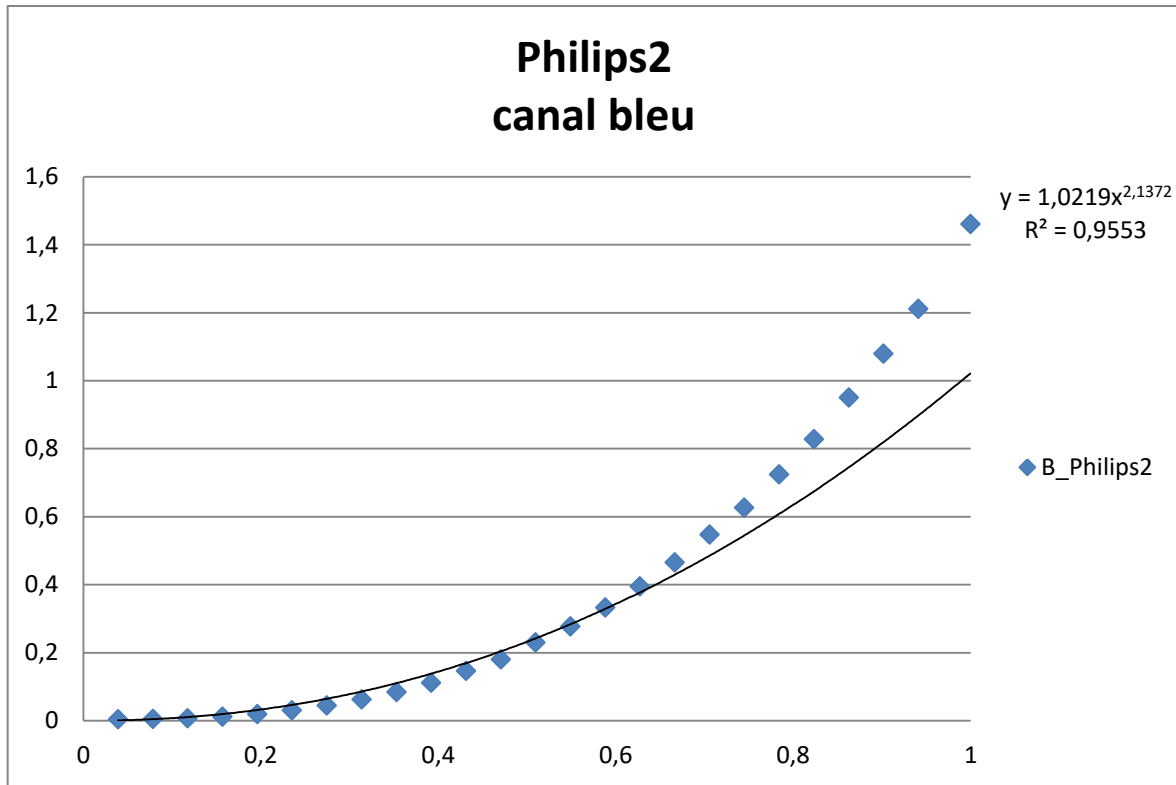


Figure 57 Ajustement des fonctions de transfert sous la forme Gamma-Gain : bleu

Au final, nous avons caractérisé les 8 systèmes de visualisation testés selon les modalités suivantes :

De  $RGB_{\text{écran}}$  vers  $XYZ_{\text{CIE}}$

$$\begin{bmatrix} R_{int} \\ G_{int} \\ B_{int} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{normalisé} & \text{Gamma}_R \\ G_{normalisé} & \text{Gamma}_G \\ B_{normalisé} & \text{Gamma}_B \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} Gain_R \\ Gain_G \\ Gain_B \end{bmatrix} \quad (45)$$

$$\begin{bmatrix} X_{out} \\ Y_{out} \\ Z_{out} \end{bmatrix} = Mat_{RGB2XYZ} \times \begin{bmatrix} R_{int} \\ G_{int} \\ B_{int} \end{bmatrix} \quad (46)$$

avec  $\begin{bmatrix} R_{normalisé} \\ G_{normalisé} \\ B_{normalisé} \end{bmatrix}$  valeurs d'entrée corrigées du noir de l'écran ;  $\begin{bmatrix} R_{int} \\ G_{int} \\ B_{int} \end{bmatrix}$  valeurs intermédiaires

obtenues par simple transformation linéaire sans prise en compte des opérations de reproduction

tonale ;  $\begin{bmatrix} \text{Gamma}_R \\ \text{Gamma}_G \\ \text{Gamma}_B \end{bmatrix}$  et  $\begin{bmatrix} Gain_R \\ Gain_G \\ Gain_B \end{bmatrix}$  valeurs décrivant les fonctions de reproduction tonale pour chaque

canal.

Nous avons effectué la conversion des  $XYZ_{\text{CIE}}$  vers  $RGB_{\text{écran}}$  selon les étapes suivantes :

$$\begin{bmatrix} R_{out\_1} \\ G_{out\_1} \\ B_{out\_1} \end{bmatrix} = [Mat_{RGB2XYZ}]^{-1} \times \begin{bmatrix} X_{int} \\ Y_{int} \\ Z_{int} \end{bmatrix} \quad (47)$$

$$\begin{bmatrix} R_{out} \\ G_{out} \\ B_{out} \end{bmatrix} = \left( \begin{bmatrix} R_{out_1} \\ G_{out_1} \\ B_{out_1} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} Gain_R \\ Gain_G \\ Gain_B \end{bmatrix}^{-1} \right) \exp \begin{bmatrix} Gamma_R \\ Gamma_G \\ Gamma_B \end{bmatrix}^{-1} \quad (48)$$

### 3.2.5. Résultats de la caractérisation des écrans

Dans notre étude, nous avons appliqué cette caractérisation aux huit écrans testés. Les résultats sont dans la table suivante :

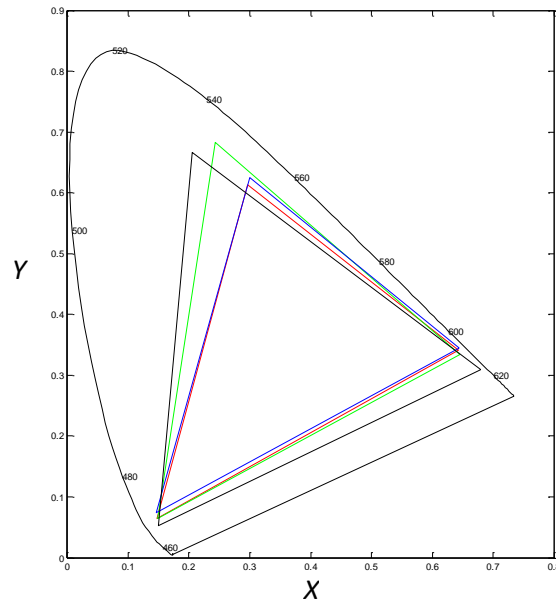
Table 7 : Résultats de caractérisation des écrans

Ecran	Matrice en XYZ			Offset (Noir)	Gain	Gamma	Coefficient de corrélation entre données utilisées pour définir le gain et le gamma
Philips 1	76,14	39,47	27,44	0,19	1.0188	2.16	0.9951
	39,47	110,62	11,79	0,19	0.9151	2.09	0.9908
	2,43	11,79	145,39	0,35	0.885	1.97	0.9836
Philips2	90,12	54,23	26,26	0,2	0,81	2,41	0.984
	47,81	112,10	11,38	0,2	0,83	2,361	0.9769
	2,10	16,39	139,88	0,41	0,70	2,15	0.9565
Dell 1	69,84	46,41	19,76	0,13	1.05	2.19	0.996
	37,45	96,58	10,09	0,13	1.02	2.26	0.9946
	1,16	11,51	105,70	0,2	1.05	2.08	0.981
Dell 2	171,96	29,09	48,70	0,26	1.16	1.96	0.9991
	78,35	94,44	17,24	0,27	1.06	1.94	0.995
	2,68	18,16	258,66	0,48	2.07	2.18	0.9718
Vuzix	1,33	1,56	1,06	0,54	0.78	0.63	0.8386
	1,03	2,27	0,89	0,55	0,58	0.74	0.8029
	0,8	0,93	2,83	0,56	0.89	0.88	0.9001
Sensics	54,78	49,36	18,87	1,16	1,1736	0,9723	0,9907
	32,18	91,5	19,34	1,12	1,1905	1,2282	0,9727
	5,17	28,86	70,48	1,08	1,2142	1,3055	0,9723
Oculus	56,46	66,77	47,07	0,26	1,20	2,01	0.9906
	33,94	126,20	32,28	0,28	1,22	2,041	0.9928
	10,12	25,58	233,70	0,52	1,15	1,971	0.9886
OSVR	53,59	19,45	17,45	0,45	0,92	2,08	0.997
	26,87	55,90	7,68	0,51	0,97	2,15	0.9937
	0,55	5,04	100,36	0,53	0,86	2,001	0.993

## Chapitre 2 : Chaîne d'acquisition restitution d'images numériques

Concernant les transformations Gamma-Gain, la valeur des coefficients de corrélation entre les points expérimentaux et les modèles montrent que dans la majorité des cas notre caractérisation est correcte (coefficients de corrélation supérieurs à 0.95 sauf pour le casque Vuzix), bien que l'on constate que les fortes valeurs de R, G et surtout B, sont sous-estimées par ce modèle.

En utilisant les mesures réalisées au spectroradiomètre, nous avons pu délimiter le gamut de chacun des systèmes analysés. La figure 58 concerne les écrans de bureau.



**Figure 58 Gamut des écrans LCD: Philips 200CW (20 pouces) Philips 1 en rouge, Philips 2 en bleu, Dell 1908FPt (17 pouces) en vert et Dell (24 pouces) en noir.**

La figure suivante (figure 59) montre les gamuts des différents écrans de réalité virtuelle que nous avons testés.

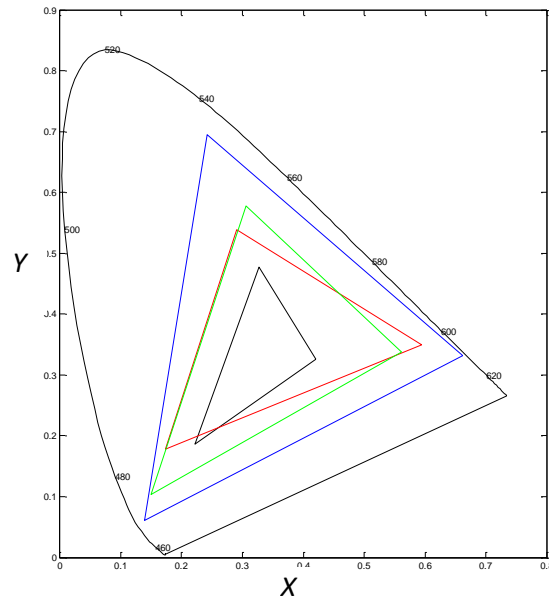


Figure 59 Gamut des écrans de réalité virtuelle (Sensics, Oculus, OSVR et Vuzix sont présentés en rouge, vert, bleu et en noir respectivement)

C'est l'OSVR qui offre la meilleure dynamique alors que le Vuzix est le moins bon de tous les écrans que nous avons testé.

Les figures 60 et 61 présentent une comparaison de gamut entre la technologie LCD des écrans de bureau Philips et Dell avec la technologie OLED du casque OSVR.

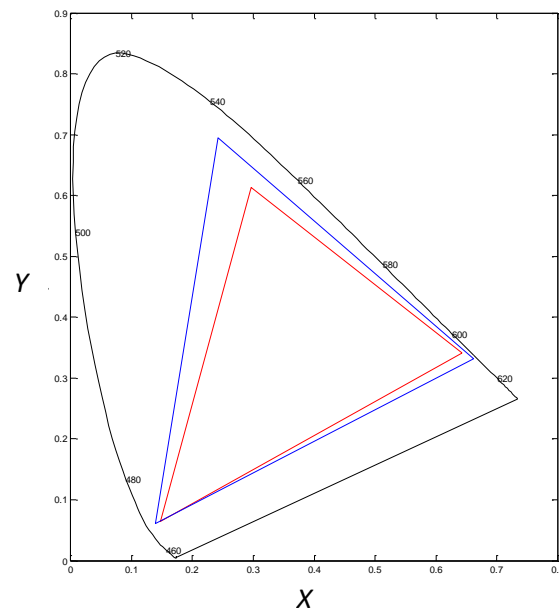


Figure 60 Comparaison du gamut OSVR (en bleu) et Philips (en rouge)

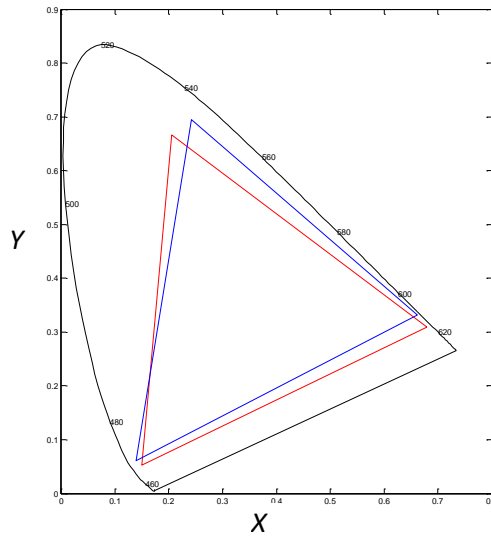


Figure 61 comparaison gamut OSVR (en bleu) et Dell (en rouge)

Les deux figures 60 et 61 montrent qu'avec son gamut étendu le casque OSVR peut permettre une bonne reproduction de la chromaticité.

#### 4. Conclusion chapitre

La caractérisation colorimétrique des dispositifs d'affichage et d'acquisition est une étape très importante pour connaître les fonctions de transferts de chaque dispositif et pour passer d'un espace dépendant vers un espace standard indépendant. Le choix de la méthode de caractérisation est un facteur majeur sur les résultats finaux de caractérisation. Dans cette partie, nous avons réalisé les calibrations nécessaires à la caractérisation de toute la chaîne de notre prototype. La figure 62 résume les différentes étapes de la chaîne d'acquisition/restitution utilisée dans notre projet, en mettant en évidence les étapes de calibration.

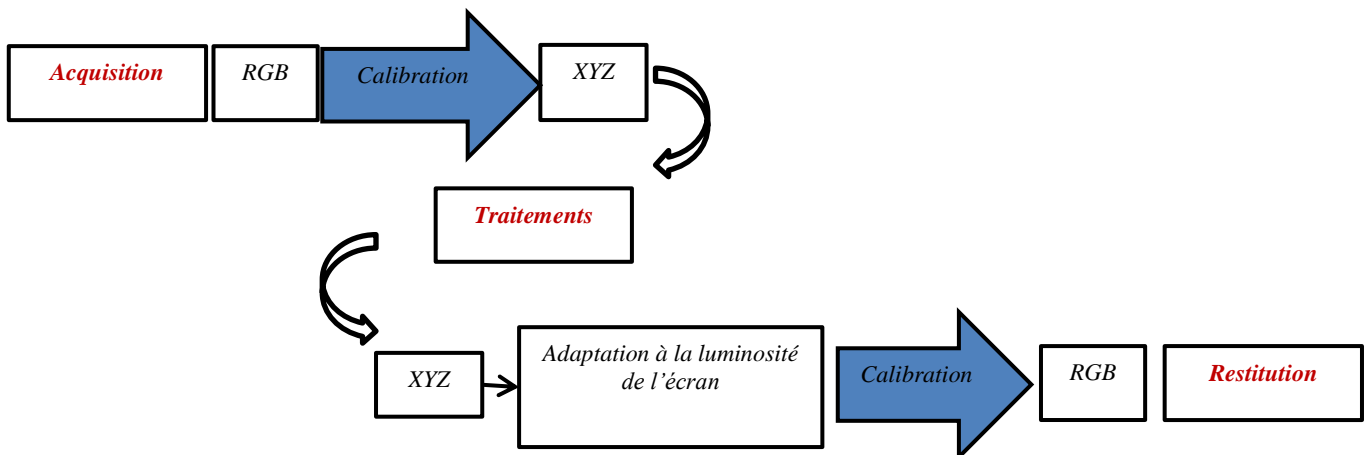


Figure 62 chaîne d'acquisition /restitution complète

La technologie (LCD ou OLED), et la taille de l'écran jouent un rôle important sur la caractérisation. Nous avons conclu que le modèle CRT est bon pour les écrans OLED qui respectent bien les deux

## Chapitre 2 : Chaîne d'acquisition restitution d'images numériques

hypothèses initiales, mais que ce n'est pas le cas pour les LCD. La caractérisation des lunettes a été un exercice difficile : il n'est en effet pas simple de réaliser des mesures spectroradiométriques directement sur l'image produite par les systèmes, ne serait-ce que par les problèmes d'encombrement du système de visée du spectroradiomètre.

Nous avons étudié la chromaticité des écrans et leur manière de discriminer les pastilles de couleurs et nous avons constaté que les écrans sont moins performants pour les pastilles non-saturées que pour les pastilles saturées.

En ce qui concerne les systèmes d'acquisition, nous avons réalisé la caractérisation pour deux appareils. Le premier qui a servi de référence, est l'appareil photo numérique Nikon D700 et le second est la caméra DFK AFU130-L53 destinée a priori à équiper notre système. Les résultats des caractérisations ont des coefficients de corrélation supérieurs à 0.98. La maîtrise des données des capteurs et les réglages donnés par le fabricant sont des éléments très importants pour caractériser les caméras. Dans le cas du Nikon, nous avons pu récupérer les données brutes capteurs (RAW), par contre pour la DFK nous avons dû éliminer tous les traitements auxquels le fabricant nous donne accès, mais il reste des traitements que nous ne maîtrisons pas, comme par exemple la balance des blancs, qui est prédéfinie par le fabricant. Il faudra faire la part entre rapidité et dynamique d'une part et maîtrise des traitements post capteurs d'autre part, dans le choix d'un système de capture d'image.

Chapitre 3 Evaluation des paramètres de la vision

**Chapitre 3 Evaluation des paramètres de la vision**

### 1. Introduction

Un des principes forts du projet est la volonté de pouvoir adapter précisément le dispositif l'aide à la vision de chaque sujet, à chaque stade d'évolution de la maladie. Il faut donc connaître plusieurs paramètres caractéristiques de cette vision pour réaliser cette adaptation. Ces paramètres sont pour certains mesurés lors de bilans orthoptiques menés de manière habituelle. Cependant, on constate que ces bilans ne fournissent pas toutes les données dont nous pouvons avoir besoin. Nous avons donc participé à la définition de tests dédiés, à leur conception et mise en œuvre, et nous avons également participé à des essais cliniques consacrés à ces tests.

### 2. Les tests classiques

Nous allons présenter ci-dessous les tests habituellement pratiqués lors d'un bilan orthoptique. Nous n'aborderons pas les tests d'imagerie (« fond d'œil », OCR, etc.).

#### 2.1. L'acuité visuelle

L'acuité visuelle est définie par la capacité du système visuel à discriminer les détails d'un objet dans le champ visuel. La taille des photorécepteurs et leur distance donne une première limite : au centre de la fovéa, la distance entre les cônes est de  $3\mu\text{m}$ , ce qui correspondrait à un angle minimum de résolution de  $1 \text{ min d'arc}$ . Lorsqu'une image se projette sur une zone excentrée de la rétine, la résolution diminue : à  $5^\circ$  de la fovéa, l'acuité ne vaut plus qu' $1/4$  de l'acuité centrale.

Mais il faut également tenir compte de l'ensemble de l'œil. L'acuité peut être impactée par la capacité d'accommodation, qui permet ou non de créer l'image dans le plan de la rétine, par la qualité de transparence des différents milieux qui peut entraîner des phénomènes d'absorption, par la taille de la pupille, qui peut entraîner des phénomènes de diffraction et par les mouvements oculaires (micro saccades).

L'acuité est mesurée en présentant des optotypes de différentes tailles. Les optotypes les plus utilisés sont les lettres, l'anneau de Landolt et les E de Snellen ([Zanlonghi 2012]).



Figure 63 Exemples d'optotypes

Snellen a établi en 1861 la définition suivante pour l'acuité :



## Chapitre 3 Evaluation des paramètres de la vision

$$\text{Acuité} = d/D \quad (49),$$

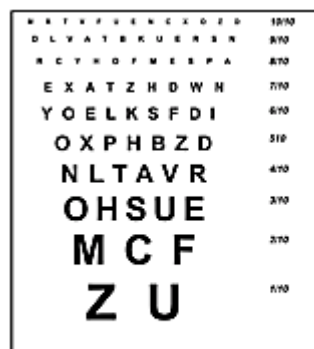
avec  $d$  distance entre l'observateur et l'optotype, et  $D$  : distance à laquelle il faut se placer pour que l'objet occupe un angle de 5min d'arc.

La valeur de référence, c'est à dire une acuité de 1, indique la possibilité de reconnaître un optotype occupant un angle de 5 min d'arc au niveau fovéolaire. Comme on l'a vu précédemment, il ne s'agit pas d'une valeur maximale (qui est plutôt de 1min d'arc).

Les méthodes de mesure varient en fonction des pays : en France, la pratique clinique repose sur l'utilisation de l'échelle de Monoyer pour la vision de loin, et l'échelle de Parinaud pour la vision de près.

L'échelle de Monoyer se compose 10 ou 12 lignes comportant des lettres, de taille décroissante, correspondant à une acuité allant de 0,1 à 1 ou 1,2, et doit être observée à une distance de 5m.

L'acuité de référence de 10/10 correspond donc à la possibilité de lire la ligne où chaque lettre occupe un angle de 5 min d'arc à une distance de 5 m.



Echelle de Monoyer



Echelle de Parinaud

Figure 64 Echelles de lecture pour la vision de loin (Monoyer) et la vision de près ( Parinaud)

La vision de près est évaluée lors d'un test dédié. En effet, en vision de près, il faut tenir compte de l'accommodation et du contrôle de la pupille, alors que pour les mesures précédentes, effectuées à une distance supérieure à 3m, l'œil peut être considéré comme au repos. Une différence entre les valeurs d'acuité de près et de loin indique donc un trouble du segment antérieur de l'œil.

La table de Parinaud se compose de courts paragraphes constitués de lettres dont la taille varie, qui doit être observée à une distance de 33cm. Une acuité normale correspond à la valeur Parinaud 2, et plus le nombre est grand, plus l'acuité est faible [Mazoyer 2002].

## Chapitre 3 Evaluation des paramètres de la vision

Les pays anglo-saxons utilisent des échelles différentes mais dont le principe est le même [Johnston 1991].

Pour terminer ce panorama des méthodes d'évaluation, il faut noter plusieurs points :

- les lettres sont toujours tracées avec un contraste maximal : lettres noires sur fond blanc. On verra par la suite que la notion de contraste est importante, et que les capacités visuelles dépendent au moins autant de la sensibilité au contraste que de l'acuité telle qu'on vient de la présenter [Kaiser 2009] ;
- certaines lettres comme L ou T sont mieux vues que G, Q ou B ; d'où les travaux de Sloan pour définir dix lettres dont la lisibilité est la même ;
- enfin, il est très important de souligner l'importance de l'éclairage : les mesures ne sont valides que pour des conditions d'éclairage données.

### **2.2. Mesure du contraste**

La sensibilité aux contrastes mesure la capacité de l'œil à discriminer des niveaux de gris. Au même titre que l'acuité, mais de manière indépendante, la sensibilité au contraste fait partie des paramètres permettant de caractériser les performances visuelles.

Plusieurs méthodes pratiques ont été développées pour mesurer la fonction de sensibilité aux contrastes à l'aide de tableaux dédiés.

Dans la pratique clinique, les mesures sont faites à partir de tableaux d'optotypes, par exemple, l'échelle de Pelli-Robson, constituée de plusieurs lignes de lettres, dont le contraste avec le fond uni va en diminuant (de 95 % en haut jusqu'à 0.5% en bas) [Pelli 1988]. Cette méthode ne donne pas accès à la totalité de la fonction de sensibilité au contraste, on mesure uniquement la valeur pour une taille d'optotypes, c'est-à-dire pour une fréquence spatiale donnée.

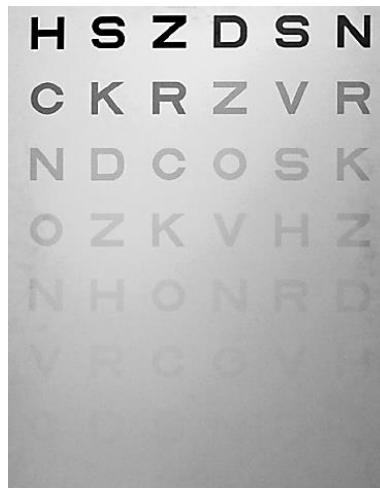


Figure 65 Echelle de Pelli Robson pour la mesure de la sensibilité au contraste<sup>14</sup>

Les mesures basées sur l'utilisation de réseaux sinusoidaux tels que les cartes de Campbell et Robson (figure 66) sont réputées pour être plus précises et reproductibles. Ces cartes représentent des motifs de bandes dont les niveaux de luminosité varient sinusoidalement entre une valeur max et une valeur min, la fréquence spatiale variant en abscisse, et le contraste  $\frac{L_{max}-L_{min}}{L_{max}+L_{min}}$  variant en ordonnée. Pour chaque fréquence spatiale, le seuil de contraste peut ainsi être déterminé.

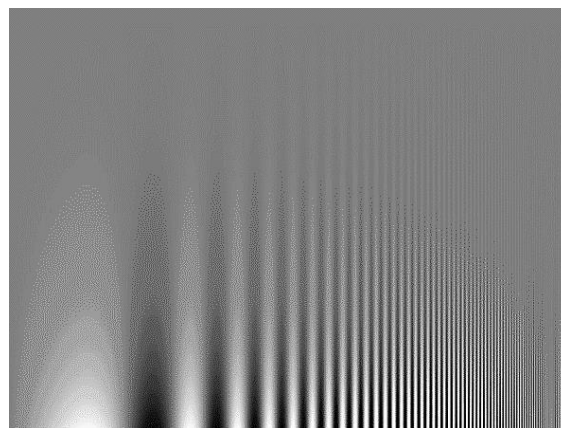


Figure 66 Diagramme de Campbell et Robson pour la mesure de la sensibilité au contraste

### 2.3. Mesure du champ visuel

Le champ visuel est la portion d'espace dans laquelle l'œil qui fixe est capable de détecter des stimuli visuels.

<sup>14</sup> ([http://theses.univ-lyon2.fr/documents/getpart.php?id=lyon2.2002.mazoyer\\_v&part=63119](http://theses.univ-lyon2.fr/documents/getpart.php?id=lyon2.2002.mazoyer_v&part=63119) )

### Chapitre 3 Evaluation des paramètres de la vision

Le champ visuel est étudié avec des cibles dont les caractéristiques varient en dimension, en contraste et en couleur, parfois aussi en mouvement. Les résultats de son exploration peuvent donner des informations sur des dysfonctionnements à plusieurs niveaux des voies optiques de la rétine au cortex :

- lorsque la détection n'est possible que pour de fortes intensités lumineuses, cela correspond à un trouble des milieux transparents de l'œil ;
- lorsque la détection n'est pas possible dans une zone du champ visuel, cela traduit un dysfonctionnement dans l'élaboration du message au niveau rétinien ou dans sa transmission jusqu'au cortex occipital (nerf optique, chiasma, corps genouillé latéral, cortex).

Une lacune localisée dans le champ visuel s'appelle un scotome.

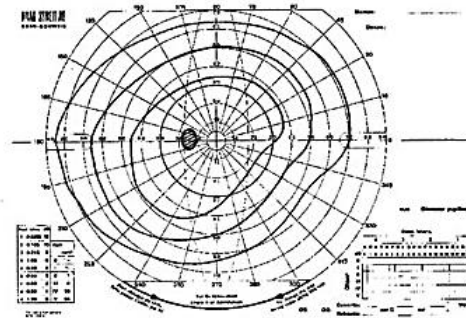
Lorsque le déficit dans le champ visuel s'étend à des secteurs entiers, on parle d'hémianopsie (atteinte d'une moitié du champ visuel) ou de quadranopsie (atteinte du quart du champ visuel). La connaissance de ces déficits peut aider à la localisation de l'atteinte neurologique.

La méthode utilisée en routine est la périmétrie manuelle de Goldman (figure 67) : le patient est assis, tête placée au centre d'une coupole et reposant sur une mentonnière, et son œil exploré regarde le point de fixation central. On déplace un point lumineux, de la périphérie vers le centre, et on note le point d'apparition du stimulus ; cela est réitéré avec des intensités lumineuses décroissantes.

Le champ visuel de chaque œil est reporté sur un schéma où le centre est le point de fixation, centré sur 24 rayons (les méridiens) et autour duquel s'articulent des cercles concentriques, tous les 10° (les parallèles). Les limites des zones qui voient un stimulus lumineux de même intensité sont les isoptères.



**Périmétrie cinétique avec la coupole de Goldman**  
Mesure du champ visuel par périmétrie cinétique

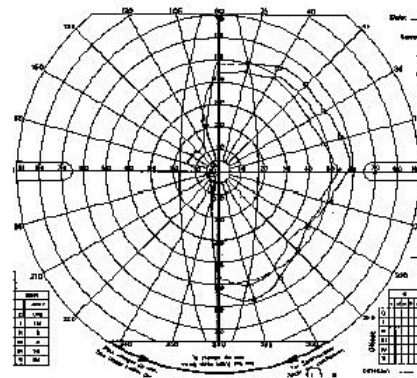


**œil gauche**

**Campimétrie de l'œil gauche**  
Champ visuel normal en périmétrie cinétique



**Coupole de Goldman (vue des côtés patient et praticien)**  
Au dos de la coupole, un levier solidaire d'un pantographe permet de déplacer manuellement l'index lumineux.



**Carte obtenue après une exploration avec une coupole de Goldman**  
Cas d'une hémianopsie

**Figure 67 mesure du champ visuel par périmétrie Goldman<sup>15</sup>**

Il existe également des dispositifs automatisés, qui permettent de faire apparaître des stimuli lumineux réglables en intensité.

#### 2.4. Evaluation de la vision des couleurs

Les tests de vision des couleurs visent à répondre à différents objectifs: le diagnostic initial de daltonisme, le suivi de l'évolution de certaines maladies, ou la capacité à effectuer des tâches, dans des domaines professionnels particuliers.

<sup>15</sup>[http://accs.ens-lyon.fr/accs/thematiques/neurosciences/actualisation-des-connaissances/vision/comprendre/cas\\_anomalies\\_vision/tech\\_explo\\_vision/folder2.2005-06-14.5583248392](http://accs.ens-lyon.fr/accs/thematiques/neurosciences/actualisation-des-connaissances/vision/comprendre/cas_anomalies_vision/tech_explo_vision/folder2.2005-06-14.5583248392)

### 2.4.1. Les méthodes à lampes

Pour vérifier l'aptitude à certaines professions, certains tests utilisent des lampes (ou « lanternes »), qui génèrent des signaux lumineux semblables à ceux rencontrés dans le cadre professionnel considéré : c'est le cas par exemple pour le recrutement dans les forces armées (par exemple au Canada et en Inde) ou pour les chemins de fer [ACFC 2018].

### 2.4.2. Les planches pseudo isochromatiques (PIC)

L'exemple le plus connu est le test d'Ishihara [Ishihara 1960], qui permet d'identifier les sujets avec des modifications sur les cônes M et L uniquement (pas sur les cônes S), mais sans donner d'indication précise sur la gravité de l'atteinte.

On distingue plusieurs types de planches pseudo-isochromatiques à l'intérieur des albums (figure 68):

- les planches de démonstration : lisibles en principe par tout sujet, normal ou pathologique.
- les planches d'épreuve : lues par le sujet normal et non par le sujet pathologique.
- les planches de confusion : lues différemment par le sujet normal et le sujet pathologique.
- les planches de contre-épreuve : lues par le sujet pathologique et non par le sujet normal.
- les planches de diagnostic qualitatif : précisent l'axe du déficit coloré, le motif et le fond étant sur l'axe neutre d'un type donné de dyschromatopsie.
- les planches sans motif sur le fond.

La lecture correcte des planches de diagnostic peut éliminer toute suspicion de dysfonctionnement de la vision des couleurs, par contre une lecture incorrecte signifie une dyschromatopsie d'axe protan ou deutan qu'on ne peut pas quantifier.

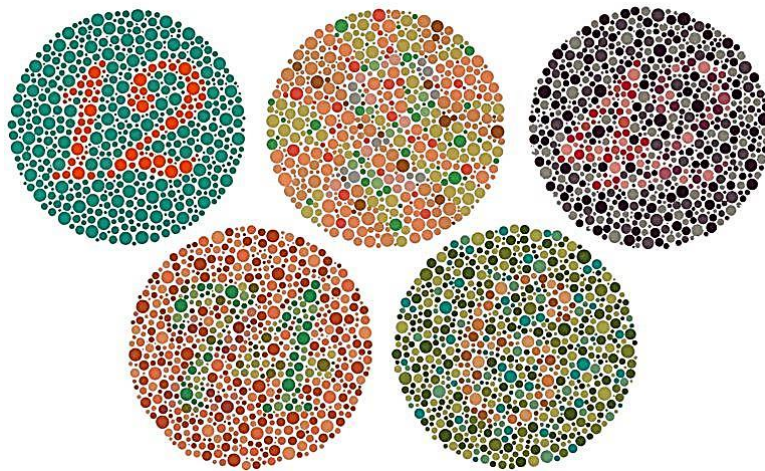


Figure 68 Planches d'Ishihara pour l'évaluation de la vision des couleurs

## Chapitre 3 Evaluation des paramètres de la vision

D'autres tests dans la même famille ont été conçus spécifiquement pour les enfants (avec des objets à la place des chiffres), ou pour les déficiences de type Tritan , par exemple les planches de Lanthony [Lanthony 1987].

### 2.4.3. Les tests d'arrangement

Par test d'arrangement, on entend toutes les méthodes reposant sur la capacité du sujet à classer des pastilles colorées en fonction de leur proximité chromatique.

Le plus couramment utilisé en clinique est le test développé par Farnsworth [Farnsworth 1943], où le sujet doit classer 15 pastilles colorées. Les pastilles présentent une même luminosité et leurs points représentatifs sont à peu près équidistants dans le diagramme de chromaticité.



Figure 69 Test de Farnsworth pour l'évaluation de la vision des couleurs

L'ordre des pions donné par le sujet est reporté sur une feuille de protocole en reliant les chiffres inscrits au dos de chaque pion. Le tracé est circulaire, suivant l'ordre naturel des nombres, chez un patient normal ; le tracé est confus, formé par une série de lignes joignant des couleurs différentes, voire opposées, chez un sujet pathologique. Le nombre et la nature des erreurs dans l'organisation de l'ordre des couleurs permettent de discriminer les problèmes liés aux cônes L, M ou S à partir du tracé des réponses, qui fait apparaître les lignes de confusion caractéristiques des différentes dyschromatopsies.

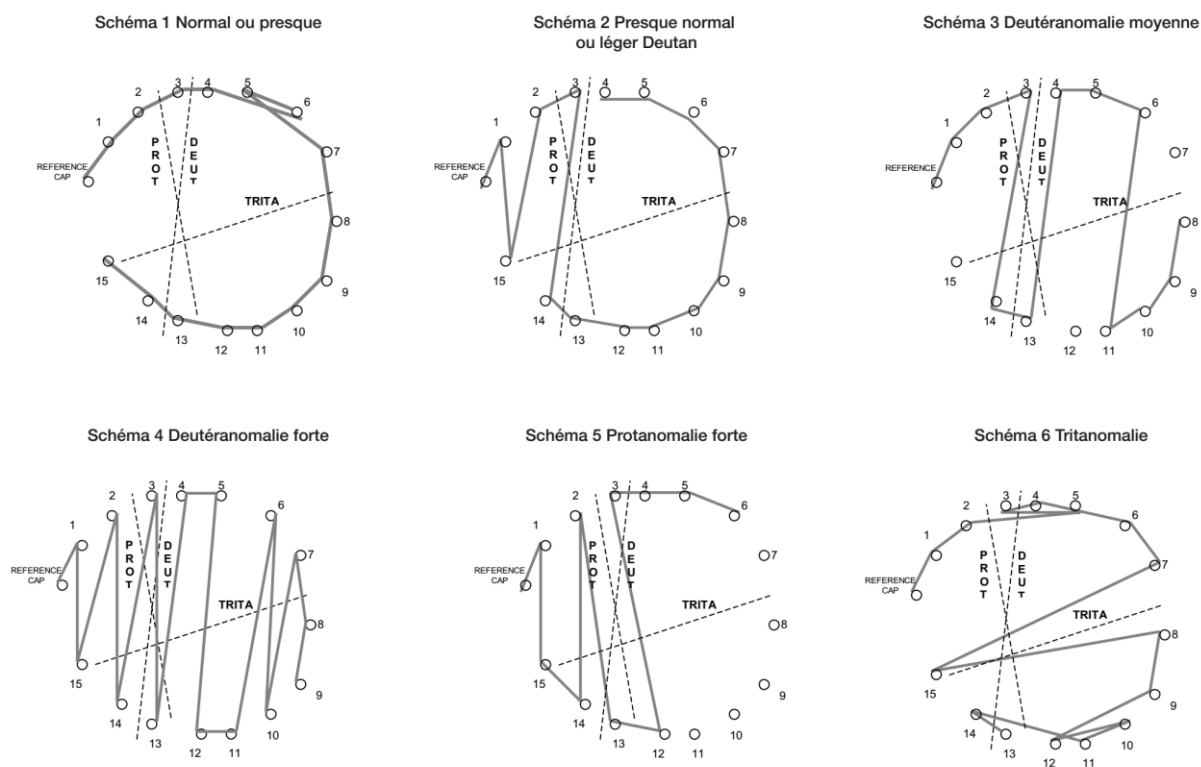


Figure 70 Exemples de tracé obtenu par un test de Farnsworth [Roudinsky 2008]

Une version plus complète utilisant 80 pastilles est également disponible, mais vu la durée de son administration, cette version est limitée aux évaluations dans le cadre de la recherche.

Les tests pseudo-isochromatiques et d'arrangement sont susceptibles de rencontrer les mêmes limites: leur principal problème est leur dépendance aux conditions d'éclairage, des résultats fiables ne peuvent être obtenus qu'avec des sources lumineuses standardisées. De plus, le vieillissement et la manipulation avec les doigts peuvent dégrader la couleur des plaques ou des pastilles. Enfin, l'interprétation des résultats repose en grande partie sur l'expérience de l'investigateur.

### 2.4.4. Les anomaloscopes

Le quatrième type de tests est basé sur une étude spectrale, à partir d' « anomaloscopes »: on demande au sujet de réaliser des appariements métamériques d'un point lumineux coloré en mélangeant deux lumières [Walsh 2016]. Pour pouvoir détecter tous les types d'anomalie de la vision des couleurs, on peut utiliser 2 équations colorées métamères, une rouge-vert (Rayleigh) et une bleu-jaune.

Pour explorer le versant 'rouge-vert', on utilise l'équation 'rouge + vert = jaune'. Un mélange de rouge et de vert est comparé à un jaune de référence [R 670 nm + V 546 nm = J 589 nm].



## Chapitre 3 Evaluation des paramètres de la vision

Pour explorer le versant 'bleu-jaune', on utilise l'équation 'violet-bleu + bleu-vert = cyan + jaune'. Un mélange de violet-bleu et de bleu-vert est comparé à un cyan de référence.

Citons par exemple :

- l'anomaloscope de Nagel, qui permet de réaliser l'équation de Rayleigh, à partir de 3 primaires : vert, rouge et jaune ;
- l'anomaloscope HMC (Multi Color Anomaloscope de Heidelberg) a été réalisé pour les équations de Rayleigh et Moreland ;
- le colorimètre automatique Color-Vision-Mater CVM-712 est prévu pour la méthode des 2 équations colorées.

Les mesures utilisant des anomaloscopes sont très précises, mais en pratique, ne sont utilisées que dans le cadre de la recherche scientifique, en raison du coût élevé et de la nécessité d'une formation poussée de l'examineur.

### 2.4.5. Les tests informatisés

Les tests informatisés sont souvent présentés comme une alternative prometteuse aux tests classiques: ils semblent moins coûteux, permettant un traitement et un stockage automatisés et donc moins de temps [Campbell 2016]. Ils peuvent également être administrés à distance, en ligne: une variété de sites Web propose des versions numériques de tests classiques comme des plaques d'Ishihara, ou des pastilles de Farnsworth. Dans une approche plus rigoureuse, les tests informatisés ont été validés par des essais cliniques et comparés à des tests classiques. Par exemple, Shin *et al* [Shin 2007] ont développé un nouveau type de test d'arrangement, Nakamura et al [Nakamura 2016] ont conçu des plaques pseudo-isochromatiques.

Ces tests ont été largement étudiés depuis longtemps et leur fiabilité, leur reproductibilité et leur précision ont été prouvées.

Cependant, pour la majorité d'entre eux, aucune donnée quantitative sur la perception des contrastes de couleurs n'est disponible. Ces tests présentent clairement certaines limites, principalement dues à l'équipement: pour être fiables et donner des résultats précis et reproductibles, ils doivent nécessairement être administrés avec des moniteurs dont les caractéristiques colorimétriques sont parfaitement connues.

### 2.5. Tests d'éblouissement

Plusieurs tests existent pour évaluer l'impact d'une source lumineuse intense sur les capacités visuelles [Aslam 2007] [Elliott 1993]. Il peut s'agir de lecture de cartes type Pelli Robson, en présence

## Chapitre 3 Evaluation des paramètres de la vision

d'une lumière supplémentaire, dont on peut faire varier l'angle d'incidence (par exemple le BAT ([Holladay 1987])). Il existe également des dispositifs intégrés, pour lesquels on peut faire varier à la fois la position et l'intensité lumineuse (par exemple le Vistech MCT 8000). Les intensités peuvent être importantes ( $345\text{cd/m}^2$  pour le BAT, plus de  $1000\text{cd/m}^2$  pour d'autres) et donc entraîner une gêne durable pour les sujets atteints de glaucome ou de rétinite pigmentaire. De plus, les résultats obtenus ne sont pas corrélés avec les réponses fournies par les patients dans les questionnaires sur la qualité de vie.

### 3. Les tests développés dans le cadre de cette étude

Nous avons vu que les pathologies telles que la RP et le glaucome provoquent une sensibilité à la lumière avec un seuil d'éblouissement pouvant être très bas, ainsi qu'une héméralopie, avec une baisse de la sensibilité au contraste très importante en ambiance sombre. Mais il n'existe pas de tests donnant une valeur objective de cette sensibilité à la lumière. Or, nous souhaitons pouvoir paramétrer nos traitements d'images pour les adapter à la vision de chacun, nous avons besoin d'une méthode de test pour obtenir cette information.

D'autre part, nous souhaitons aussi pouvoir travailler sur le contenu chromatique des images, afin de les rendre plus facilement perceptibles à chacun. Les tests de la vision des couleurs classiques permettent de classifier le type de dyschromatopsie, et pour certains de donner une échelle de gravité de l'atteinte. Par contre, ils ne donnent pas directement accès à la valeur du seuil de contraste.

Dans ce paragraphe, nous proposons différents tests pour mesurer :

- le seuil minimal et le seuil maximal de luminosité pour chaque sujet.
- le seuil de contraste coloré dans tout l'espace

Ces seuils seront utilisés dans la suite de nos travaux de thèse pour personnaliser les différents traitements proposés pour améliorer la perception des images.

#### 3.1. Seuils de luminance

Un partenariat a été établi avec le CHU de Nîmes et l'Institut Aramav pour la réalisation d'un essai clinique, dont l'objectif principal était la mesure de la plage de luminosité confortable, c'est-à-dire les valeurs des seuils inférieur  $L_{\min}$  et supérieur  $L_{\max}$ .

Après la rédaction du protocole de test, et sa présentation devant un Comité de Protection des Personnes (CPP) siégeant au CHU, l'inclusion des sujets a permis de commencer l'essai.

### 3.1.1. Conception des tests

Les seuils de luminance inférieur et supérieur sont déterminés lors d'une tâche de reconnaissance de lettre : le sujet est assis devant un écran sur lequel vont apparaître des lettres noires sur un fond gris dont la luminance va varier, passant du très sombre au très lumineux ou l'inverse. La taille des lettres est choisie de façon à s'adapter à l'acuité et du champ visuel de chaque sujet : on fait l'hypothèse que tant que le niveau de luminosité du fond ne cause pas de gêne, la lettre sera immédiatement reconnue. Par contre, dès que le sujet commencera à être ébloui, il n'aura pas le temps de reconnaître la lettre, compte tenu du temps très court pendant lequel elle est affichée (400ms).

On sait que lors de tests psychophysiques, un sujet peut donner des réponses différentes pour un même stimulus physique, selon par exemple son état aux différents moments de présentation de ce même stimulus. De la même manière, un sujet peut fournir une réponse identique à deux valeurs de stimulation physiquement distinctes. La relation entre le stimulus physique et la réponse humaine est clairement de nature statistique : chaque réponse est liée, avec une certaine probabilité, à un ensemble de valeurs physiques qui, selon les conditions, peuvent déclencher l'une ou l'autre des réponses. Il a donc été décidé d'utiliser une méthode en escalier (méthode « 2 up and 1 down ») pour dépasser cette contrainte.

Prenons le cas de la mesure du seuil inférieur  $L_{\min}$  :

Le test commence par une étape de présentation, le niveau de luminance du fond est choisi de manière à être ressenti comme « confortable » par le sujet. Ensuite ce niveau va être diminué d'un certain incrément DL chaque fois que le sujet reconnaît au moins 2 lettres sur 3 consécutives. Si le sujet ne reconnaît qu'une ou zéro lettre, le niveau est augmenté d'un incrément DL/2. La variation sera à nouveau négative dès lors que le sujet validera un triplet de lettres, et ainsi de suite. On va donc observer une succession d'inversion de sens de variation, avec à chaque fois un incrément divisé par deux, la valeur du seuil est alors obtenue par encadrement (voir figure 71).

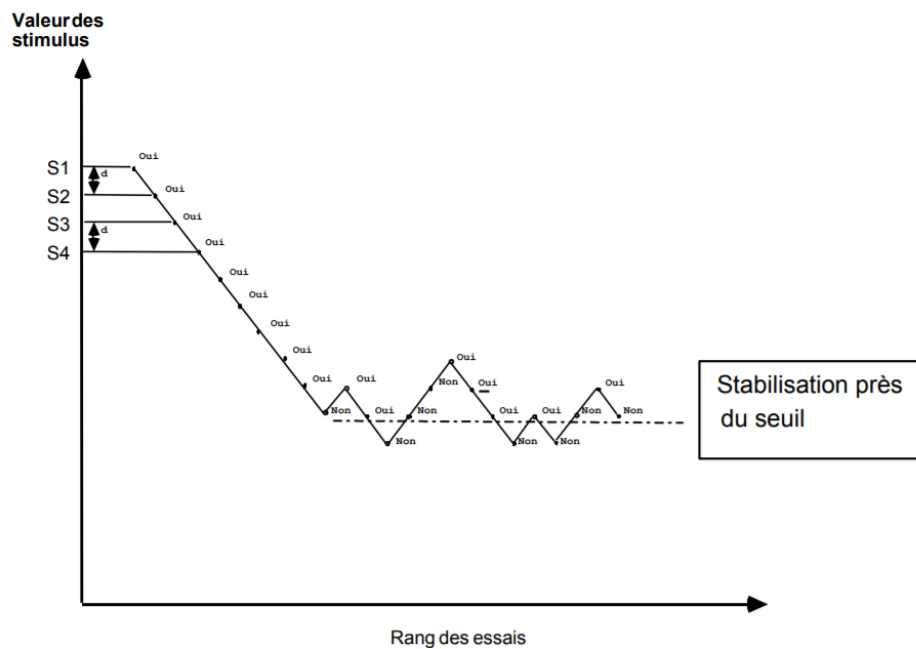


Figure 71 Principe de l'escalier psychophysique (descendant)

On a choisi d'arrêter le test au bout de 3 inversions successives, ou dès que le sujet signale une gêne importante.

De la même façon, pour la mesure du  $L_{max}$ , la luminosité du fond sera augmentée à chaque fois que le sujet reconnaîtra au moins 2 lettres sur 3.

Cette méthode nécessite de pouvoir piloter précisément la valeur physique réelle de la luminance émise par l'écran, cela est rendu possible par l'étape de calibration, présenté au chapitre précédent.

Par ailleurs, la plage de mesure est limitée par les performances de l'écran utilisé (soit un niveau maximum de  $200\text{cd/m}^2$  et minimum de  $0.3\text{cd/m}^2$  pour l'écran utilisé), mais cela ne constitue pas une limitation en soi : ces valeurs sont du même ordre de grandeur que celles présentées par les visiocasques commercialisés actuellement.

### 3.1.2. Développement des tests

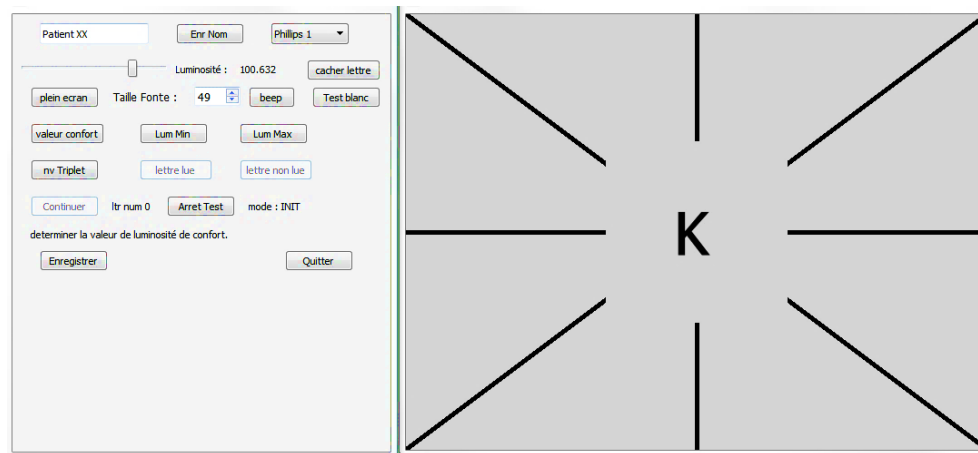
Un logiciel a été développé sur Qt en utilisant OpenCv pour la réalisation de ce test. Il permet :

- le choix de la taille des lettres (en fonction de l'acuité et du champ de vision de chaque sujet : la lettre doit être assez grande pour s'adapter à son acuité mais elle doit aussi apparaître en entier dans son champ de vision)
- la création d'un signal sonore (bip) pour prévenir de l'apparition de la lettre, avec la possibilité de régler le niveau sonore
- l'affichage successif des lettres, de manière aléatoire,

## Chapitre 3 Evaluation des paramètres de la vision

- le réglage du niveau de la luminosité du fond, de manière manuelle ou automatique
- la création d'un fichier pour chaque session, avec l'identifiant du sujet, son niveau de confort, la succession des lettres, avec les niveaux de luminosité associés et les réponses du sujet.

L'interface expérimentateur est illustrée dans la figure 72.



**Figure 72** Test de mesure de seuils de luminosité. **A gauche : interface test luminosité maximale et minimale à gauche pour l'examineur ; A droite : ce que voit le sujet**

### 3.1.3. Les sujets

La population de l'étude est constituée de sujets présentant un rétrécissement concentrique du champ visuel (rétinite pigmentaire, glaucome). Les critères d'inclusion étaient les suivants :

- une acuité du meilleur œil supérieure ou égale à 1/10 en vision de près,
- un champ visuel binoculaire compris entre 1° et 30°,
- une bonne fixation centrale, absence de scotome central,
- une capacité motrice permettant d'utiliser un clavier d'ordinateur avec une main.

La population étudiée était composée de 9 hommes et 6 femmes. Ces individus étaient âgés en médiane de 49 [42-53] ans et 14 d'entre eux présentaient une Rétinite Pigmentaire (1 cas de Glaucome). Ils présentaient leur handicap depuis 21 [11- 40] ans au moment de leur inclusion. 9 présentaient des antécédents de cataracte.

Tous les sujets sont soumis à un bilan orthoptique lors de leur inclusion dans le protocole. Les données du bilan orthoptique sont présentées ci-après :

Table 8 : Résultats du bilan orthoptique

	Effectif	Médiane	1er quartile	3ème quartile	Moyenne	Ecart-type	Minimum	Maximum	Nombre manquant
Bilan orthoptique: Acuité de loin OD	15	1.00	0.00	3.20	1.91	2.45	0.00	8.00	0
Bilan orthoptique: Acuité de loin OG	15	2.50	1.00	5.00	2.86	2.38	0.00	8.00	0
Bilan orthoptique: Acuité de loin binoculaire	14	2.00	1.20	4.00	3.01	2.44	0.60	8.00	1

	Effectif	Médiane	1er quartile	3ème quartile	Moyenne	Ecart-type	Minimum	Maximum	Nombre manquant
Bilan orthoptique: Acuité de près OD	15	1.20	0.00	4.00	1.98	1.84	0.00	5.00	0
Bilan orthoptique: Acuité de près OG	15	2.00	1.00	4.00	2.67	2.17	0.00	8.00	0
Bilan orthoptique: Acuité de près binoculaire	14	2.75	1.20	4.00	2.94	1.92	1.00	8.00	1

	Effectif	Médiane	1er quartile	3ème quartile	Moyenne	Ecart-type	Minimum	Maximum	Nombre manquant
Bilan orthoptique: Champ visuel (test de Goldmann) OD	13	10.00	8.00	15.00	10.85	6.67	0.00	20.00	2
Bilan orthoptique: Champ visuel (test de Goldmann) OG	14	10.00	8.00	10.00	11.36	4.85	7.00	20.00	1
Bilan orthoptique: Champ visuel (test de Goldmann) Binoculaire	12	10.00	7.00	13.50	10.83	5.13	5.00	20.00	3

En ce qui concerne les mouvements oculomoteurs : 15 présentaient une fixation normale, 13 des poursuites normales, 12 des saccades normales, 6 une vergence normale pour l’œil droit et 6 une vergence normale pour l’œil gauche.

### 3.1.4. Résultats et discussion

Les résultats de mesures des seuils pour 15 patients sont montrés dans le tableau ci-dessous :

Table 9 : résultats des tests de mesure des seuils maximum et minimum de luminosité

	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	P10	P11	P12	P13	P14	P15
Lmax (cd/m <sup>2</sup> )	92	192	84	175	200	117	30	200	170	38	174	177	192	30	192
Lmin (cd/m <sup>2</sup> )	6	2.3	5	0.5	6	4	2	2	1	0.3	0.7	3	6	0.5	0.8

Pour 13 sujets (soit 86 % des sujets), le seuil L<sub>max</sub> est inférieur au niveau maximum que peut fournir l’écran. Cela signifie que pour ces sujets, il faudra pouvoir limiter le niveau de luminance émise si l’on veut leur assurer un bon confort lors de l’utilisation du visiocasque.

Le seuil minimum est supérieur à 1cd/m<sup>2</sup> pour 10 sujets. Cela n’est pas surprenant car on sait que la sensibilité au contraste diminue très fortement pour les sujets atteints de RP [Oomachi 2011].

### Chapitre 3 Evaluation des paramètres de la vision

Nous devons en tenir compte lorsque nous chercherons à optimiser les images affichées.

Considérons la fonction de transfert  $L = f(R,G,B)$  pour le visiocasque OSVR.

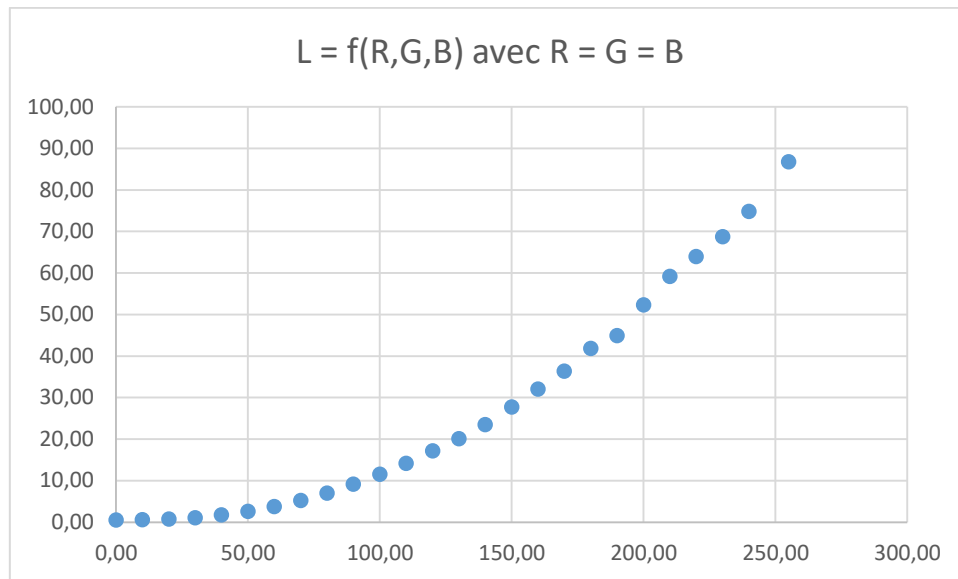


Figure 73 Fonction de transfert de luminance OSVR

L'affichage sur l'écran de ce casque est réalisé en 8 bits, soit 255 valeurs possibles pour coder la plage de luminance.

Mais en fait, un sujet qui présente un  $L_{\min} = 6 \text{ cd/m}^2$  n'est pas sensible aux variations du code RGB tant que  $R = B = G$  est inférieur à 50 (voir figure 73). Cela veut dire qu'on ne dispose en fait que de  $255 - 50 = 205$  valeurs possibles pour coder la luminance L.

Cela sera donc une contrainte importante lorsque nous allons essayer de traiter les images de façon à les rendre à la fois proches de la réalité mais aussi adaptées à chaque utilisateur.

On peut noter la très grande dispersion des résultats obtenus. Les valeurs médianes pour  $L_{\max}$  et  $L_{\min}$  sont  $174 [84-192] \text{ cd/m}^2$  et  $2 [0.7-5] \text{ cd/m}^2$  respectivement. Nous n'avons pas trouvé de relation entre :

- les valeurs  $L_{\max}$  et  $L_{\min}$  pour chaque sujet
- les valeurs  $L_{\max}$  ou  $L_{\min}$  et les paramètres obtenus lors du bilan orthoptique (acuité ou champ visuel).

Ce résultat est à rapprocher de celui présenté dans [Gawande 1989] : dans cette étude, des patients atteints de RP répondent à un questionnaire sur leur sensibilité à la lumière, et sont soumis à différents tests pour mesurer leur vitesse d'adaptation aux changements lumineux et leur baisse

d'acuité en situation d'éblouissement. Il n'apparaît pas de corrélation entre le sentiment d'être très sensible à la lumière, et les résultats des mesures en cas de photostress. Les auteurs concluent donc que la photoaversion résulte de nombreux facteurs.

### 3.2. Evaluation de la vision des couleurs

Dans cette partie nous allons présenter un nouveau test de vision des couleurs informatisé, visant à donner accès aux seuils de détection du sujet pour la couleur dans tout le gamut d'un dispositif d'affichage caractérisé colorimétriquement. Ensuite, nous allons présenter les résultats préliminaires de ce test pour sa validation.

Aujourd'hui, nous savons que les lignes de confusion, ou lignes isochromatiques dichromatiques, existent et convergent en un seul point dans l'espace colorimétrique CIE 1931 (figure 74 pour chaque type de déficience de la vision des couleurs [Birch 1973]). Les couleurs représentées le long d'une telle ligne sont perçues comme identiques si aucun contraste de luminance n'est présent. Les mêmes lignes sont également vraies pour les types correspondants de trichromatisme anormal, mais alors la zone de confusion est plus courte et la gamme complète des chromaticités n'est pas incluse. Ces lignes de confusion sont souvent représentées

Les coordonnées chromatiques  $x$  et  $y$  dans l'espace CIE XYZ pour chacun des points copunctaux caractéristiques d'un type de déficience de la vision des couleurs sont les suivantes :

- protanopie (0.7465, 0.2535)
- deutéranopie (1.4, -0.4)
- tritanopie (0.1748, 0.0)

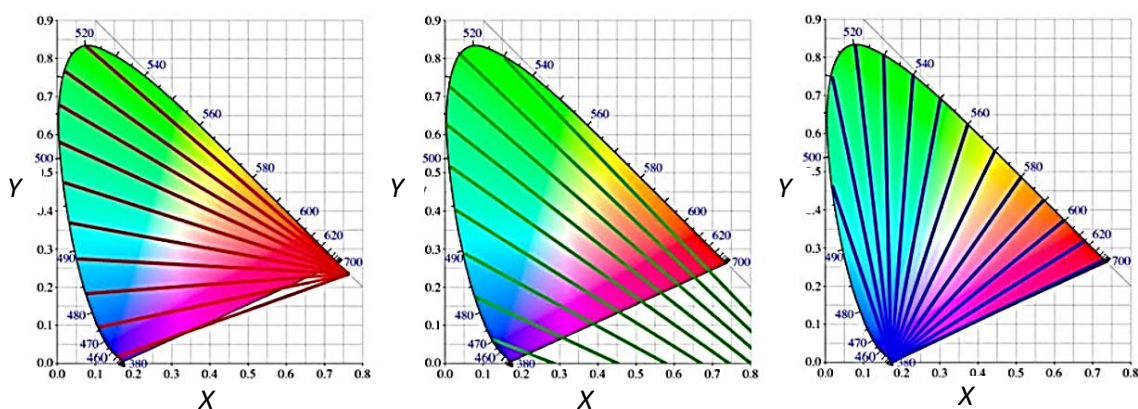


Figure 74 Les trois types d'axes de confusion de couleurs : protanopie, deutéranopie, et tritanopie



## Chapitre 3 Evaluation des paramètres de la vision

Les lignes de confusion et les points de convergence dichromatiques placent la déficience de la vision des couleurs dans un cadre mathématique. Pour cette raison, cette information est utile pour de nombreux types d'applications.

### 3.2.1. Conception des tests

Notre méthode décrit un nouveau test permettant d'accéder à des connaissances précises sur des seuils de perception des contrastes de couleurs. Ce test n'est pas conçu pour le dépistage de la cécité congénitale, mais le type d'informations qu'il peut fournir est un élément important dans la conception de notre dispositif d'assistance pour les malvoyants ou daltoniens, car ils permettent d'adapter les images affichées sur le dispositif avec des fonctionnalités visuelles adaptées à l'utilisateur.

Les sujets sont assis à 70 cm devant un écran d'ordinateur. Les stimuli sont composés de deux carrés colorés concentriques, sur un fond neutre gris. La luminance des stimuli et celle du fond sont maintenues à 20 cd / m<sup>2</sup> tout au long du test. Ce niveau est au-delà de la plage de détection des photorécepteurs bâtonnets, ce qui rend peu probable que les bâtonnets participent à la perception. Les carrés occupent respectivement 3,3 ° et 8,2 ° dans le champ de vision du sujet. Au début, les deux carrés présentent la même couleur.

La couleur du carré intérieur est modifiée pas à pas autour du point initial, les coordonnées chromatiques appartenant toujours à une ligne de confusion donnée. L'incrément du pas a été dimensionné pour être légèrement inférieur au rayon d'ellipse de McAdam. Les sujets sont invités à dire dès qu'ils détectent une différence entre les deux carrés. Ensuite, une autre couleur initiale est définie pour les deux patches, et le processus continu, jusqu'à ce que toute la ligne de confusion dans le gamut du moniteur soit parcourue. Trois lignes de confusion (correspondant à la protanopie, à la deutéranopie et à la tritanopie) sont successivement étudiées. Nous avons choisi d'étudier dans chacun des trois cas la droite passant par le point achromatique.

### 3.2.2. Développement des tests

Un logiciel a été développé sous MATLAB.

L'interface expérimentateur (figure 75) permet :

- de choisir l'axe selon lequel la variation va se faire ;
- de régler le niveau de luminance ;
- de modifier les valeurs avec un curseur et de les afficher.

Les stimuli sont affichés sur un moniteur LCD, qui a préalablement subi une caractérisation colorimétrique.

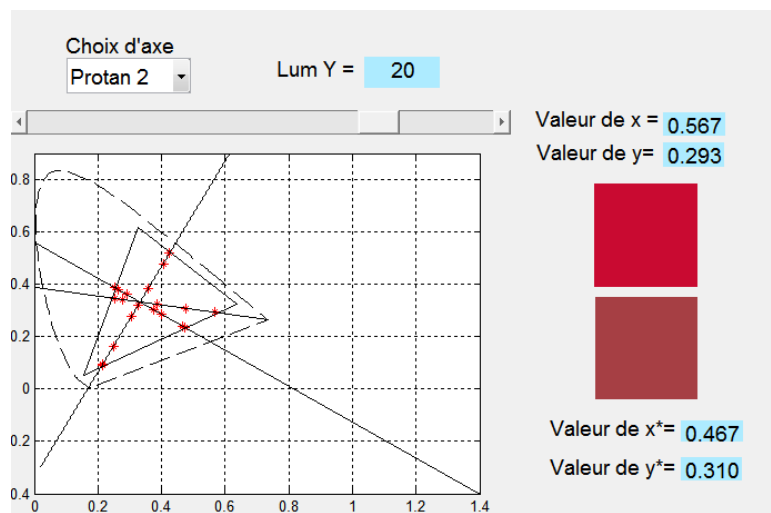


Figure 75 Test de mesure des seuils de couleur : interface examinateur montrant les lignes de confusion et le gamut de l'écran. Les points rouges indiquent les coordonnées xy dont les variations sont effectuées en fonction de la position du curseur en bas

### 3.2.3. Sujets

Ce test a été mené sur 10 sujets avec une vision des couleurs normale (NCV 1 à NCV10), et trois sujets avec une vision des couleurs déficientes (DCV1 à DCV3), de type deutéranomalie, déterminée à partir d'un test d'Ishihara. Tous présentent une vue normale ou corrigée à l'acuité normale. Les âges vont de 18 à 59 ans.

### 3.2.4. Résultats

Pour chaque point de mesure le long des trois axes, les sujets indiquent pour quelle valeur  $x_1$  et  $x_2$  de chaque côté du point initial ils perçoivent une différence de couleur. Les valeurs de seuil de distance (DT) sont calculées comme la distance euclidienne dans le plan xy:

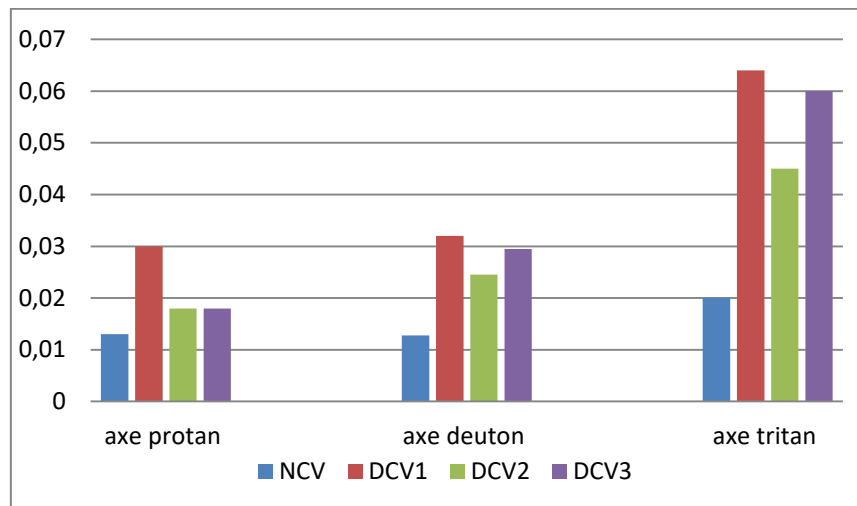
$$DT = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2} \quad (50)$$

Bien que l'espace chromatique XYZ et le plan xy soient connus pour ne pas être perceptuellement uniformes, cette méthode a été choisie parce qu'elle conduit à une comparaison pratique avec les données trouvées dans la littérature, comme nous le verrons plus loin. Les résultats sont résumés dans la figure 76.

Les sujets avec une vision des couleurs déficientes (sujets DCV) présentent une discrimination des couleurs moins bonne, avec des valeurs DT deux à trois fois plus élevées. Cependant, cette

### Chapitre 3 Evaluation des paramètres de la vision

discrimination existe, pour des points assez éloignés le long de la ligne. Ce résultat n'est pas surprenant: les équations de ligne de confusion ont été dérivées de données expérimentales recueillies à partir de correspondances métamériques pour des stimuli occupant 1° d'angle visuel. Pour les stimuli de taille plus importante, c'est-à-dire lorsque la vision para-fovéale est activée, on sait que les zones de confusion sont moins étendues [Broacks 2010]. Knoblauch *et al.* [Knoblauch 1987] ont également mis en évidence une amélioration des performances avec l'augmentation de la taille des stimuli du test de Farnsworth D-15 (10°).



**Figure 76 Valeurs DT pour trois lignes de confusion. NCV: valeur DT moyenne pour les sujets avec vision de couleur normale. DCV1 à DCV3: Valeurs DT pour les trois sujets avec une vision des couleurs déficiente**

En regardant la relation entre la couleur (caractérisée par les coordonnées chromatiques dans le diagramme CIE xy) et les valeurs de seuil, les résultats sont en accord avec la théorie de la perception des couleurs. La figure 77 montre le DT moyenné pour quatre points le long de l'axe tritan dans le gamut du moniteur, dont les coordonnées sont données dans la table 10. On constate que la distance augmente lorsque les mesures sont effectuées du bas à gauche en haut à droite, en accord avec la taille croissante de l'ellipse de McAdam du bleu au vert.

**Table 10 : coordonnées xy pour quatre points le long de l'axe tritan**

$x_1 y_1$	0,2984	0,2633
$x_2 y_2$	0,3803	0,4283
$x_3 y_3$	0,3803	0,4283
$x_4 y_4$	0,4133	0,4949

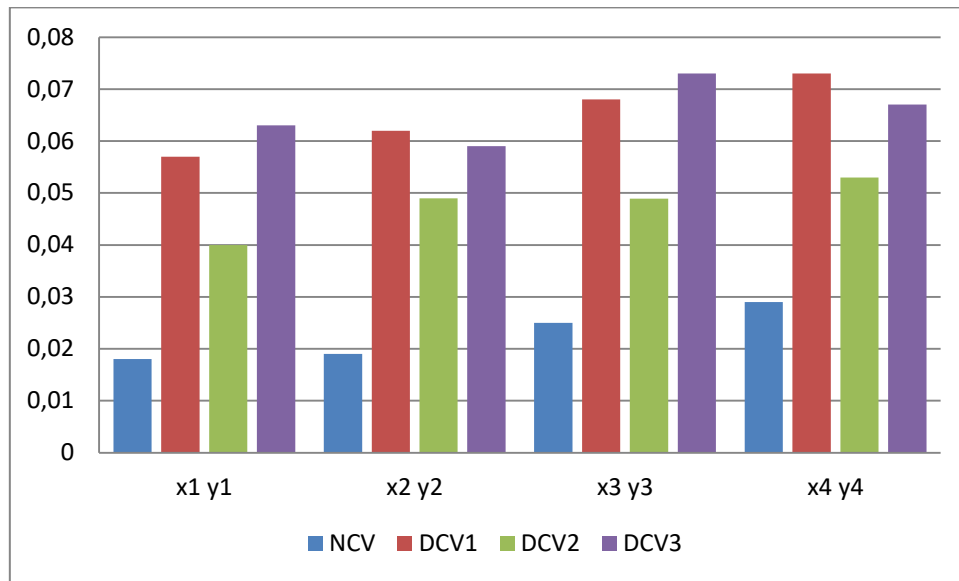


Figure 77 Variations du DT pour les quatre points de mesure  $x_i y_i$ , le long de l'axe tritan précisés table 10. NCV: sujets ayant une vision des couleurs normale. DCV1 à DCV3: trois sujets ayant une vision des couleurs déficiente

L'augmentation est plus grande pour les sujets DCV, et ce résultat est également en accord avec la théorie de la perception des couleurs : en cas de trichromaticité anormale, les courbes de sensibilité en longueur d'onde des cônes L et M présentent un plus grand chevauchement qu'en vision normale, ce qui correspond à une différence plus faible entre les excitations des cônes L et M pour la région du spectre dans les longueurs d'onde moyennes et longues parties du spectre.

### 3. Conclusion

Nous avons caractérisé et évalué la vision des sujets en utilisant les tests que nous avons développés pour mesurer les seuils de la luminosité minimale et maximale et les seuils des contrastes des couleurs. Dans le dispositif d'aide aux malvoyants qui fait le sujet de cette thèse, les différentes aides proposées dans le chapitre suivant sont des traitements d'images adaptés et spécifiques qui utilisent les caractéristiques visuelles propres à chaque sujet qui ont été obtenues à partir de ces tests.

## **Chapitre 4 Optimisation de la représentation de l'environnement**

### 1. Introduction

Les malades sont facilement éblouis par un éclairage un peu élevé. Ils se déplacent donc en général avec des lunettes teintées, qui les protègent des luminosités trop fortes mais qui par contre, les empêchent de discerner les détails dans les zones sombres.

La figure 78 représente un exemple typique des difficultés qu'ils peuvent rencontrer chaque jour : éblouis par la luminosité de la zone ensoleillée, ils risquent de ne pas pouvoir déchiffrer le texte sur le panneau posé au sol, alors que la taille des lettres est pourtant suffisante, et même avoir des difficultés à comprendre la géométrie de l'espace, avec le trottoir qui continue vers la gauche, mais qui peut leur apparaître comme un mur sombre. La table à gauche dans l'ombre ne sera peut-être pas détectée comme un obstacle potentiel.



Figure 78 Image de rue avec zones claires et zones sombres

Dans ce chapitre, nous allons tout d'abord chercher des solutions qui pourraient répondre aux problèmes liés à la luminosité (éblouissement et assombrissement) et aux troubles de couleurs pour les malades atteints de glaucome et de rétinite pigmentaire. Ces solutions doivent être paramétrables en fonction des caractéristiques visuelles de chaque patient, et nous pouvons pour cela utiliser les mesures effectuées selon les méthodes proposées au chapitre précédent.

Nous allons donc établir une liste de méthodes applicables et juger de leur pertinence pour notre problématique.

Nous présenterons les études menées sur des images fixes, même si notre objectif reste bien entendu de travailler en temps réel sur des vidéos. Les opérateurs que nous allons implémenter et comparer seront choisis pour pouvoir être utilisés sur des vidéos, compte tenu des recommandations

que nous aurons établies précédemment : pour notre application, le temps nécessaire pour effectuer le traitement d'images est prépondérant devant la qualité de l'image affichée.

Il nous a aussi été demandé de réfléchir aux moyens d'évaluer la pertinence des traitements proposés.

La validation la plus simple à imaginer est celle qui serait faite par les utilisateurs. Cependant, en pratique, cette méthode n'est pas facile à mettre en œuvre : elle nécessite de pouvoir soumettre notre dispositif à un grand nombre de sujets malvoyants, en s'assurant que les résultats ne sont entachés d'aucun biais lié au mode d'administration des tests. Cela va nécessiter la mise en œuvre de procédures longues et coûteuses, à chaque fois que nous voudrions tester une proposition. De plus, la généralisation des résultats à d'autres utilisateurs n'est pas évidente.

Nous préférons donc, en phase d'étude du prototype, utiliser une méthode d'évaluation objective, sans passer par des essais cliniques.

Evidemment, ces essais cliniques seront incontournables lorsque le projet sera dans une phase ultérieure, où il faudra évaluer le service rendu par le prototype. Mais cette étape de validation ne faisait pas partie des objectifs de ce travail de thèse.

Nous proposons donc une méthode d'évaluation de la qualité d'une image dans le cadre spécifique de notre problématique. Nous présenterons également les artefacts temporels qui peuvent se rajouter aux dégradations « statiques » lorsque l'on travaille sur des vidéos.

La seconde partie de ce chapitre présentera nos travaux concernant le problème de la confusion des couleurs.

### **2. Contrôle de la luminosité**

Notre problème est de réussir à capturer des images du monde environnant, qui présentent une dynamique de luminance pouvant dépasser 6 ordres de grandeur dans une scène ensoleillée, et les afficher en garantissant une plage ne dépassant pas 2 ordres de grandeur (plage offerte par les écrans OLED classiques), en élevant le niveau dans les zones sombres, tout en gardant une bonne visibilité des détails de l'image, et en offrant une perception globale aussi « naturelle » que possible.

Cela revient à trouver une fonction  $f$  qui permet de modifier les valeurs de la luminance

$$f : L \in \mathfrak{R}, L [0.01 \text{ cd/m}^2 ; 10^5 \text{ cd/m}^2] \rightarrow L_{\text{modifiée}} = f(L) \in [0.1 \text{ cd/m}^2 ; 200 \text{ cd/m}^2] \quad (51)$$

Nous disposons pour cela de caméras présentant habituellement une dynamique (rapport entre la luminance suffisante pour que le capteur soit juste saturé, et la luminance qui entraîne une réponse juste au-dessus du seuil de bruit) d'environ 4 ordres de grandeur typiquement [Reinhard 2010].

Nous avons d'autre part une contrainte très forte sur la possibilité de traiter les images en temps réel.

Nous avons décidé de procéder en deux étapes :

- étude dans le cas d'environnements à faible dynamique de luminance
- étude dans le cas d'environnements à forte dynamique de luminance

### 2.1. Cas des environnements à faible dynamique de luminance

Nous avons choisi de commencer notre étude en travaillant dans des ambiances lumineuses où les caméras que nous utilisons ont une dynamique statique suffisante pour que, avec un réglage du temps d'exposition correct, il soit possible d'éviter la saturation.

Cela nous permet de travailler sur une chaîne d'acquisition/restitution qui manipule des images codées en RGB sur 3x8 bits, de la caméra à l'écran (images « LDR » pour Low Dynamic Range) : ainsi, il sera plus facile d'atteindre un processus temps réel.

Le processus de traitement est le suivant (figure 79) : nous réalisons des conversions d'espace couleur, grâce aux étapes de calibration présentées dans le chapitre précédent, afin de pouvoir travailler sur le seul canal achromatique  $L^*$ , contenant une information liée à la luminance.

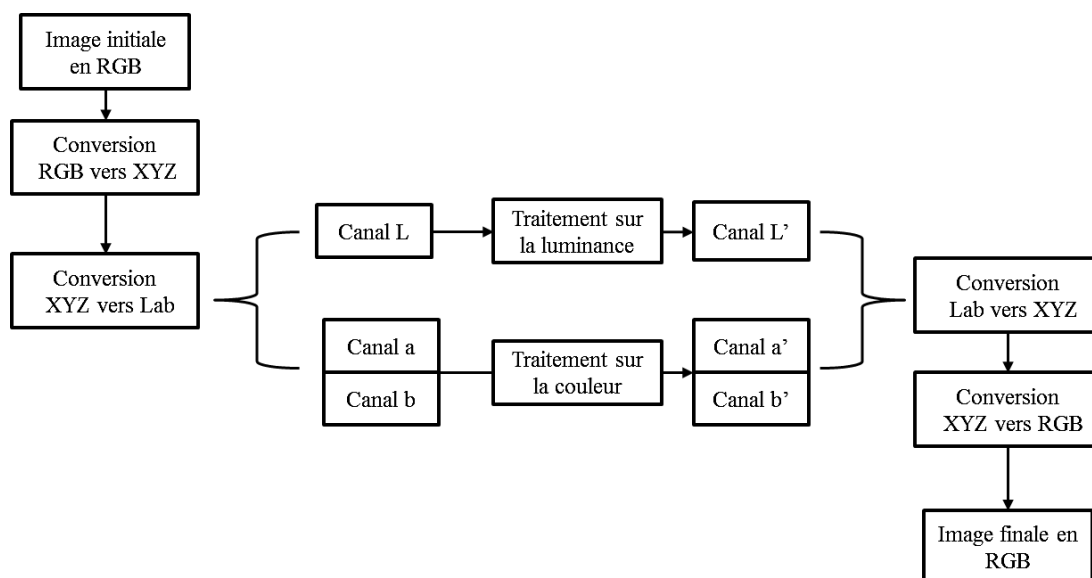


Figure 79 Illustration des traitements LDR luminosité et couleurs



## Chapitre 4 Optimisation de la représentation de l'environnement

La conversion XYZ vers  $L^*a^*b^*$  fait intervenir la notion de « blanc de référence », c'est-à-dire en fait la façon dont le SVH est adapté au niveau de luminance. Dans le cas le plus général, on considère que l'adaptation se fait en fonction du contenu des diverses zones de l'environnement :

- la zone de fixation, correspondant à la vision fovéale,
- la zone environnant la zone de fixation,
- le fond,
- l'environnement complet.

Dans notre cas : les personnes utilisant le dispositif ne verront leur environnement que par l'intermédiaire du visiocasque, et d'autre part, leur champ visuel est fortement réduit, ce qui ne leur permet qu'une adaptation au niveau très local. Il est donc difficile de conclure de manière précise sur le choix du blanc de référence.

Nous choisissons de créer notre blanc de référence en utilisant les coordonnées trichromatiques de l'illuminant D65 avec le niveau de luminance maximum que peut fournir l'écran de visualisation.

### 2.1.1. Egalisation d'histogramme de clarté

Afin de profiter au maximum des possibilités de contraste d'un affichage, il est judicieux de réaliser une égalisation d'histogramme, afin d'adapter la plage de luminance de l'image à la plage de luminance que peut émettre l'affichage. Le fait de travailler sur la clarté plutôt que sur la luminance nous permet de nous approcher davantage du mode de fonctionnement du SVH.

Dans notre cas, la valeur maximale pouvant être affichée est calculée à partir de la valeur maximale de luminance  $L_{seuilmax}$  que peut supporter l'utilisateur final. Cette valeur est connue suite à la passation des tests présentés dans le chapitre 3, elle peut être égale ou inférieure à la luminance maximale que peut émettre l'afficheur.

Lors de la conversion XYZ vers  $L^*a^*b^*$ , le calcul sera donc :

$$L^*(Y) = 116 \left( \frac{Y}{L_{seuilmax}} \right)^{\frac{1}{3}} - 16. \quad (52)$$

Cette valeur sera ensuite convertie en RGB avec la matrice correspondant à l'afficheur considéré, dans notre cas le casque OSVR.

Dans ce cas, on est sûr qu'aucun pixel affiché n'émettra un niveau de luminance pouvant provoquer la gêne ou l'inconfort de l'utilisateur en question.

### 2.1.2. Egalisation d'histogramme avec la fonction Logit

Il nous reste maintenant à répondre au problème de la baisse de la vision pour les faibles niveaux de luminance. Nous cherchons donc à définir une fonction de reproduction de ton, qui permette d'augmenter les niveaux de basse luminosité, sans toucher à la plage de variation totale, et sans modifier les niveaux de forte luminosité.

Nous avons choisi d'utiliser une fonction Logit, dont la forme classique est donnée par la formule ci-dessous, conduisant à l'allure décrite par la figure 80 :

$$\text{Logit}(x) = \text{Ln} \frac{x}{1-x} \quad (53)$$

pour tout  $x$  défini dans l'intervalle réel] 0,1[

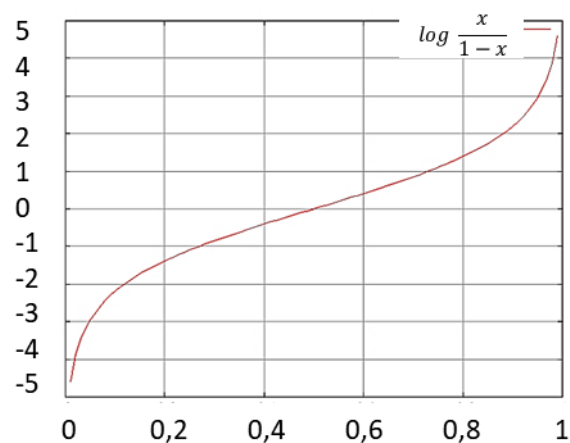


Figure 80 La fonction logit avec  $a = 1$

Nous allons appliquer cette fonction sur les valeurs de la clarté  $L^*$ , après avoir modifié son expression pour atteindre deux objectifs :

- définir une fonction qui renvoie des valeurs comprises entre 0 et 100
- ajouter un paramètre permettant de faire varier la position du point d'inflexion, c'est-à-dire, dans notre cas, la plage de luminosité que l'on va augmenter, de manière à s'accorder avec les paramètres de la vision résiduelle de l'utilisateur.

On arrive finalement à

$$L_{\text{modifiée}} = \frac{\left( \text{Ln} \frac{L}{a-L} + C \right)}{2 \times C} \quad (54)$$

$C$  est une constante calculée de manière à ce que la clarté  $L_{\text{modifiée}}$  soit égale à 0 pour une valeur de luminance faible choisie arbitrairement égale à 1% de la luminance maximale.

La figure 81 donne l'allure de la fonction pour différentes valeurs de  $a$  :

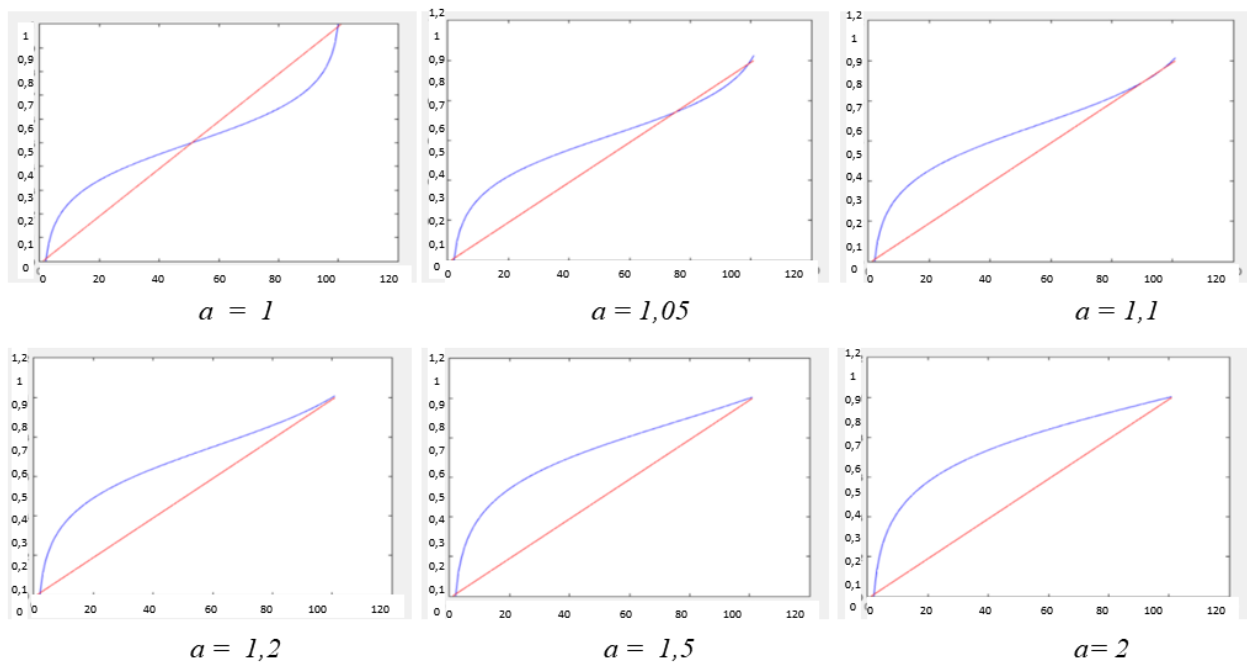


Figure 81 Allure de la fonction logit pour différentes valeurs du paramètre «  $a$  »

Les valeurs  $a = 1.1$  ou  $a = 1.2$  sont celles qui paraissent le mieux répondre à notre problématique, c'est-à-dire répondre au compromis suivant : augmenter les basses valeurs, en maintenant un contraste correct dans les fortes valeurs.

### 2.1.3. Premiers retours sur l'utilisation de la fonction logit

Une première maquette du dispositif a été essayée par 18 patients de la clinique ARAMAV atteints de rétinite pigmentaire, de manière informelle.

Cette maquette est constituée par la caméra DFK AFU130-L53, le visiocasque OSVR, le traitement (égalisation d'histogramme + logit) étant implémenté sur un PC HP Zbook 17G2, en atteignant 24 fps.

Après l'essai, les commentaires des sujets ont été recueillis. Ces commentaires vont tous dans le même sens :

- la luminosité de l'affichage est confortable et même rassurante (« on peut regarder partout, même dans les endroits lumineux »)
- cependant l'image fournie paraît manquer de netteté.

## Chapitre 4 Optimisation de la représentation de l'environnement

Ce dernier point peut s'expliquer dans certains cas par le fait qu'il n'est pas possible d'utiliser le visiocasque avec des lunettes de correction, et que le réglage optique propre au visiocasque ne permet pas de fournir une correction supérieure à  $\pm 2.5$  dioptries.

Mais nous verrons par la suite que le traitement lui-même conduit à une diminution des contrastes.

Ce traitement présente l'avantage de pouvoir être facilement implémenté pour fonctionner quasiment en temps réel, et ainsi permettre une première confrontation avec les usagers potentiels du dispositif Aurevi.

Cependant, son intérêt reste très limité, parce que l'on travaille sur des images de faible dynamique, et donc avec un risque de saturation très grand dès que l'éclairage d'une scène dépasse la dynamique obtenue avec un temps d'exposition unique.

Nous allons donc maintenant aborder le domaine de l'imagerie HDR.

### **2.2. Cas des environnements à forte dynamique de luminance**

Les caméras classiques CMOS ne peuvent capturer qu'une partie de la plage de luminance existant dans le monde réel, en particulier à l'extérieur, pour un temps d'exposition donné. La méthode exposée dans le paragraphe précédent n'est donc applicable que dans des conditions très restrictives. Si on veut que le dispositif Aurevi puisse être vraiment utile en toutes circonstances, il faut travailler sur un autre type d'images : les images à grande dynamique de luminance ou images HDR (pour High Dynamic Range). Dans ce type d'image, l'information contenue dans chaque pixel est directement proportionnelle à la luminance, elle est codée en réel avec une profondeur de codage entre 14 et 32 bits en général. Ainsi, on peut arriver à capturer assez d'information pour pouvoir ensuite afficher une représentation assez fidèle de l'environnement éclairé naturellement. Par contre, les dispositifs d'affichage sur lesquels on travaille ne peuvent afficher que des images présentant une dynamique limitée. Ces images HDR doivent donc être transformées pour repasser dans le domaine LDR (Low Dynamic Range), c'est-à-dire pour des images codées en 3x8 bits : cette transformation s'appelle une fonction de reproduction tonale (FRT), ou, en anglais : Tone Mapping Operator (TMO).

Depuis les années 90, les travaux consacrés aux TMO ont été et sont toujours très nombreux, d'abord dans le domaine des images statiques, puis, en suivant les développements technologiques au niveau de l'acquisition, du stockage et de l'affichage, avec des applications sur les vidéos.

Un des objectifs de nos travaux de thèse était de faire l'état de l'art des nombreuses méthodes existantes, et de déterminer lesquelles étaient les mieux adaptées à notre problématique. Nous allons donc présenter dans les prochains paragraphes les méthodes pour générer les images HDR,

puis les principaux types de fonctions de reproduction tonale, avant de proposer des critères de choix.

### 2.2.1. Création de l'image HDR

Lorsque l'on utilise des caméras CMOS classiques, il est possible de créer une image HDR à partir de plusieurs images LDR en capturant la même scène mais avec des temps d'exposition différents : ainsi, les images prises avec des expositions courtes contiendront les informations dans les zones très éclairées, et celles avec des expositions longues les informations dans les zones sombres.

Il faut ensuite générer l'image HDR, c'est-à-dire fusionner les informations contenues dans les différentes prises de vue.

En 1995 Mann et Picard [Mann 1995] ont proposé de calculer la valeur  $C$  du pixel  $p$  de l'image HDR à partir de la valeur des pixels correspondant dans chacune des images prises avec des temps d'exposition  $T_i$  par la formule suivante :

$$C_p = \frac{\sum_{i=1}^T w_i^p \frac{f^{-1}(Z_i^p)}{T_i}}{\sum_{i=1}^T w_i^p} \quad (55)$$

$Z_i^p$  désigne la valeur de l'image au pixel  $p$  pour le temps d'exposition  $T_i$ .

$w_i^p$  représente le poids attribué à l'exposition  $i$  pour le pixel  $p$ ,

Et  $f$  représente la fonction de réponse de la caméra, supposée connue.

Des poids de faible valeur sont attribués aux pixels dont les valeurs sont très faibles ou très fortes, c'est à dire aux pixels sous ou sur exposés

Cette approche présente deux inconvénients : le choix arbitraire des poids et la nécessité de connaître précisément la fonction de réponse de la caméra. L'étalonnage de la caméra peut permettre de connaître sa fonction de réponse.

D'autres travaux se sont basés sur cette approche pour définir des poids plus précis afin de pallier ces inconvénients [Debevec 1997], [Kirk 2006],[Granados 2010]. Nous avons choisi d'utiliser la méthode de Debevec.

### 2.2.2. Fonctions de reproduction tonale (FRT)

Face au très grand nombre d'étude dans ce domaine, nous allons d'abord faire une présentation des principales approches.

## Chapitre 4 Optimisation de la représentation de l'environnement

Une première façon de classer les FRT est de considérer la façon dont elles s'appliquent à chaque pixel de l'image [Banterle 2011].

- les méthodes globales appliquent la même opération à tous les pixels de l'image ; on peut citer les travaux pionniers de [Tumblin 1993] et [Ward 1994] par exemple ;
- les méthodes locales appliquent des opérations sur le pixel en fonction de ses pixels voisins ; la première tentative a été menée par Chiu *et al* [Chiu 1993] ;
- les opérateurs qui agissent par segmentation constituent en quelque sorte un mélange de ces deux types: la première étape consiste à séparer l'image en zones homogènes du point de vue de la luminance, et les étapes suivantes consistent à modifier ces valeurs de luminance, en appliquant les mêmes fonctions à tous les pixels contenues dans une zone donnée [Yee 2003][Krawczyk 05].

Mantiuk *et al* [Mantiuk 2016] proposent une autre classification basée sur l'approche utilisée :

Une première approche est basée sur des considérations physiques : le signal lumineux que nous percevons dépend à la fois de la façon dont la lumière est répartie dans l'espace qui nous environne et de la façon dont chaque objet la renvoie dans notre direction. Sauf dans quelques cas très particuliers de lumière artificielle, la variation de luminance due à l'éclairage présente des fréquences spatiales plutôt basses, par opposition à celle de la luminance renvoyée par les objets, qui peut présenter, elle, de fortes fréquences spatiales, en fonction de la taille des objets. D'autre part, la réflectance des objets appartient à une gamme plus réduite (une surface en métal poli peut réfléchir quasiment 100 % de la lumière, une surface couverte de velours noir réfléchit environ 0,6% [Bouillot 2007]) par rapport à la plage de variation de la luminance liée à l'éclairage, par exemple par le soleil, peut varier dans un rapport de 1 à  $10^6$ . Il paraît donc intéressant de séparer chaque image en deux images : l'une (« image de détail ») prenant en compte les fortes variations spatiales et les faibles variations de niveaux, et l'autre (« image de base ») prenant en compte les faibles variations spatiales et les fortes variations de niveaux. La FRT sera appliquée sur l'image de base, et cette image modifiée sera ensuite fusionnée avec l'image de détail. Cette méthode est censée permettre une forte compression de la plage de luminance tout en conservant bien les détails. Plusieurs techniques sont proposées pour réaliser la première étape de segmentation image de base/image de détail [Fattal 2002], [Meylan 2006].

La deuxième approche définie par Mantiuk *et al* s'inspire des connaissances que nous avons sur le fonctionnement du SVH. Par exemple Drago *et al* [Drago 2003] cherchent à simuler la relation entre la luminance et la luminosité perçue en utilisant une fonction logarithmique. D'autres études [Pattanaik 2000], [Krawczyk 2005] [Reinhard 2005], et [Kuang 2007], se basent sur un modèle de photorécepteurs (cônes et/ou bâtonnets).

Nous pouvons aussi compléter cette catégorie en y intégrant les travaux qui se basent sur la modélisation de l'attention visuelle [Mei 2011] [Lin 2011].

La troisième approche complète la précédente en y intégrant un modèle du dispositif d'affichage, pour tenir compte du fait que la visualisation sur un écran va dans la très grande majorité des cas conduire à un état d'adaptation du SVH différent de celui pour une observation en milieu naturel, et dont il faut tenir compte si l'on veut que la perception soit proche dans les deux cas. Les travaux suivants s'inscrivent dans cette démarche : [Mantiuk 2006], [Reinhard 2005], [Irawan 2005].

Enfin, la dernière approche est plus mathématique, en ce sens qu'elle cherche à minimiser l'erreur entre les signaux générés par le dispositif d'affichage et les signaux lumineux physiques, en se basant sur un modèle inverse de l'afficheur.

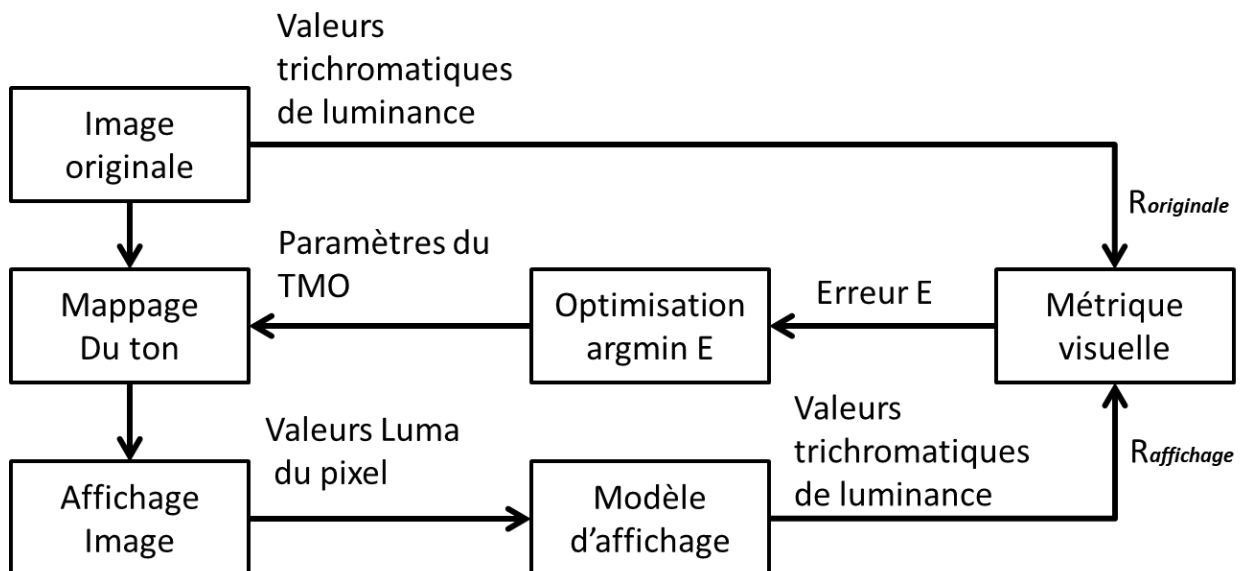


Figure 82 Principe des méthodes basées sur une optimisation des paramètres (d'après [Mantiuk 2016])

Eilertsen *et al.* suggèrent une autre classification, basée cette fois sur les objectifs visés par chacune des FRT [Eilertsen 2013]:

- les Simulateurs du Système Visuel Humain (SSVH)
- les opérateurs de reproduction fidèle
- les opérateurs de reproduction esthétique

**Les simulateurs du Système Visuel Humain (SSVH)** cherchent à imiter les effets de l'éblouissement, de la mauvaise adaptation de la lumière ou des pertes de sensibilité au contraste dans les zones

sombres. Plusieurs TMO existants dans la littérature sont inspirés par le comportement du système visuel humain [Tumblin 1993]; [Ward 1994]; [Ferwerda 1996]; [Tumblin 1999]; [Pattanaik 1998]; [Ashikhmin 2002]; [Ferradans 2011].

Ces TMO utilisent des modèles visuels basés sur la perception qui visent à produire une image de tonalité similaire au résultat obtenu par le système visuel humain HSV pour la même scène. Dans cette catégorie, nous trouvons les TMO sigmoïdaux basés sur des modèles de photorécepteurs. [Reinhard 2010] ont montré que la tension de sortie produite par les photorécepteurs en fonction de l'intensité lumineuse peut être décrite avec précision par une fonction de type sigmoïde. Schlick [Schlick 1995] a utilisé les travaux de Tumblin *et al* [Tumblin 1993] pour définir une fonction de quantification rationnelle.

D'autres TMO basés sur l'adaptation des photorécepteurs ont été proposés par Pattanaik *et al.* [Pattanaik 2000], Yee et Pattanaik [Yee 2003] et Reinhard et Devlin [Reinhard 2005].

Les **opérateurs de reproduction fidèle** ont pour but la reproduction sur écran de caractéristiques (contraste, couleur, etc.) proches de celles de la scène naturelle.

Les **opérateurs de reproduction esthétique**, par contre, sont conçus pour répondre à des critères subjectifs [Reinhard 2002] [Reinhard 2012].

Mantiuk *et al* ont modélisé la préférence subjective avec le but de minimiser les distorsions du contraste visible dans les dispositifs d'affichage [Mantiuk 2008].

### 2.2.3. Les FRT pour les vidéos

La plupart des fonctions conçues pour des images statiques peuvent être appliquées à des vidéos.

Une première contrainte apportée par cette nouvelle application est la rapidité de traitement, pour pouvoir envisager des applications temps réel.

Ensuite, la simple application d'une FRT à chaque image d'un flux vidéo risque de ne pas donner de bons résultats, à cause du manque de continuité dans les niveaux lumineux.

Boitard [Boitard 2014] distingue plusieurs types de problèmes spécifiques au traitement des vidéos :

- le bruit introduit par la caméra (puisque lorsque l'on travaille avec des temps d'exposition plus courts pour éviter la saturation d'un grand nombre de pixels, on doit augmenter le gain, et donc également le bruit), particulièrement sensible pour les FRP « locales » ;
- le phénomène de scintillement, pour les FRT qui utilisent des valeurs statistiques telles que la moyenne pour calculer la luminance d'adaptation : de petites variations entre deux images successives en HDR peuvent conduire à d'importantes variations sur les images LDR ;



## Chapitre 4 Optimisation de la représentation de l'environnement

- les incohérences de luminosité entre deux images successives, lorsque par exemple les changements d'éclairage ne sont pas pris en compte assez rapidement ;
- les variations incohérentes de l'aspect lumineux d'un objet (lorsque un objet change de luminosité sur l'image LDR, alors que rien n'a changé en HDR) ;
- les incohérences temporelles de teinte (lorsque le rapport entre les valeurs RGB ne sont pas conservées d'une image à l'autre, parce qu'un ou plusieurs canaux RGB peuvent se retrouver saturés à un moment).

Ces problèmes peuvent trouver différentes solutions :

- en calculant les valeurs statistiques sur plusieurs images successives, en pondérant les contributions de chaque image (voir par exemple [Kiser 2012]) ;
- ou bien en modifiant directement la fonction utilisée en fonction des images précédentes (voir par exemple [Mantiuk 2008]).

### 2.2.4. Les FRT étudiées

Nous prenons comme base de travail les FRT disponibles dans la HDRtoolbox sous Matlab, développés dans [Banterle 2011], et nous allons utiliser les différentes méthodes de classification pour discuter de la pertinence de toutes ces FRT par rapport à notre problématique.

Nous pouvons écarter d'office toutes les FRP dédiées au post processing, par exemple [Lischinski 2006] et [Durand 2002], parce que notre objectif est d'atteindre des traitements en temps réel.

Pour notre application, nous ne souhaitons pas introduire d'effets qui imiteraient le fonctionnement du SVH, comme par exemple, une simulation d'éblouissement passager pour tenir compte d'un changement d'éclairage, comme le font Irawan *et al* [Irawan 2005] qui cherchent à créer un simulateur de basse vision, qui pourrait représenter la perception d'une personne âgée. C'est aussi le but poursuivi par [Krawczyk 2005], qui prend en compte l'évolution de la fonction d'efficacité lumineuse en conditions photopiques et scotopiques.

Par contre, les fonctions qui modélisent la réponse du SVH à certains stimuli peuvent être intéressantes. Par exemple, plusieurs opérateurs utilisent les fonctions de détection de contraste en fonction de l'intensité lumineuse [Stevens 1960]. Cela peut permettre un paramétrage facile en fonction de l'utilisateur.

Nous ne souhaitons pas non plus obtenir une représentation fidèle : au contraire, nous voulons afficher une image dont la luminance d'adaptation ne varie pas énormément quel que soit l'éclairage de la scène réelle. Par ailleurs, les détails de l'image doivent être rehaussés pour être mieux

perceptibles. Pour certains utilisateurs, l'impression chromatique doit être modifiée, en particulier il peut être souvent utile de saturer les couleurs.

Les opérateurs de reproduction esthétiques peuvent quant à eux être difficiles à personnaliser, les paramètres qui les régissent sont difficiles à relier avec des données faciles à extraire à partir d'un bilan orthoptique.

Dans le paragraphe qui suit :

- la notation  $L_w(x, y)$  correspond à la luminance du pixel de coordonnées  $x, y$  de l'image HDR
- la notation  $L_d(x, y)$  correspond à la luminance du pixel  $x$  de l'image LDR, celle qui va être affichée.

### 2.2.4.1. Fonctions Logarithme et Exponentiel

Les opérateurs de tone mapping les plus simples sont basés sur des fonctions arithmétiques et mathématiques de base, telles que les fonctions logarithmiques et les fonctions exponentielles. Nous avons choisi de tester ces fonctions, qui offrent des opérateurs rapides en temps de calcul et simples à implémenter, afin de vérifier si leurs performances étaient suffisantes dans notre cas.

L'opérateur logarithme est défini par :

$$L_d(x, y) = \frac{\log_{10}(1 - qL_w(x, y))}{\log_{10}(1 + kL_w \max)} \quad (56)$$

Où  $q \in [1, \infty [$  et  $k \in [1, \infty [$  sont des constantes sélectionnées par l'utilisateur pour déterminer l'apparence souhaitée de l'image.

L'opérateur exponentiel est défini par :

$$L_d(x, y) = 1 - \exp\left(-\frac{qL_w(x, y)}{kL_w H}\right) \quad (57)$$

où  $q \in [1, \infty [$  et  $k \in [1, \infty [$  sont des constantes sélectionnées par l'utilisateur.

### 2.2.4.2. Opérateur de Ashikhmin

L'opérateur Ashikhmin [Ashikhmin 2002] est un opérateur local inspiré des mécanismes de traitement présents dans les premières étapes du SVH. La méthode consiste tout d'abord à calculer le niveau d'adaptation locale, partant du principe que dans des images à fort contraste, ce niveau n'est pas constant dans toute l'image. La luminance d'adaptation locale  $L_{w_a}(x, y)$  est définie comme la luminance moyenne dans le voisinage du pixel considéré, la taille du voisinage étant choisie de manière à garantir une homogénéité fixée. Un opérateur de tone mapping, développé autour du

concept de « capacité perceptuelle » est ensuite appliqué : la plage d'intensité est compressée par une fonction locale d'adaptation de la luminance donnée par :

$$L_{da}(x,y) = L_{dmax} \frac{C(L_{wa}(x),y) - C(L_{wmin})}{C(L_{wmax}) - C(L_{wmin})} \quad (58)$$

$$L_d(x,y) = L_{w(x,y)} \frac{L_{da}(x,y)}{L_{wa}(x,y)}$$

Où  $L_{wa}(x,y)$  est la luminance d'adaptation locale et  $L_{dmax}$ , (respectivement  $L_{dmin}$ ) est la luminance maximale (respectivement minimale) du dispositif d'affichage

La fonction C est déduite de la fonction TVI (seuil vs intensité) établie à partir de mesures physiologiques, et tend à simuler la réponse visuelle en fonction des intensités lumineuses par la modélisation suivante :

$$C(L) = \begin{cases} \frac{L}{0.0014} & \text{si } L \leq 0.0034 \\ 2.4483 + \frac{\log\left(\frac{L}{0.0034}\right)}{0.4027} & \text{si } 0.0034 \leq L \leq 1.0 \\ 16.5630 + \frac{L - 1.0}{0.4027} & \text{si } 1.0 \leq L \leq 7.2444 \\ 32.0693 + \frac{\log\left(\frac{L}{7.2444}\right)}{0.0556} & \text{ailleurs} \end{cases} \quad (59)$$

Où L est une valeur de luminance en cd / m<sup>2</sup>.

#### 2.2.4.3. Opérateur de Banterle

Banterle *et al* [Banterle 2012] présentent une technique en trois étapes. D'abord, l'image d'entrée est segmentée en zones de luminance. Deuxièmement, la FRT qui fonctionne le mieux dans chaque zone est automatiquement sélectionnée. Enfin, les différentes images sont fusionnées. Pour définir la FRT qui fonctionne le mieux dans chaque zone de luminance, Banterle *et al* ont mené une expérience psychophysique préliminaire en utilisant un ensemble d'images HDR et six TMO différents.

#### 2.2.4.4. Opérateur de Chiu

Chiu *et al* [Chiu 1993] ont été les premiers à proposer un opérateur « local », c'est-à-dire un opérateur qui prend en compte l'environnement de chaque pixel, dans l'objectif de préserver le contraste local.

L'opérateur est défini par :

$$L_d(x, y) = L_w(x, y)s(x, y) \quad (60)$$

Où  $s(x, y)$  est la fonction de mise à l'échelle utilisée pour calculer la moyenne locale des pixels voisins, défini par :

$$s(x, y) = (k(L_w(x, y) \otimes G_\sigma(x, y)))^{-1} \quad (61)$$

Où  $k$  est facteur de mise à l'échelle et  $G_\sigma$  est un filtre gaussien ( $\sigma$  largeur du filtre).

#### 2.2.4.5. Opérateur de Drago

Drago *et al* [Drago 2003] ont remarqué que l'utilisation du logarithme avec base 10 permet une compression maximale des valeurs de luminance élevées, alors que le logarithme avec base 2 fournit un bon contraste et préserve les détails dans les zones de luminance sombre et moyenne.

Ils proposent donc un opérateur défini par :

$$L_d(x, y) = \frac{L_{d \max}}{100 \log_{10}(1 + L_{w \min})} \frac{\log(1 + L'_w(x, y))}{\log\left(2 + 8 \left(\frac{L'_w(x, y)}{L'_{w \max}}\right)^\alpha\right)}, \quad \text{avec } \alpha = \frac{\log(b)}{\log(0.5)} \quad (62)$$

Où  $b \in [0, 1]$  est un paramètre utilisateur qui ajuste la compression des valeurs élevées et la visibilité des détails dans les zones sombres,

$L_{d \max}$  est la luminance maximale du dispositif d'affichage,

$L'_w$  et  $L'_{w \max}$  représentent respectivement la luminance de la scène réelle et la luminance maximale de la scène réelle en tenant compte de la luminance d'adaptation  $L_{wa}$  considérée comme la luminance moyenne logarithmique

$$L'_w = L_w / L_{wa} \text{ et } L'_{w \max} = L_{w \max} / L_{wa} \quad (63)$$

avec

$$L_{wa} = \exp\left(\frac{1}{N} \sum_{x,y} \log(L_w(x, y))\right) \quad (64)$$

#### 2.2.4.6. Opérateur de Fattal

Fattal [Fattal 2002] propose une méthode basée sur la modification des gradients dans l'image : l'image est d'abord décomposée par une pyramide de filtres gaussiens, et sur chacune des sous-images, les gradients sont calculés pour chaque pixel. Ensuite, l'image est reconstruite en résolvant une équation de Poisson, en appliquant des poids différents aux gradients de chaque niveau de la pyramide.

### 2.2.4.7. Opérateur de Kim

Kim et Kautz [Kim 2008] utilisent l'hypothèse que la réponse de la vision humaine est de forme sigmoïdale dans le domaine du logarithme de la luminance.

L'opérateur est défini ainsi  $L_d(x, y) = \exp(k_1 \cdot \log L_w(x, y))$  (65)

Le facteur de mise à l'échelle est calculé par la formule suivante :

$$K_1 = \frac{\log L_{dmax} - \log L_{dmin}}{\log L_{smax} - \log L_{smin}} \quad (66)$$

Ou  $\log L_{dmax}$  et  $\log L_{dmin}$  sont respectivement le maximum et le minimum de la luminance de l'afficheur.  $\log L_{smax}$  et  $\log L_{smin}$  sont les valeurs respectivement maximale et minimale de luminance dans l'image HDR.

### 2.2.4.8. Opérateur de Krawczyk

L'opérateur de Krawczyk [Krawczyk 2005] est un opérateur local inspiré de la théorie de l'ancrage de Gilchrist *et al* [Gilchrist 1999]. Cette théorie indique que la plus haute valeur de luminance, ou ancre, dans le champ visuel est perçue comme blanche par le SVH.

La première étape de l'opérateur consiste à décomposer l'image en  $n$  zones de luminosité homogène : l'histogramme du logarithme de la luminance est calculé, puis l'algorithme de clusters k-means est utilisé pour déterminer le centroïde,  $C_i$ , dans le but d'identifier si un pixel appartient à la zone basée sur ce centroïde.

L'ancre locale,  $\omega_i$ , pour une zone  $i$ , est déterminée en calculant le 95<sup>ème</sup> centile de luminance dans la zone. Finalement, la luminance de l'image LDR est calculée comme :

$$L_d(x, y) = \log_{10}(L_w(x, y)) - \sum_{i=1}^n \omega_i P_i(x, y) \quad (67)$$

### 2.2.4.9. Opérateur de Kuang

Kuang [Kuang 2007] a développé un opérateur basé sur le modèle d'apparence couleur iCAM02 : un filtre bilatéral sépare l'image en deux composantes correspondant à l'éclaircissement et aux objets. La luminance de l'image de base est compressée en utilisant un modèle de réponse de cônes, alors que l'image de détail subit un rehaussement de contraste en fonction du niveau de luminance, pour simuler la réponse de la rétine, selon la loi de Stevens. Après recombinaison de l'image, celle-ci est encore traitée pour augmenter la saturation des couleurs en fonction du niveau de luminance.

## Chapitre 4 Optimisation de la représentation de l'environnement

### 2.2.4.10. Opérateur de Reinhard

Reinhard *et al* [Reinhard 2002] proposent un opérateur global, défini par l'expression :

$$L_d(x, y) = \frac{L_m(x, y) \left(1 + L_{white}^{-2} L_m(x, y)\right)}{1 + L_m(x, y)} \quad (68)$$

où  $L_m = L_w(x) * aL_w^{-1}$ , et  $a$  est une constante et  $L_{wa}$  est la moyenne logarithmique de la scène.

$L_{white}$  est la plus petite valeur de luminance  $L_w(x, y)$  qui correspondra au maximum de l'écran (donc qui sera convertie en (255, 255, 255)). En jouant sur ce paramètre, il est possible de modifier l'aspect de l'image traitée, en faisant apparaître des zones « surexposées ».

Une modification de l'équation précédente permet d'obtenir un opérateur local.

### 2.2.4.11. Opérateur de Reinhard et Devlin

Cet opérateur [Reinhard 2005] s'inspire des mécanismes d'adaptation de l'œil : la réponse d'un photorécepteur dépend à la fois de l'intensité lumineuse qu'il reçoit et de son niveau d'adaptation, c'est-à-dire de l'intensité lumineuse reçue par ses voisins. Le calcul de la luminance d'adaptation est réalisé sur chacun des trois canaux chromatiques, en s'inspirant de l'hypothèse de Von Kries selon laquelle les trois types de cônes s'adaptent indépendamment.

### 2.2.4.12. Opérateur de Tumblin et Rushmeier

Dès 1993, Tumblin et Rushmeier [Tumblin 1993] proposent un opérateur qui cherche à conserver la perception de la luminosité. Ils utilisent pour cela la fonction de sensibilité aux contrastes  $\gamma(L)$  en fonction du niveau d'adaptation définie dans [Stevens 1960].

L'opérateur est défini par :

$$L_d(x, y) = m L_{da} \left(\frac{L_w(x, y)}{L_{wa}}\right)^\alpha \quad (69)$$

Avec  $\alpha = \frac{\gamma(L_{wa})}{\gamma(L_{da})}$

Où  $L_{da}$  est le niveau de luminance d'adaptation de l'affichage, considérée généralement comme égale à la moitié de la luminance maximale de l'affichage, et  $L_{wa}$  la luminance d'adaptation de l'image initiale, considérée comme égale à la moyenne logarithmique de la luminance dans l'image.

La fonction  $\gamma(L)$  est donnée ainsi :

$$\gamma(L) = \begin{cases} 1.855 + 0.4 \log_{10}(L + 2.3 \cdot 10^{-5}) & \text{pour } L \leq 100 \text{ cd/m}^2 \\ 2.655 & \text{ailleurs} \end{cases} \quad (70)$$

## Chapitre 4 Optimisation de la représentation de l'environnement

$m$  est le terme d'échelle dépendant de l'adaptation défini par :

$$m = C_{max} \frac{\gamma_{wd}^{-1}}{2} \quad (71)$$

$$\text{avec } \gamma_{wd} = \frac{\gamma(L_{wa})}{1.855 + 0.4 \log_{10}(L_{da})} \quad (72)$$

Où  $C_{max}$  est le contraste maximum de l'affichage.

### 2.2.4.13. Opérateur de Ward

Le passage HDR vers LDR peut être réalisé par une simple compression linéaire :

$$l_d(x, y) = e L_w(x, y) \quad (73)$$

Cependant, une échelle linéaire simple ne peut pas comprimer la gamme dynamique de la scène, car elle peut donner un aspect très sombre dans le cas où «  $e$  » est calculé pour maximiser les pixels bien exposés.

Ward [Ward 1994] a proposé de calculer «  $e$  » de manière à ce qu'un contraste juste perçu dans l'image HDR soit aussi perçu dans l'image LDR.

### 2.2.4.14. Opérateur de Yee

Yee et Pattanaik [Yee 2003] considèrent que la luminance d'adaptation n'est pas constante pour une image, mais dépend de la zone où l'on regarde. Ils proposent de calculer ces luminances d'adaptation en segmentant l'image en zones où la luminance est considérée comme assez homogène.

A partir de cela, n'importe quel opérateur global faisant appel à la luminance d'adaptation peut être transformé en opérateur local, il suffit de prendre en chaque pixel la valeur correspondante de l'adaptation. Yee et Pattanaik ont testé trois opérateurs : [Pattanaik 2000], [Ferwerda 1996] et [Tumblin 1993].

Dans l'implémentation utilisée, nous avons appliqué l'opérateur de Tumblin et Rushmeier [Tumblin 1993].

## 3. Evaluation des FRT

Face à la multitude de fonctions pouvant convenir pour notre application, il fallait pouvoir proposer une méthode d'estimation de leur efficacité.

Nous allons dans ce paragraphe rappeler quelques notions sur les méthodes d'évaluation de qualité d'images et de vidéos, avant de proposer une méthode dédiée à notre problématique.

## Chapitre 4 Optimisation de la représentation de l'environnement

La notion de "qualité d'image" est un terme générique qui combine différentes significations. La qualité de l'image peut être liée à la perception subjective d'une image, d'un point de vue esthétique par exemple. La qualité de l'image peut également être définie en termes de fidélité à la réalité ou à une situation idéale, les critères de qualité étant liés à la visibilité des distorsions dans l'image. Cela a donné lieu à beaucoup d'études, par exemple dans le domaine de la compression d'images, pour l'analyse comparative de différentes méthodes de compression [Winkler 2013]. En fait, chaque fois que l'on traite une image et quelle que soit la finalité du traitement, il peut apparaître des dégradations sur l'image (faux contours, fausses couleurs, artefacts temporels tels que le scintillement pour les vidéos, etc..), et donc le besoin de définir des indicateurs pour quantifier ces dégradations apparaît aussi. [Eilersten 2013]

Nous présentons ci-dessous quelques notions utilisées pour l'estimation de la qualité, avant de préciser comment nous allons procéder dans notre cas particulier.

### 3.1. Méthodes d'évaluation des images

#### 3.1.1. Méthodes subjectives

Parce que la définition d'une "bonne image" ou d'une « image agréable » n'est pas facilement traduite en paramètres bien définis et non ambigus, l'évaluation humaine apparaît d'abord comme incontournable.

L'évaluation subjective de la qualité visuelle a été formalisée dans la Recommandation UIT-R BT.500-10<sup>16</sup>, qui suggère des conditions d'observation et des protocoles d'évaluation normalisés.

On parle d'évaluation subjective par double stimulus lorsque l'évaluation est effectuée par comparaison de paires successives, entre une série d'images "de référence" et la série d'images (ou de vidéos) à tester. L'analyse est basée sur la différence de notation pour chaque paire.

Une évaluation par stimulus unique est également possible ; dans ce cas les sujets évaluent des attributs de qualité perçus, sans référence à une « image idéale », le plus souvent selon un choix forcé (les attributs à évaluer sont précisés).

Les évaluations peuvent être des tests comparatifs (classement), ou absolus. L'analyse des résultats repose en général sur le calcul de la réponse moyenne entre les sujets, accompagnée par un intervalle de confiance.

---

<sup>16</sup> The ITU Radiocommunication Assembly ;Methodology for the subjective assessment of the quality of television pictures. International Telecommunication Union (2003).



À condition que les conditions expérimentales soient correctes, ces différents tests peuvent donner accès à la «vérité» sur la qualité perçue, cependant ils sont complexes à concevoir, chronophages et coûteux. Il est de plus difficile de pouvoir généraliser les résultats obtenus à des évaluations sur d'autres images (le contenu sémantique est connu pour influencer la perception), dans d'autres contextes, avec d'autres sujets : Simone *et al* [Simone 2010] comparent les valeurs de contrastes perçus par un panel de volontaires dans un environnement contrôlé (laboratoire) et dans un environnement incontrôlé (en ligne) : les résultats peuvent être significativement différents.

À la recherche d'alternatives plus rapides, les chercheurs se sont tournés vers des méthodes dites objectives, avec des métriques basées sur des mesures de paramètres dans les images [Jobson 1997][Rahman 1996].

### 3.1.2. Méthodes objectives

La méthode la plus simple consiste à comparer les images pixel par pixel et à mesurer la distance entre ces images. Cette distance peut être représentée par l'erreur quadratique moyenne (EQM ou MSE en anglais) entre les deux images :

$$EQM = \frac{1}{M \times N} \sum_i^N \sum_j^M |I_{i,j} - \hat{I}_{i,j}|^2 \quad (74)$$

Où  $I_{i,j}$  et  $\hat{I}_{i,j}$  sont les valeurs du pixel  $i,j$  dans deux images de même taille  $M \times N$

Plus EQM est faible, moins il y a de différence entre les images. Mais on constate que le résultat dépend fortement de l'image étudiée elle-même. Pour corriger cet inconvénient (pour pouvoir effectuer des comparaisons), on emploie plutôt une version "normalisée" en calculant le rapport signal-à-bruit, notée PSNR (Peak Signal-to-Noise Ratio) [Winkler 2013].

$$PSNR_{dB} = 10 \log_{10} \left( \frac{L^2}{EQM} \right) \quad (75)$$

L : nombre d'échelons de luminance (255 pour 8 bits)

Dans le cas d'une image couleur, cet indicateur est calculé sur chacun des plans. Cela signifie que les corrélations entre les trois plans ne sont pas prises en compte, ce qui limite grandement la pertinence de cet indicateur.

D'une manière générale, on sait que l'apparence perçue d'une image varie en fonction :

- des fréquences spatiales,
- de l'adaptation, c'est-à-dire du niveau de luminance
- fréquences dans le domaine temporel pour les vidéos

- des phénomènes de masquage (influence du « fond » sur lequel on cherche à distinguer une « cible »)

Les méthodes de comparaison pixel à pixel ne peuvent pas prendre en compte ces phénomènes. Des métriques plus efficaces sont celles qui tendent à imiter le système visuel humain (SVH), avec une réponse qui dépend beaucoup moins de la valeur absolue de chaque pixel et prend en compte les variations locales par rapport aux pixels voisins. La modélisation mathématique des différents processus non linéaires de la perception (sensibilité à la luminance, discrimination des couleurs, etc.) est réalisée soit par des filtres spatiaux simples soit par des séries pyramidales de filtres, par mimétisme avec l'organisation des neurones du cortex visuel, organisés en colonnes caractérisées chacune par une sensibilité à l'orientation et à la taille. Ces méthodes multi-échelles sont à la base de nombreux travaux d'évaluation de la qualité d'image, dès le premier essai de Daly pour définir un indice VDP (Visual Difference Predictor) en 1993 [Daly 1993]. Cette méthode prend en compte l'adaptation lumineuse du système visuel et ses fonctions de sensibilité dépendant du contraste et dépendant de l'orientation, les écarts sont évalués en termes de JND (Just Noticeable Difference). Mantiuk *et al* [Mantiuk 2005] complètent cette approche pour les images HDR. Plus récemment, Gastaldo *et al* utilisent des paradigmes d'apprentissage automatique [Gastaldo 2013].

Une autre approche est basée sur la structure de l'image plutôt que sur la valeur de chaque pixel : le SVH analyse d'abord l'image dans son ensemble, et les effets de floutage ou de bloc peuvent modifier la perception de l'image : une mesure de la similarité structurelle entre deux images devrait fournir une bonne approximation de l'image perçue. Une revue plus exhaustive peut être trouvée dans [Thung 2010].

### 3.1.3. Cas de l'évaluation des FRT

L'évaluation des FRT présente quelques caractéristiques propres, puisque elle conduit à comparer des images par essence différentes.

Beaucoup d'études utilisent des évaluations par un panel de sujets pour estimer la qualité des opérateurs, et dans la très grande majorité des cas, il s'agit d'évaluation par rapport à une référence.

La référence peut être l'image affichée sur un écran HDR (par exemple [Melo 2014], [Cadik 2008], ou bien une scène réelle ([Yoshida 2007])).

Kuang propose les deux types d'évaluations : par rapport à une scène réelle, et par rapport à un affichage HDR [Kuang 2010].

Lors de ces évaluations subjectives, les sujets sont invités à noter ou à classer les opérateurs en fonction de critères perceptuels : la luminosité, le contraste, la reproduction des couleurs, la reproduction des détails, ou d'une manière plus générale : l'impression de « naturel ».

## Chapitre 4 Optimisation de la représentation de l'environnement

Dans le cas de FRT sur vidéos, des critères s'ajoutent : l'existence de scintillement (« flicker »), de bruit, de phénomènes de halos ou de fantômes (« ghosting effect »), d'incohérence temporelle dans la luminosité ou la couleur [Eilertsen 2013].

### 3.1.4. Nos besoins

Pour l'application qui nous concerne, ces méthodes ne sont sans doute pas les plus adaptées. Nous voulons certes que les images affichées sur le visiocasque paraissent « naturelles », « agréables ». Mais nous souhaitons surtout qu'elles soient différentes de la réalité, puisque nous voulons les utiliser pour apporter des informations supplémentaires, que l'utilisateur a des difficultés à percevoir directement. Les métriques proposées ci-dessus ne sont donc pas du tout appropriées.

Prenons comme point de départ de notre réflexion les caractéristiques de la vision résiduelle présentées par les utilisateurs potentiels, en essayant de les relier aux caractéristiques que doivent présenter les images affichées.

Ainsi, on peut se fixer les critères suivants pour évaluer les traitements que nous allons appliquer aux images :

- possibilité de fixer la luminance max inférieure ou égale à la luminance de confort de l'utilisateur ;
- couleurs plus saturées ;
- possibilité de maintenir une luminance d'adaptation constante ou très lentement variable ;
- contraste rehaussé, principalement dans les zones de faibles luminances.

Les trois premiers points ne posent pas de problème pour leur mesure. Nous allons nous attarder davantage sur le dernier, la mesure du contraste, parce qu'elle est moins triviale.

### 3.2. Méthodes d'évaluation du contraste

Nous rappelons qu'il existe plusieurs formules pour définir la notion « d'image contrastée », alors même que le terme est couramment employé et apparaît très souvent comme une caractéristique essentielle pour évaluer la qualité des images.

Les études psychophysiques sur la perception des contrastes en luminance utilisent principalement les deux définitions ci-dessous, en fonction du type de stimulus utilisé :

- **contraste de Weber :**

dans le cas d'une cible (luminance  $L_{cible}$ ) affichée sur un fond uni ( $L_{fond}$ ) :

$$C_w = \frac{L_{cible} - L_{fond}}{L_{fond}} \quad (76)$$

### - contraste de Michelson:

Dans le cas de stimuli tels que des réseaux avec une variation sinusoïdale de la luminance entre

$L_{max}$  et  $L_{min}$

$$C = \frac{L_{max} - L_{min}}{L_{max} + L_{min}} \quad (77)$$

Ces deux définitions conviennent bien à des stimuli simples, mais ne peuvent pas être appliquées à des stimuli plus complexes, tels que des images représentant des scènes naturelles : dans ce cas, quelques points très clairs ou très sombres peuvent conduire à une évaluation du contraste, qui n'est pas celle réalisée par le SVH, qui dépend beaucoup moins de la luminance absolue que de ses variations locales. Elles ne prennent pas non plus en compte la structure spatiale de l'image.

Peli [Peli 1990] a proposé une méthode de mesure du contraste local basée sur la connaissance du fonctionnement du SVH : l'image est d'abord passée dans une structure multi-échelle de filtres passe-bande, de largeur de bande de 1 octave, ce qui correspond à la largeur de bande d'une colonne corticale. Le contraste en chaque point et pour chacune des bandes de fréquence s'exprime alors comme le rapport entre la valeur de la luminance en ce point et la valeur moyenne pour la bande de fréquence inférieure. Une application de cette définition peut être la simulation de la baisse de la sensibilité aux contrastes liée à une pathologie.

Mais elle ne permet pas de prendre en compte la couleur. Or une étude menée sur une vingtaine de sujets dans [Calabria 2003] montre que le contraste perçu dépend aussi du contenu chromatique : une image en niveaux de gris est toujours considérée comme moins contrastée qu'une image couleur.

La question se pose alors de la perception du contraste par des personnes qui présentent des troubles de la vision des couleurs, et une baisse d'acuité et de sensibilité aux contrastes.

### 3.3. Basse vision et perception subjective du contraste

Nous avons effectué une étude d'évaluation subjective du contraste sur des sujets normaux et déficients visuels

### **Sujets**

Les sujets de l'évaluation subjective sont 17 sujets «témoins» (NVS1 à NVS17), avec une acuité normale ou corrigée à la normale et 2 patients atteints de rétinite pigmentaire (RP1 et RP2), avec une acuité égale respectivement à 3/10 et 1.6/10.

### **Méthode**

Vingt images de scènes naturelles (paysages, visages humains, bâtiments) ont été extraites de la base d'images couramment utilisée pour l'analyse comparative des processus de traitement d'image (<http://r0k.us/graphics/kodak/>).

Chaque image subit trois traitements, afin de modifier des éléments participant à la perception du contraste [Chen 2011] : modification de la gamme de luminance et de son écart type par égalisation de l'histogramme de la clarté, augmentation de la saturation dans le plan de la chrominance, et enfin rehaussement de contours (sharpening) pour la modification du contraste local.

Chaque image initiale et les trois images qui en dérivent sont affichées simultanément sur un fond gris neutre. Les sujets sont assis dans une pièce sombre, à 70 cm du moniteur. Dans ces conditions, chacune des 4 images occupe un champ visuel de 12 degrés et la fréquence spatiale maximale est de 25 cpd. Les sujets sont invités à donner une note entre 0 (image pas du tout contrastée) et 5 (image très contrastée) pour chacune de ces quatre images pour les 20 séries successives de 4 images.

### **Résultats**

On vérifie tout d'abord qu'il n'existe pas de différence significative entre les scores proposés par tous les sujets voyants (méthode : tests de Student).

Le score subjectif sera alors donné par la moyenne des notes des 17 observateurs.

On remarque ensuite que les scores pour les deux sujets déficients visuels sont significativement différents du score moyen des autres sujets (test de Wilcoxon :  $p = 0,12$  et  $p = 0,11$ ).

Nous avons essayé de comprendre d'où pouvaient provenir les différences observées. Il convient de noter que la faible acuité visuelle est caractérisée par une perte de sensibilité au contraste pour la partie des hautes fréquences. Lorsque la fonction de sensibilité au contraste (fsc) chez les personnes normalement voyantes montre une fréquence de coupure d'environ 30 cpd, la situation est différente pour les personnes ayant une faible acuité visuelle: alors que la forme de la fsc n'est pas déformée, elle subit un déplacement horizontal, avec une diminution de la fréquence haute de coupure [Chung 2016]. Cela signifie que le contraste local ne peut pas être perçu de la même façon, lorsque l'image regardée comporte une forte proportion de fréquences supérieures à cette valeur. Pour des images présentant moins de hautes fréquences, l'écart sera moins important.

Cela peut expliquer la différence dans la façon de noter les images parmi les deux populations : une image contenant une forte proportion de fréquences spatiales élevées, c'est-à-dire contenant beaucoup de détails, et avec une grande dynamique de clarté, a plus de chance d'être perçue comme contrastée par une personne avec une vision normale. Par contre, une personne présentant une faible acuité ne pourra pas percevoir les détails, surtout dans les zones sombres, elle aura donc la perception d'une image plus floue, moins contrastée.

Par ailleurs, nous avons vu aussi que la vision des couleurs était modifiée. Pour les sujets que nous avons recrutés, les évaluations montraient une tendance à la confusion selon l'axe tritan, ce qui est cohérent avec le fait qu'on estime que les cônes S sont majoritairement touchés au début de la maladie [Greenstein 1991]. Les couleurs perçues sont comme moins saturées, surtout sur l'axe bleu jaune. On peut donc s'attendre à ce qu'une image présentant des couleurs peu saturées et une variabilité de la chroma concentrée sur l'axe bleu jaune soit perçue comme moins contrastée par une personne déficiente visuelle que par une personne à vision normale.

Cela nous conduit à la conclusion suivante : si l'on désire établir une méthode objective pour mesurer le contraste perçu par des déficients visuels, il est nécessaire d'appliquer cette méthode, non pas sur l'image que l'on veut étudier, mais sur une image dégradée pour prendre en compte les caractéristiques de la vision déficiente.

### 3.4. Méthode objective pour l'évaluation du contraste

Pour notre évaluation des images, nous avons choisi de nous inspirer de la méthode proposée par Chen et Kim [Chen 2011]. Ces auteurs suggèrent que l'évaluation de la perception du contraste consiste à combiner plusieurs composantes, calculées dans l'espace CIE  $L^*a^*b^*$  :

- le contraste global, caractérisé par la plage de clarté  $DRL = L_{max} - L_{min}$  et son écart-type SDL ;
- le contraste local CLL, qui décrit le degré de distinction des détails de l'image ;
- le contraste de chrominance global GCC, calculé à partir de la plage moyenne de chrominance.

#### Calcul de la composante DRL :

Lorsque l'image contient quelques très rares pixels de valeurs extrêmes (très sombres ou très clairs), le contraste perçu ne les prend pas en compte, par contre, ils sont susceptibles d'augmenter la plage de luminance. La première étape est donc l'analyse de l'histogramme de clarté, et la suppression des pixels de valeurs extrêmes (on accepte de supprimer 0.2% du nombre total de pixels).

**Calcul de la composante CLL :**

Afin de définir l'indice de contraste local, l'image est divisée en sous-images, de taille 3x3, qui ne se chevauchent pas. Les modules des gradients dans quatre directions (0 °, 45 °, 90 ° et 135 °) sont calculés sur chaque sous-image dans le plan L (plan de la luminosité) au moyen de quatre masques de Sobel, et leur somme moyenne est proposée pour représenter le contraste local (figure 83).

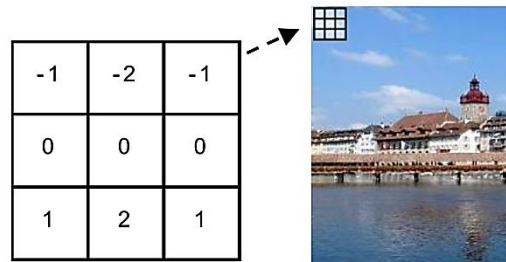


Figure 83 Un des quatre masques Sobel utilisé pour le calcul des gradients dans le sens vertical [Chen 2011]

**Calcul de la composante CGC :**

Le contraste de chrominance est déterminé en faisant la moyenne des valeurs maximum de chrominance obtenues dans  $N_s$  secteurs du plan  $a^* b^*$ .

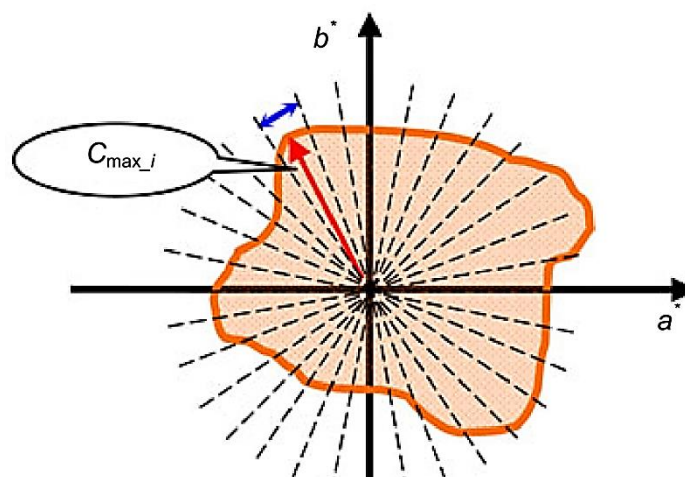


Figure 84 Calcul du contraste global de chrominance [Chen 2011]

$$V_{GCC} = \frac{1}{N_s} \sum_{i=1}^{N_s} C_{max_i} \quad (78)$$

### Calcul de l'indice global

Dans [Chen 2011], l'indice de contraste objectif (ICO) est généré à partir de la somme pondérée des quatre composantes:

$$ICO = k_1 DRL + k_2 SDL + k_3 CGC + k_4 CLL + k_5 \quad (79)$$

Les valeurs des coefficients  $k_1, k_2, k_3, k_4$  et  $k_5$  sont obtenues en cherchant à faire correspondre la valeur de l'indice avec la note donnée par des observateurs humains, grâce à la technique de régression linéaire appliquée entre la somme pondérée des quatre composantes et le score moyen donné par des sujets témoins lors de tests sur des ensembles d'images tests.

En ce qui nous concerne, nous n'allons pas calculer cet indice agrégé. Au contraire, nous préférons examiner le comportement de chacun des paramètres, pour décrire plus précisément l'action de différentes FRT que nous voulons comparer.

### 3.5. Evaluation des FRT

Dans le paragraphe suivant, nous allons comparer les effets des différentes fonctions afin de déterminer celles qui nous paraissent les plus prometteuses.

#### 3.5.1. Méthode

Nous avons travaillé sur une scène contenant à la fois des zones sombres et des zones éclairées, des zones avec de fortes fréquences spatiales et des zones de plus faibles fréquences spatiales. En effet, lorsque l'on étudie plus précisément certaines FRT, on se rend compte que pour obtenir de bons résultats, il faut les paramétrer de manière adaptée à chaque image. Dans notre application, cela n'est pas possible. Nous allons donc chercher à estimer la capacité de chacune des FRT étudiée à répondre correctement à la fois dans les faibles et les fortes luminances.

La scène étudiée (figure 85) a été acquise par la caméra DFK -AFU130 avec 6 temps d'exposition ( $t = 0.0333s, 0.0500s, 0.066s, 0.1000s, 0.2000s$  et  $1.0000s$ ), et une image HDR a été générée en utilisant la méthode de Debevec et Malik [Debevec 1997].

L'image prise avec le temps d'exposition de 0.033s est prise comme image de référence pour étudier la FRT en LDR.



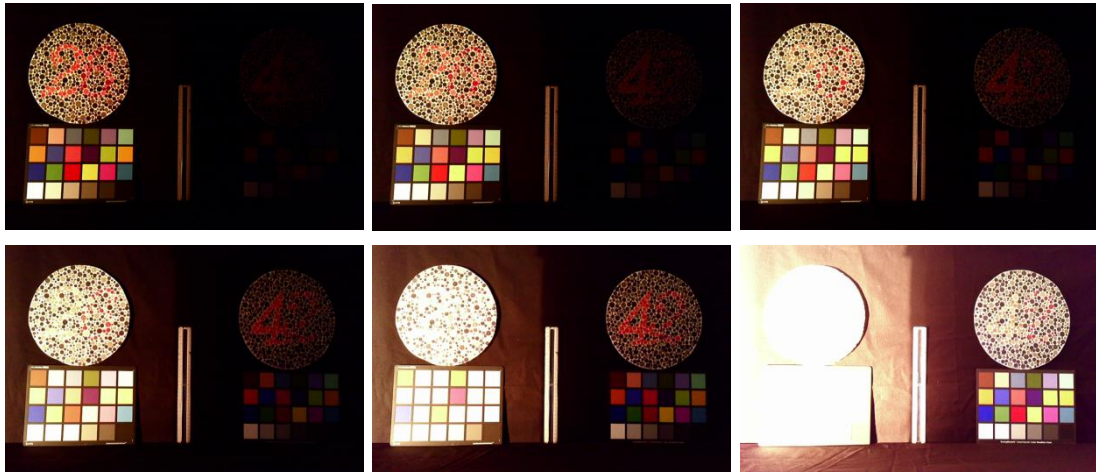


Figure 85 Les 6 images pour la création de l'image HDR, prises avec les temps d'exposition (0.0333s 0.0500s 0.066s 0.1000s 0.2000s 1.0000s ).

Cette image présente les caractéristiques suivantes :

- elle présente une plage de luminance variée, entre des zones très peu éclairées, et des zones très éclairées ;
- elle présente un spectre en fréquence assez étendu, avec des zones contenant des détails fins, et d'autres avec des aplats de couleurs assez homogènes ;
- elle présente une plage de chromaticité assez variée.

Son spectre en fréquence est donné à la figure ci-dessous (figure 86), il s'étend de 0 à 25 cpd.

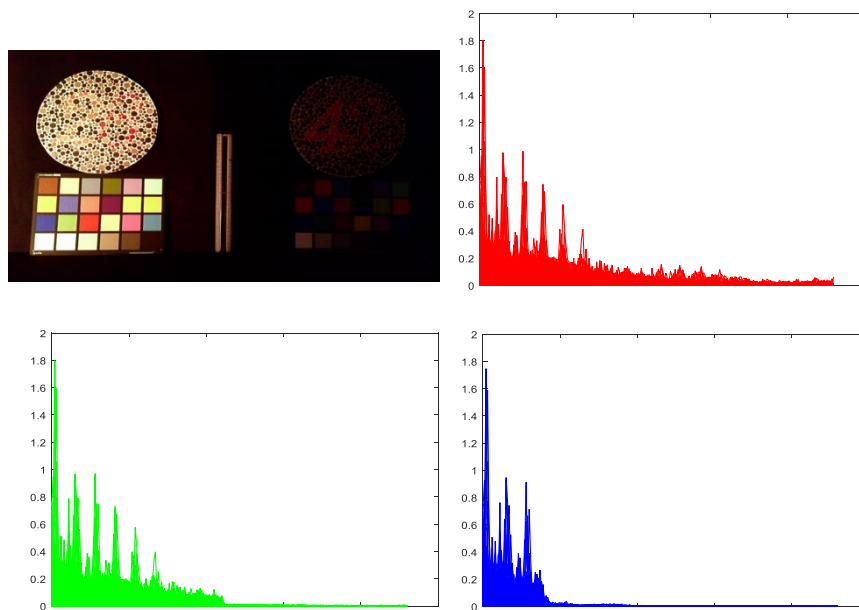


Figure 86 Image étudiée et spectres en fréquence : image initiale (rouge), image avec filtrage à 12cpd (vert) image avec filtrage à 4 cpd (bleu)

## Chapitre 4 Optimisation de la représentation de l'environnement

Sur la figure 86, nous avons également tracé les deux spectres correspondant à l'image filtrée par un filtre passe bas de fréquence de coupure 12cpd et 4 cpd, pour les raisons décrites dans le paragraphe suivant.

La représentation d'une image dans le plan de chromaticité ab est donnée à la figure 87 :

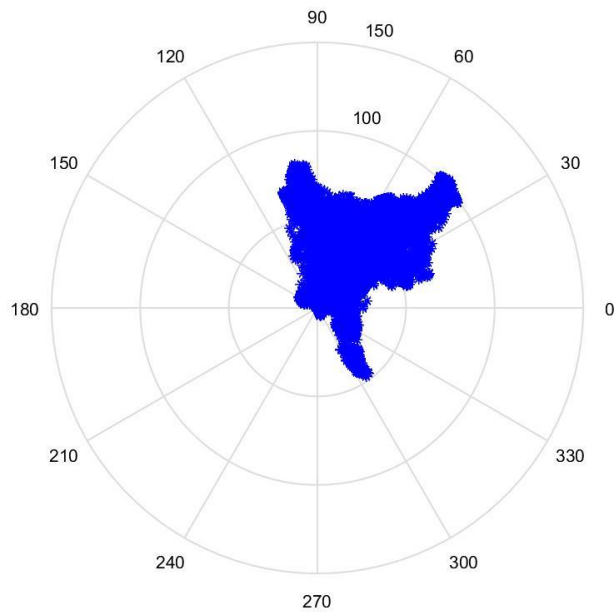


Figure 87 Représentation de la chromaticité pour l'image LDR ( temps d'exposition 0.03s)

L'histogramme de luminance correspondant à l'image HDR est donné à la figure 88 ci-dessous :

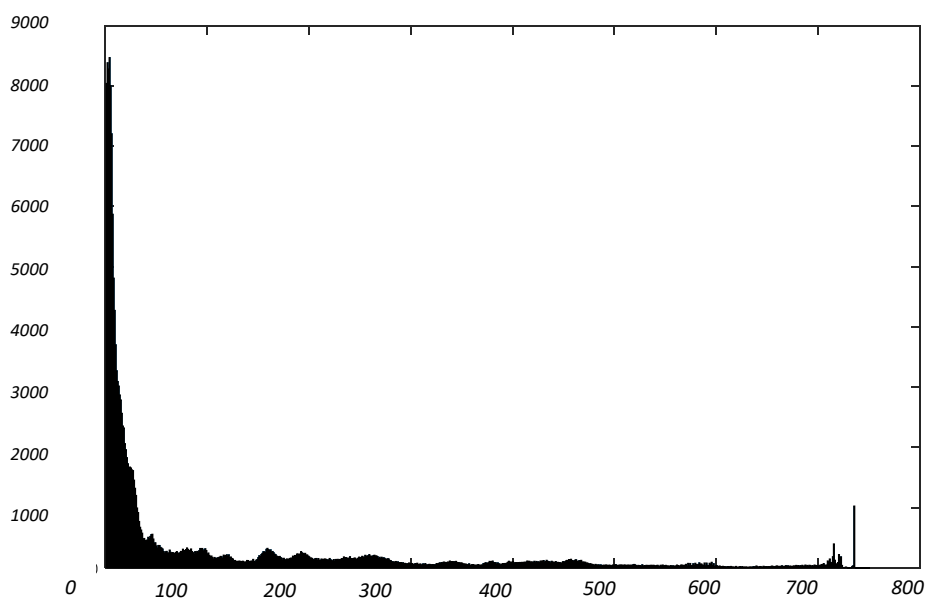


Figure 88 Histogramme de la luminance (en  $\text{cd/m}^2$ ) pour l'image HDR

## Chapitre 4 Optimisation de la représentation de l'environnement

La valeur maximale de la luminance est de  $740 \text{ cd/m}^2$ , soit une valeur bien supérieure à celle qu'un écran classique peut afficher.

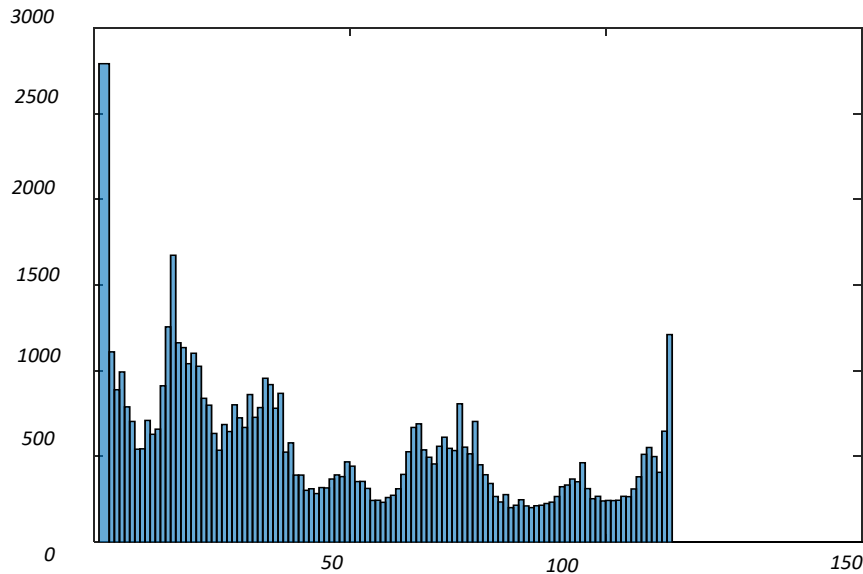


Figure 89 Histogramme de l'image LDR

Afin de simuler une basse vision, nous avons commencé par appliquer des traitements préliminaires :

### Simulation d'une acuité à 3/10 et 1,6/10 :

L'image subit un filtrage passe bas avec une fréquence de coupure à 12 cpd (ce qui correspond à peu près à une acuité de 3/10 d'après [Oomashi 2011] ), ou un filtrage avec une fréquence de coupure à 4 cpd (ce qui correspond à peu près à une acuité de 1,6/10). Les calculs sont faits pour des images  $800 \times 480$  pixels, vues à une distance de 70 cm à laquelle elles occupent un angle de  $12^\circ$  dans le champ visuel.

### Simulation d'un dysfonctionnement des cônes S :

L'image subit les étapes de conversion : RGB  $\Rightarrow$  XYZ  $\Rightarrow$  LMS, puis la composante S est multipliée par un facteur 0,8 (choisi arbitrairement), l'image est à nouveau convertie : LMS  $\Rightarrow$  XYZ  $\Rightarrow$  L\* a\* b\* .

Ensuite, nous calculons les valeurs des différentes composantes du contraste perçu DRL, SDL, GGC, et CLL sur quatre parties de l'image, deux sombres et deux claires, comme indiqué sur la figure 90.

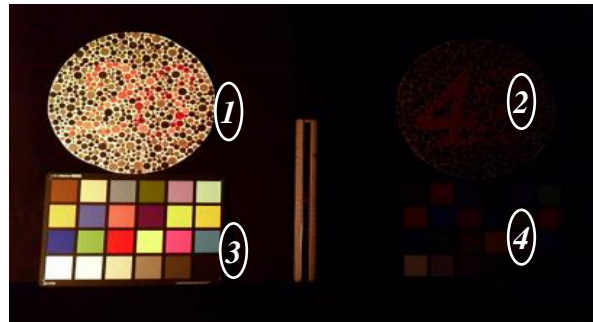


Figure 90 Définition des 4 zones d'intérêt dans l'image

### 3.5.2. Résultats de l'évaluation des images de faible dynamique (LDR)

Nous prenons comme image de référence l'image prise avec le temps d'exposition de 0,033s, puis nous lui appliquons les deux prétraitements (filtrage passe bas, et atténuation de la composante S), puis la fonction logit.

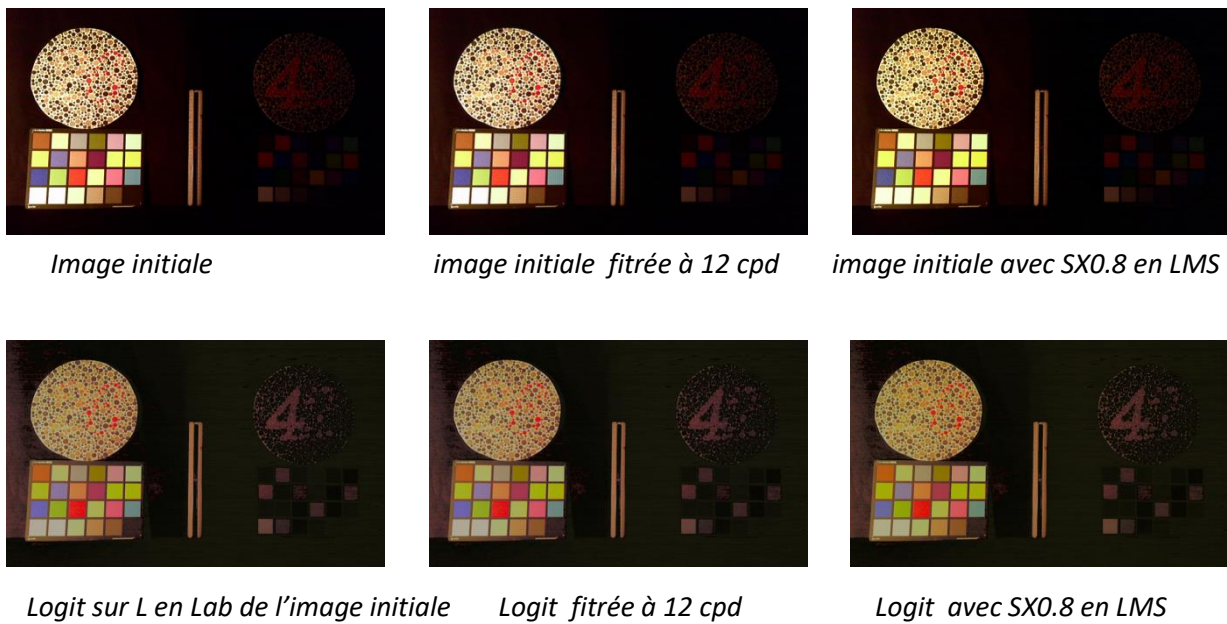


Figure 91 Image étudiée et images obtenues suite à différents traitements

Une simple inspection visuelle (dans les conditions d'observation définies au paragraphe précédent) fait remonter les faits suivants :

- l'application de la logit permet de mieux distinguer les formes dans les zones sombres ;
- par contre, les couleurs des objets ne sont pas bien conservées dans ces zones ;
- les zones claires sont par contre légèrement moins lumineuses ;

## Chapitre 4 Optimisation de la représentation de l'environnement

- les images paraissent moins nettes.

On retrouve bien le constat établi par les premiers utilisateurs du dispositif, qui se déclaraient moins gênés par la luminosité mais se plaignaient d'un manque de contraste.

Nous allons à présent essayer de voir si les paramètres que nous avons choisis pour l'évaluation objective du contraste perçu sont pertinents c'est-à-dire est ce qu'ils sont capables de détecter ces perceptions.

Le calcul des composantes du contraste perçu est effectué sur chacune de ces images, et les résultats indiqués dans les tables ci-dessous, sur chacune des quatre zones de l'image.

**Table 11 : Paramètres caractéristiques du contraste pour la zone 1 de l'image (zone claire)**

Zone 1	Plage de luminance DRL	Ecart type de luminance SDL	Contraste en chroma CGC	Contraste local en luminance CCL
<b>Image initiale</b>	99,00	34,33	17,90	22,29
<b>Image initiale filtrée à 12cpd</b>	99,00	33,51	28,56	21,71
<b>Image initiale avec 0.8xS en LMS</b>	99,00	34,27	17,65	22,73
<b>Image initiale filtrée à 12 cpd et avec 0.8xS en LMS</b>	99,00	33,45	28,51	22,06
<b>Image avec logit sur L</b>	98,98	22,70	17,62	13,84
<b>Image avec logit sur L filtrée à 12cpd</b>	96,00	22,59	18,08	13,67
<b>Image avec logit sur L et avec 0.8xS en LMS</b>	98,98	22,69	36,60	14,11
<b>Image logit filtrée à 12 Cpd et avec 0.8xS en LMS</b>	96,00	22,59	17,77	13,94

Tableau 12 : Paramètres caractéristiques du contraste pour la zone 2 de l'image (zone sombre)

<b>Zone 2</b>	Plage de luminance DRL	Ecart type de luminance SDL	Contraste en chroma CGC	Contraste local en luminance CCL
<b>Image initiale</b>	66,00	2,32	7,94	3,84
<b>Image initiale filtrée à 12cpd</b>	61,00	2,24	6,71	3,71
<b>Image initiale vec 0.8xS en LMS</b>	66,00	2,32	7,36	3,85
<b>Image initiale filtrée à 12 Cpd et avec 0.8xS en LMS</b>	61,00	2,23	6,47	3,72
<b>Image avec logit sur L</b>	82,93	5,97	7,95	5,14
<b>Image avec logit sur L filtrée à 12cpd</b>	74,99	5,73	7,28	4,94
<b>Image avec logit sur L et avec 0.8xS en LMS</b>	82,93	6,00	7,80	5,30
<b>Image logit filtrée à 12 Cpd et avec 0.8xS en LMS</b>	74,99	5,77	6,97	5,10

Tableau 13 : Paramètres caractéristiques du contraste pour la zone 3 de l'image (zone claire)

<b>Zone 3</b>	Plage de luminance DRL	Ecart type de luminance SDL	Contraste en chroma CGC	Contraste local en luminance CCL
<b>Image initiale</b>	99,00	32,24	29,48	11,31
<b>Image initiale filtrée à 12cpd</b>	99,00	31,79	29,02	12,20
<b>Image initiale avec 0.8xS en LMS</b>	99,00	32,15	28,52	11,67
<b>Image initiale filtrée à 12 Cpd et avec 0.8xS en LMS</b>	99,00	31,71	28,36	12,55
<b>Image avec logit sur L</b>	98,97	17,30	29,17	8,26
<b>Image avec logit sur L filtrée à 12cpd</b>	97,00	17,25	28,31	8,68
<b>Image avec logit sur L et avec 0.8xS en LMS</b>	98,97	17,26	27,20	8,32
<b>Image logit filtrée à 12 Cpd et avec 0.8xS en LMS</b>	97,00	17,21	26,79	8,76

Tableau 14 : Paramètres caractéristiques du contraste pour la zone 4 de l'image (zone sombre)

<b>Zone 4</b>	Plage de luminance DRL	Ecart type de luminance SDL	Contraste en chroma CGC	Contraste local en luminance CCL
<b>Image initiale</b>	92,00	2,37	5,83	1,28
<b>Image initiale filtrée à 12cpd</b>	95,00	2,37	5,52	1,23
<b>Image initiale avec 0.8xS en LMS</b>	92,00	2,36	5,47	1,25
<b>Image initiale filtrée à 12 Cpd et avec 0.8xS en LMS</b>	95,00	2,36	5,05	1,21
<b>Image avec logit sur L</b>	95,96	5,54	5,02	1,56
<b>Image avec logit sur L filtrée à 12cpd</b>	95,96	5,52	4,33	1,58
<b>Image avec logit sur L et avec 0.8xS en LMS</b>	95,96	5,58	4,85	1,63
<b>Image logit filtrée à 4 Cpd et avec 0.8xS en LMS</b>	91,97	5,41	9,64	1,37

L'analyse de ces résultats est la suivante :

- l'application de la logit conduit à une augmentation des paramètres DRL et SDL dans les zones sombres (jusqu'à 60% d'augmentation), et à une diminution dans les zones claires (jusqu'à 45%) : cela est bien cohérent avec la courbe de la logit (forte modification pour les faibles valeurs et faible modification pour les fortes valeurs) ;
- l'application de la logit conduit à une augmentation du paramètre CLL dans les zones sombres (jusqu'à 37% d'augmentation), et à une diminution dans les zones claires (jusqu'à 37%) : là encore, il y a cohérence avec la courbe de la logit, et aussi avec les évaluations subjectives ;
- en ce qui concerne le paramètre GCC : ses valeurs sont nettement plus faibles dans les zones sombres, ce qui est cohérent avec la perception de couleurs très ternes ; par ailleurs, la fonction logit ne devrait pas avoir d'influence sur le paramètre GCC ; on constate bien que les variations de ce paramètre sont faibles, à quelques exceptions près (médiane de la variation : 8%, pour une valeur moyenne de 20%).

Cette première analyse nous conforte dans l'idée d'utiliser ces paramètres pour caractériser les effets perceptifs des traitements d'image.

### 3.5.3. Évaluation des FRT en HDR

Nous avons décidé d'utiliser cette méthode d'évaluation des contrastes pour obtenir un classement objectif des différentes FRT. Cette étude sur les images statiques est la première étape d'un travail de travail plus approfondi sur les vidéos.

Nous avons choisi de travailler sur les algorithmes déjà implémentés dans HDRtolbox sous Matlab, et pour chacun d'eux, nous avons pris les paramètres par défaut. On sait que faire varier certains paramètres peut améliorer grandement les performances, selon le type d'images auxquelles on applique les traitements.

Cependant, pour notre application, il n'est pas souhaitable de multiplier les possibilités de réglage, au contraire, dans l'idéal, le dispositif devrait permettre d'obtenir de bons résultats quelles que soient les conditions d'éclairage, sans aucune manipulation autre que la personnalisation pour l'utilisateur qui aura lieu une fois pour toutes.

Les résultats de 15 FRT que nous avons testées sont montrés sur la figure 92 :

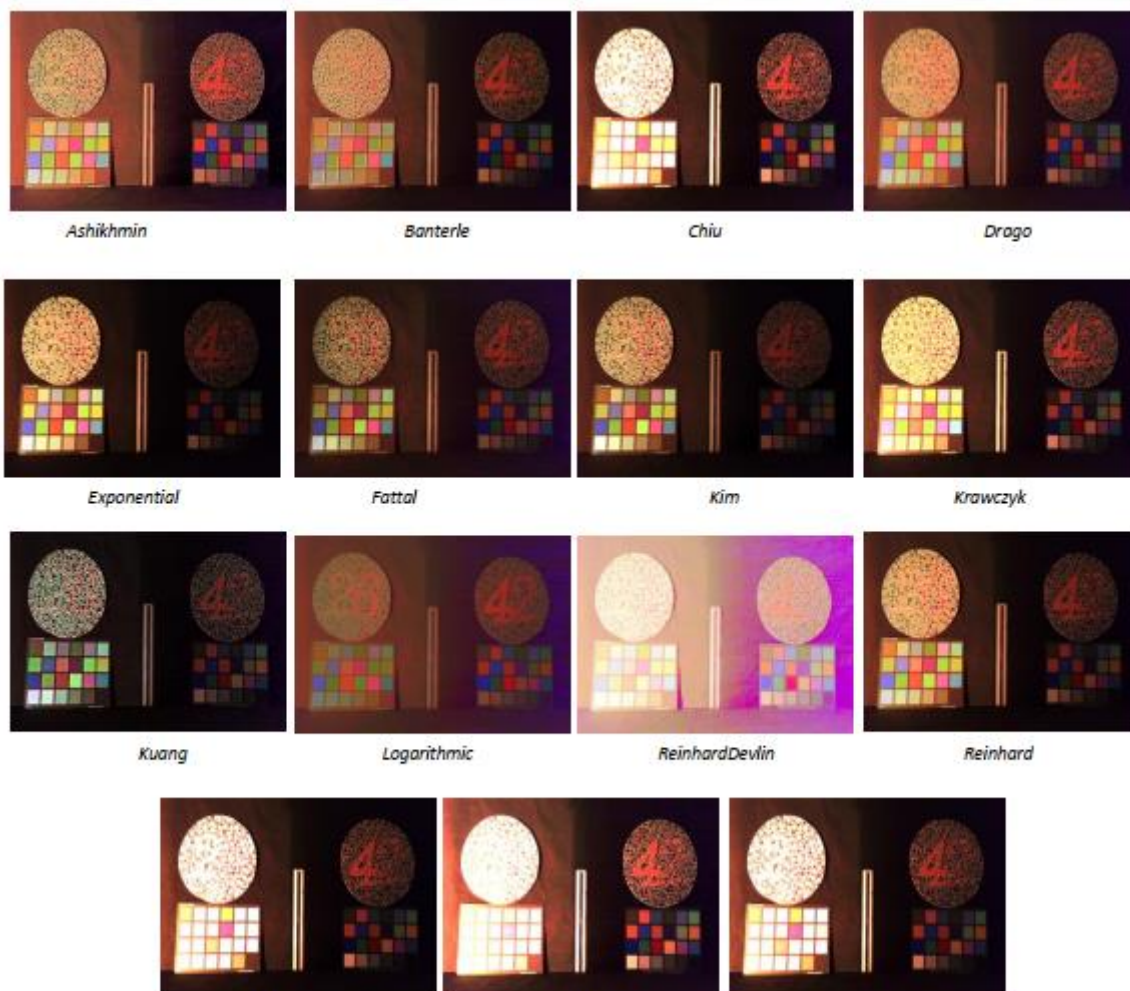


Figure 92 Les images obtenues après traitement par les différentes FRT



## Chapitre 4 Optimisation de la représentation de l'environnement

À première vue, il est clair qu'il existe des différences significatives entre toutes ces images.

Les résultats des calculs effectués sur l'image entière sont donnés dans la table ci-dessous :

**Table 15 : Valeurs des composantes du contraste pour les différentes FRT**

<b>FRT</b>	<i>Plage de luminance DRL</i>	<i>Ecart type de luminance SDL</i>	<i>Contraste en chroma CGC</i>	<i>Contraste local en luminance CCL</i>
<b>Ashikhmin</b>	98	25,41	42,52	10,92
<b>Banterle</b>	95,99	22,43	37,48	7,34
<b>Chiu</b>	98,92	34,13	35,83	7,68
<b>DragoT</b>	98,9	23,42	38,28	6,88
<b>Exponential</b>	99	26,84	36,95	5,73
<b>Fattal</b>	86,94	17,6	36,61	6,84
<b>Kim</b>	99	23,48	35,86	5,68
<b>Krawczyk</b>	98,97	31,96	36,68	7,33
<b>Kuang</b>	95	19,98	59,48	7,2
<b>Logarithmic</b>	87,24	11,56	35,06	6,97
<b>ReinhardDevlin</b>	91,41	14,53	42,59	8,29
<b>Reinhard</b>	97,99	25,29	37,82	5,91
<b>TumblinRushmeier</b>	98,99	34,18	30,13	7,04
<b>Ward</b>	98,95	35,59	34,69	7,93
<b>Yee</b>	98,98	33,93	32,08	7,4

## Chapitre 4 Optimisation de la représentation de l'environnement

On constate que les différentes fonctions étudiées ne conduisent pas à des résultats extrêmement différents, alors que l'impression visuelle n'est pas la même : par exemple, l'opérateur de ReinhardDevlin présente un CLL très important, alors que visuellement l'image paraît peu contrastée. Les opérateurs Banterle et Ward ont une valeur de CLL proche, alors que visuellement, ils apparaissent différents.

Afin de donner une comparaison plus précise des performances des 15 FRT utilisées, nous allons calculer les quatre composantes du contraste perçu en distinguant les actions dans les zones claires et dans les zones sombres de l'image, comme définies précédemment. Ces images partielles sont données en annexe IV.

Les résultats par zone sont donnés dans la table ci-dessous :

**Table 16 : Valeurs des composantes du contraste pour les différentes FRT**

<b>Moyenne zones claires</b>	<b>DRL</b>	<b>SLD</b>	<b>CGC</b>	<b>CLL</b>		<b>Moyenne zones sombres</b>	<b>DRL</b>	<b>SLD</b>	<b>CGC</b>	<b>CLL</b>
<b>Ashikhmin</b>	97,6	19,0	28,9	17,6		<b>Ashikhmin</b>	88,5	18,4	24,7	12,4
<b>Banterle</b>	97,3	16,9	26,3	13,3		<b>Banterle</b>	93,0	11,6	17,9	7,3
<b>Chiu</b>	98,9	26,8	50,5	11,9		<b>Chiu</b>	93,0	18,6	22,3	10,2
<b>Drago</b>	97,7	16,5	27,6	9,7		<b>Drago</b>	94,4	12,5	18,5	7,4
<b>Exponential</b>	98,5	28,2	29,4	13,3		<b>Exponential</b>	84,5	5,7	8,3	3,9
<b>Fattal</b>	93,4	20,6	24,6	11,7		<b>Fattal</b>	89,9	9,3	17,5	6,6
<b>Kim</b>	98,5	25,1	28,0	12,9		<b>Kim</b>	89,5	6,2	9,7	4,3
<b>Krawczyk</b>	99,0	26,5	27,6	12,1		<b>Krawczyk</b>	89,0	14,7	18,2	9,0
<b>Kuang</b>	97,0	27,0	40,2	16,9		<b>Kuang</b>	85,5	9,1	16,6	6,3
<b>Logarithmic</b>	90,3	7,3	38,3	6,9		<b>Logarithmic</b>	93,0	8,2	21,0	5,9
<b>ReinhardDevlin</b>	89,8	8,6	48,4	5,0		<b>ReinhardDevlin</b>	90,3	10,1	31,7	7,8
<b>Reinhard</b>	98,0	22,7	29,3	11,0		<b>Reinhard</b>	91,0	8,8	12,2	5,7
<b>TumblinRushmeier</b>	99,0	27,7	25,5	12,5		<b>TumblinRushmeier</b>	85,5	12,5	15,1	7,7
<b>Ward</b>	98,9	19,0	21,9	8,6		<b>Ward</b>	91,4	22,0	26,0	12,6
<b>Yee</b>	99,0	26,5	26,5	12,7		<b>Yee</b>	87,5	13,1	16,3	8,2

Commençons par comparer les résultats avec ceux de l'image LDR :

Dans les zones claires :

## Chapitre 4 Optimisation de la représentation de l'environnement

- l'ensemble des opérateurs a tendance à diminuer le SDL ;
- l'ensemble des opérateurs a tendance à diminuer le CLL, et pour certains très fortement (Drago, ReinhardDevlin et Ward) ;
- le CGC ne varie pas beaucoup, la différence correspond sans doute à une variation à peine perceptible.

Dans les zones sombres :

- l'ensemble des opérateurs a tendance à augmenter tous les paramètres, cela semble intéressant, puisque dans notre problématique, les problèmes de perception se rencontrent surtout dans les zones sombres.

Pour préciser et valider ces résultats, comparons à présent les résultats obtenus à ceux déduits de l'observation visuelle :

- dans les zones claires, les FRT Chiu, ReinhardDevlin, Tumblin, Ward et Yee donnent des images semblant surexposées ; cela est cohérent avec des valeurs de DRL, SDL et CLL très faibles simultanément avec de valeurs de CGC élevée ;
- dans les zones sombres, les opérateurs Chiu, ReinhardDevlin, Ward donnent visuellement des images assez lisibles, ce qui est cohérent avec des valeurs de CLL et de CGC proches de celles obtenues dans les zones claires ; les opérateurs Exponentiel, Kim et Reinhard conduisent à des valeurs de CGC et de CLL inférieures à celles des autres opérateurs. C'est cohérent avec l'impression visuelle de zones très sombres et sans contrastes ;

De même que pour l'étude faite en LDR, il semble que les paramètres que nous avons choisis soient assez efficaces pour traduire les impressions visuelles à condition de les considérer ensemble, et pas séparément.

Une exception est l'opérateur Kuang, qui donne une image d'aspect très froid, alors que les valeurs de CGC et CLL ne sont pas significativement différentes de celles des autres opérateurs.

Comparons maintenant les résultats avec ceux obtenus sur les images LDR avec la fonction logit.

Dans les zones claires :

- l'ensemble des opérateurs produit un DRL plus faible (c'est-à-dire qu'ils compressent davantage les hautes luminosités), par contre l'effet sur le SDL est très variable ;
- l'ensemble des opérateurs produit un CLL moins élevé que la logit à 2 exceptions près (Ashikhmin et Kuang) ;
- l'ensemble des opérateurs produit un CGC supérieur à celui de la logit (à l'exception de Ward).

## Chapitre 4 Optimisation de la représentation de l'environnement

Dans les zones sombres :

- l'ensemble des opérateurs produit un CLL plus élevé que la logit, ce qui est particulièrement vrai pour l'opérateur d'Ashikhmin ;
- le DRL peut être augmenté ou diminué, selon les cas, mais le SDL est toujours plus élevé ;
- l'ensemble des opérateurs produit un CGC supérieur à celui de la logit.

Regardons ensuite la robustesse des différents opérateurs par rapport à une baisse d'acuité :

- que ce soit dans les zones claires ou sombres, les écarts observés pour les valeurs du CLL, DRL et SDL obtenus sur l'image initiale et sur l'image passée dans filtre passe bas ne dépassent pas 5% ;
- seuls les opérateurs Chiu, ReinhardDevlin et Ward produisent des CGC très différents dans les zones claires.

### 4. Changement des couleurs selon l'axe de confusion

Nous abordons dans ce paragraphe un autre axe de travail : les sujets atteints de rétinite pigmentaire ou de glaucome ont une vision des couleurs déficiente. Nous avons donc cherché s'il existait un moyen pour éviter les confusions de couleur.

#### 4.1. Principe de la méthode

Pour les personnes souffrantes de troubles de vision des couleurs, plusieurs solutions sont proposées.

Nous avons choisi de travailler selon la méthode définie par Badlani et Deshmuck [Badlani 2016]. Cette méthode est l'algorithme de correction de couleurs le plus appliqué, il est intégré dans les systèmes d'exploitation des ordinateurs, les smartphones et les tablettes.

Le principe de base de cet algorithme est de traduire les couleurs non perceptibles dans le domaine perceptible du sujet selon la démarche ci-dessous :

- conversion images RGB vers XYZ ensuite vers LMS ;
- modification des composantes LMS vers L'M'S' en fonction du type d'anomalie (c'est-à-dire en considérant que selon le type d'anomalie, les réponses des cônes sont modifiées) en utilisant une des équations ci-dessous.

$$\begin{bmatrix} L_{deut} \\ M_{deut} \\ S_{deut} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0.4942 & 0 & 1.2483 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} L \\ M \\ S \end{bmatrix} \quad (80)$$

$$\begin{bmatrix} L_{prot} \\ M_{prot} \\ S_{prot} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 2.0234 & -2.5258 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} L \\ M \\ S \end{bmatrix} \quad (81)$$

$$\begin{bmatrix} L_{trita} \\ M_{trita} \\ S_{trita} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ -0.3959 & 0.8011 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} L \\ M \\ S \end{bmatrix} \quad (82)$$

- conversion L'M'S' vers X'Y'Z' puis vers R'G'B ;
- la différence entre RGB et R'G'B représente les informations perdues  $RGB_{perdu}$  c'est à dire les informations que le dichromate ne voit pas ; ces informations sont alors modifiées de manière à être perçues par les 2 autres types de cônes ; dans le cas de la deutéranomalie, cela est réalisé par l'équation ci-dessous :

$$\begin{bmatrix} R_{mappé} \\ G_{mappé} \\ B_{mappé} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0.7 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0.7 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R_{perdu} \\ G_{perdu} \\ B_{perdu} \end{bmatrix} \quad (83)$$

- l'étape finale consiste à additionner  $RGB_{mappé}$  à l'image initiale RG.

Nous avons implémenté cet algorithme sous Matlab, le résultat pour une déficience de type deutéranomalie est donné figure 93 :

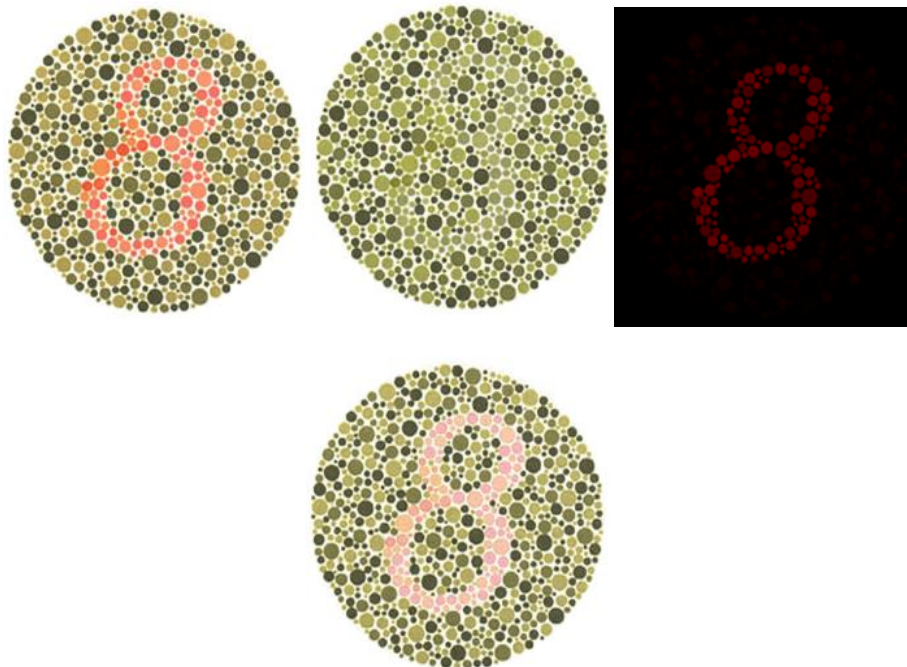


Figure 92 Correction deutéranopie,

avec successivement de gauche à droite et de bas en haut : Image initiale, simulation vision avec deutéranopie, information perdue, image corrigée

## Chapitre 4 Optimisation de la représentation de l'environnement

Bien que les résultats de cette correction soient satisfaisants pour la plupart des cas, cette méthode n'est pas personnalisable, cela ne correspond donc pas à notre cahier des charges.

### 4.2. Personnalisation de la méthode

Afin de résoudre la problématique des troubles de vision des couleurs pour la rétinite pigmentaire et le glaucome, nous avons développé le test de mesure des seuils de détection de couleurs sur les axes de confusion qui a été présenté au chapitre 3. Ce test nous permet de quantifier les seuils de détection sur chaque axe de confusion.

Nous avons utilisé ces seuils pour développer un algorithme de correction des couleurs adaptée pour chaque patient :

- nous convertissons l'image RGB vers XYZ, puis en  $xyY$  ;
- pour chaque pixel de l'image nous cherchons les confusions entre le pixel et les pixels voisins ; pour cela : nous définissons les équations de l'axe (ou des axes) de confusion qui passent par ce pixel ; ensuite, nous vérifions si les pixels voisins du pixel appartiennent à cette droite ;
- dans le cas où les pixels voisins ne font pas partie de droite de confusion, aucune modification n'est appliquée ;
- dans le cas où le pixel voisin fait partie de la ligne de confusion nous ajoutons une valeur égale au seuil en  $(x,y)$  pour enlever la confusion entre le pixel et le pixel voisin ;
- nous réalisons la conversion inverse vers XYZ puis RGB ;
- nous répétons le traitement sur l'ensemble des pixels de l'image.

### 4.3. Implémentation de la méthode :

Nous commençons par donner un exemple sur une image simple, constituée de deux zones de couleur très proche.

La figure 94 montre trois images :

- la première est l'image qui contient des zones susceptibles de créer une confusion,
- la deuxième image montre la localisation de ces zones de confusion.
- la troisième image montre la correction de la confusion en appliquant le seuil.

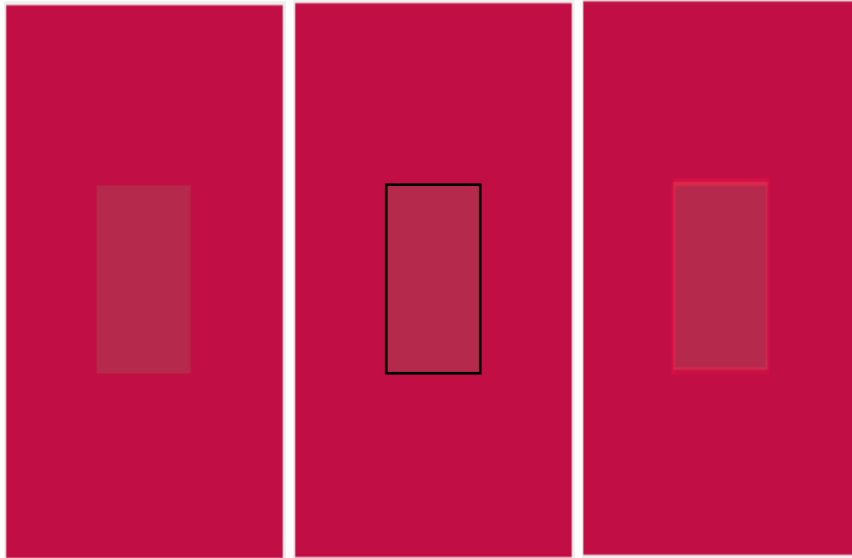


Figure 93 Détection et correction des confusions de couleurs sur image simple

Nous avons ensuite testé cette méthode sur une image de scène réelle, plus complexe.

La figure ci-dessous (figure 95) est l'image d'une scène réelle, sur laquelle les zones de confusion selon les trois axes possibles ont été mises en évidence.

Les zones de confusions sont présentées par du bleu, du vert et du magenta pour la deutéranopie, protanopie et tritanopie respectivement.



Figure 94 Détection des confusions pour les trois axes sur image complexe

Dans cet exemple, nous constatons que la scène contient des zones de confusions possibles qui appartiennent principalement à l'axe de la tritanopie.

Une fois les zones de confusions pour les trois axes définies, nous avons appliqué des corrections pour chaque pixel en ajoutant des seuils que nous avons fixés pour un sujet standard ( $x_D = 0.05$ ,  $x_P = 0.035$ ,  $x_T = 0.05$  pour deutéranopie, protanopie et tritanopie respectivement).

Les corrections pour les trois axes de confusion sont illustrées dans la figure suivante (figure 96) :



Figure 95 Correction des confusions pour les trois axes sur image complexe

### 5. Conclusion

Ce chapitre a été consacré à la présentation de méthodes de traitement d'images qui peuvent permettre d'améliorer les images affichées dans le visiocasque du dispositif. Nous avons cherché à répondre à deux types de déficiences visuelles :

- les problèmes liés à la luminosité (éblouissement et cécité nocturne)
- les problèmes liés aux anomalies dans la vision des couleurs.

Pour les problèmes liés à la luminosité : nous avons deux objectifs en commençant cette étude : trouver une méthode d'évaluation objective des FRT assez fiable, et l'utiliser pour choisir les FRT les plus performantes pour notre application.

Le premier objectif est partiellement atteint : les paramètres que nous avons choisis pour décrire une image peuvent effectivement donner dans une certaine mesure des indications sur le contraste perçu lors de l'observation de cette image, à condition d'étudier séparément les zones claires et les zones sombres. On s'est rendu compte qu'on ne pouvait pas déterminer un indice de contraste unique, qui serait une somme pondérée de ces 4 paramètres : la valeur d'un des paramètres prise séparément n'est pas pertinente, il faut tenir compte des autres (par exemple : une forte valeur de CGC ne signifie pas la même chose, selon les valeurs de CLL et SDL, puisque la couleur (et non la chrominance) dépend de la luminance).

En ce qui concerne l'étude des différentes FRT :

Nous avons commencé par travailler sur des images et des vidéos temps réel en LDR, c'est-à-dire avec sur des images capturées avec un temps d'exposition unique. Nous avons défini et mis en œuvre une fonction qui permet de modifier la clarté de l'image (et donc la luminance émise par l'afficheur), en augmentant les contrastes dans les zones sombres, ceci afin de répondre à un besoin identifié chez les personnes atteintes de rétinite ou de glaucome. L'implémentation en temps réel nous a permis de proposer à certains patients de tester le dispositif. Ce traitement d'images remplit



## Chapitre 4 Optimisation de la représentation de l'environnement

partiellement le cahier des charges : si la luminosité reste bien toujours confortable, l'image obtenue n'est pas assez contrastée.

Nous avons ensuite testé des opérateurs permettant de travailler sur des images statiques HDR.

Tous les opérateurs permettent d'améliorer plus ou moins la perception dans les zones sombres, bien que les valeurs de CLL ne soient pas forcément cohérentes avec ce que l'on sait de la nature des FRT : les opérateurs locaux ne conduisent pas toujours à des valeurs plus importantes que les opérateurs globaux (cela est confirmé pour l'opérateur Ashikhmin par exemple, mais pas pour Fattal, dont les valeurs sont toujours en dessous de la médiane).

Il est difficile d'obtenir une bonne visibilité à la fois dans les zones sombres et les zones claires, cependant certains opérateurs semblent mieux y parvenir que d'autres : Ashikhmin augmente les valeurs de CLL partout, de même que Tumblin Rushmeier, tout en conduisant à des valeurs de CGC pas trop élevée (ce qui évite le risque de sortir du gamut du dispositif d'affichage).

Ce n'est cependant pas suffisant pour décider que ces opérateurs sont ceux que l'on doit étudier en priorité pour notre étude, parce que notre étude reste très limitée :

Nous avons travaillé sur une seule image, présentant en outre une plage de luminance relativement restreinte par rapport à ce qu'on peut trouver en extérieur. Il serait nécessaire d'élargir notre étude en construisant une vraie base de test.

Il faut à présent étudier les vidéos, et non plus les images statiques, afin de répondre au cahier des charges du projet. Or, on sait d'une part que les temps de calcul des différents opérateurs peuvent être très différents, et que, en particulier, les opérateurs locaux atteignent difficilement le temps réel. On sait d'autre part que les dégradations liées aux artefacts temporels sont plus ou moins gênantes en fonction des opérateurs mis en œuvre. Et de plus, pour des vidéos, la possibilité de voir les détails fins est souvent ressentie comme moins importante que l'absence de ces défauts temporels pour atteindre une bonne qualité [Boitard 2014].

Pour la partie sur la vision des couleurs : nous pouvons constater que notre méthode n'est pas encore complète : pour l'instant les zones de confusion ne sont déterminées qu'à partir de la chroma, il faudrait tenir compte également de la luminance : deux pixels dont les valeurs xy sont situées sur un axe de confusion pourront être discriminés s'ils n'ont pas la même valeur de Y (et on sait que chez les trichromates anormaux congénitaux, la sensibilité à la luminance est particulièrement mise à contribution).

Il faudrait de toute manière valider la méthode en la proposant à des personnes avec des anomalies de la vision des couleurs, congénitale ou acquise.

### Conclusion générale

Le projet auquel cette thèse est consacrée est basé sur l'utilisation des technologies d'acquisition et d'affichage actuelles associées avec des traitements informatiques d'images spécifiques pour aider des personnes déficientes visuelles à retrouver un maximum d'autonomie dans leur vie quotidienne.

Les pathologies cibles de cette recherche sont : la rétinite pigmentaire et le glaucome qui n'ont toujours pas de solution médicale. Nous avons commencé par comprendre les deux déficiences, ce qui nécessite une étape préliminaire pour la compréhension des notions de base sur les mécanismes physiologiques et cognitifs mis en œuvre dans la vision. Les manifestations de ces pathologies sont : des troubles dans la vision des couleurs, des difficultés d'adaptation lorsque les éclairages varient, une diminution du champ visuel et une baisse d'acuité.

Nous avons réalisé un état de l'art des aides techniques aux malvoyants. Nous avons constaté que les différentes aides existant actuellement se focalisent sur des solutions pour renforcer l'acuité et d'autre se concentrent sur la détection d'obstacle et la compensation des défauts du champ visuel. Cependant, à notre connaissance, aucune n'adresse les problèmes liés à l'éblouissement et à l'héméralopie, alors qu'ils sont ressentis comme très importants par les personnes déficientes visuelles, en particulier celles atteintes de glaucome ou de rétinite pigmentaire.

Nous avons testé différentes caméras et différentes technologies de casques de réalité virtuelle. Nous avons réalisé des études de caractérisation colorimétrique pour connaître le comportement du signal physique capturé par la caméra et le signal physique perçu par les malvoyants à travers le casque de réalité virtuelle. La caractérisation colorimétrique nous permet de passer d'un espace colorimétrique RGB dépendant du dispositif vers un espace physique XYZ indépendant du dispositif. Dans le but de faire le lien entre le signal lumineux et les capacités perceptives humaines telles qu'elles sont actuellement comprises et modélisée, il nous a paru intéressant d'utiliser une représentation tristimulaire de type LMS, en particulier dans l'étape de caractérisation des capacités visuelles résiduelles de chaque patient. Cette dernière nécessite en effet la production de stimuli visuels contrôlés au sens des capacités de capture de notre système visuel.

Nous avons dans un premier temps caractérisé plusieurs écrans de bureaux de type LCD (Philips et Dell) proposant différentes résolutions. Nous avons également étudié différents casques de réalité virtuelle avec écrans LCD et OLED présents sur le marché de façon à pouvoir qualifier leur capacité à restituer des images adaptées correctes dans le cadre d'une utilisation effective.

La caractérisation colorimétrique nous a permis de définir la fonction de transfert du dispositif qui interprète la façon avec laquelle le dispositif déforme le signal par rapport à l'entrée. Elle représente

## Conclusion générale

la relation mathématique qui décrit la réponse d'un périphérique entre le signal d'entrée et le signal de sortie. Nous avons constaté que la caractérisation des écrans OLED est bien meilleure que celle des écrans LCD. Nous avons aussi remarqué que les écrans LCD ont un comportement différent des écrans CRT et les LCD, qui peut être modélisé en 5 primaires.

Les tests de vérifications des caractérisations des écrans avec les pastilles de Farnsworth sur les différents écrans ont montré que les conditions d'éclairage réelles choisies non seulement pour ressembler à l'éclairage type D65 mais aussi pour placer l'utilisateur normal en limite de discernabilité permettent bien à un observateur moyen de séparer perceptivement toutes les pastilles qu'elles soient ou non saturées. Les écrans et les casques de réalité virtuelle testés ne présentent pas tous les mêmes qualités : le casque Vuzix se révèle incapable d'assurer cette condition vu son faible niveau de luminance. Il sera donc impossible de faire des tests de type Farnsworth avec. Le choix de l'utilisation de l'OSVR repose aussi sur le fait qu'il utilise la technologie OLED et qu'il offre des meilleurs résultats au niveau de la caractérisation colorimétrique. La fonction de transfert de l'OSVR suit parfaitement une fonction gamma, ce qui correspond à la modélisation du modèle CRT que nous avons utilisé pour notre caractérisation.

Nous avons cherché à adapter précisément le dispositif d'aide à la vision résiduelle pour chaque patient, à chaque stade d'évolution de la maladie. Nous avons développé deux tests de vision pour caractériser et quantifier la vision :

- évaluation des niveaux de luminosité maximal et minimal acceptables par chaque patient
- capacité de reconnaissance des couleurs pour chaque patient

Le premier de ces tests donne des informations quantitatives en  $\text{cd/m}^2$  ce qui n'est pas le cas avec les tests classiques. Nous avons constaté que chaque patient a ses propres seuils, qui ne sont pas *a priori* prévisibles en fonction des résultats des bilans orthoptiques classiques.

Le deuxième test que nous avons développé mesure les seuils à partir desquels le malvoyant commence à voir les contrastes des couleurs sur les différents axes de confusions des couleurs. De même que pour le test précédent, nous avons quantifié les seuils de détection des couleurs pour chaque utilisateur.

Avec ces deux tests nous avons confirmé que chaque malvoyant a ses propres limites pour la vision de luminance et la vision des couleurs. Les résultats de ces deux tests vont être utilisés pour paramétrer le dispositif en fonction des caractéristiques de la vision du malade afin de l'adapter à chaque cas.

## Conclusion générale

Les malades qui souffrent de rétinite pigmentaire et de glaucome sont facilement éblouis par un éclairage un peu élevé. Ils se déplacent donc en général avec des lunettes teintées, qui les protègent des luminosités trop fortes mais qui par contre, les empêchent de discerner les détails dans les zones sombres. Nous avons commencé par chercher des solutions pour résoudre les problèmes liés à la luminosité (éblouissement et assombrissement) et les troubles de vision et les troubles de vision des couleurs.

Nous avons cherché une méthode d'évaluation objective des FRT assez fiable, c'est-à-dire dont les résultats sont assez proches que ceux qui sont obtenus par un panel d'utilisateur. La méthode que nous avons choisie repose sur le calcul de quatre paramètres, qui représentent les différentes composantes du contraste perçu : le contraste local, la distribution de la luminance (étendue de variation et écart type) et de la chrominance dans l'image. Nous avons montré qu'il n'était pas pertinent de calculer un indice unique par une combinaison de ces paramètres.

Nous avons commencé par travailler sur des images et des vidéos temps réel en LDR, c'est-à-dire avec sur des images capturées avec un temps d'exposition unique. Nous avons défini et mis en œuvre une fonction qui permet de modifier la clarté de l'image (et donc la luminance émise par l'afficheur), en augmentant les contrastes dans les zones sombres. L'implémentation en temps réel nous a permis de proposer à certains patients de tester le dispositif. Ce traitement d'images remplit partiellement le cahier des charges : si la luminosité reste bien toujours confortable, l'image obtenue n'est pas assez contrastée.

Nous avons ensuite testé des opérateurs permettant de travailler sur des images statiques HDR.

Tous les opérateurs permettent d'améliorer plus ou moins la perception dans les zones sombres, bien que les valeurs de contraste local en luminance ne soient pas forcément cohérentes avec ce que l'on sait de la nature des FRT : les opérateurs locaux ne conduisent pas toujours à des valeurs plus importantes que les opérateurs globaux.

Il est difficile d'obtenir une bonne visibilité à la fois dans les zones sombres et les zones claires, cependant certains opérateurs semblent mieux y parvenir que d'autres.

Ce n'est cependant pas suffisant pour décider que ces opérateurs sont ceux que l'on doit étudier en priorité pour notre étude, parce que notre étude reste très limitée : nous avons travaillé sur une seule image. Il serait nécessaire d'élargir notre étude en construisant une vraie base de test, contenant des vidéos, et non plus les images statiques, afin de répondre au cahier des charges du projet. Or, on sait d'une part que les temps de calcul des différents opérateurs peuvent être très différents, et que, en particulier, les opérateurs locaux atteignent difficilement le temps réel. On sait d'autre part que les dégradations liées aux artefacts temporels sont plus ou moins gênantes en

## Conclusion générale

fonction des opérateurs mis en œuvre. Et de plus, pour des vidéos, la possibilité de voir les détails fins est souvent ressentie comme moins importante que l'absence de ces défauts temporels pour atteindre une bonne qualité.

Pour la partie sur la vision des couleurs, il faudrait valider la méthode en la proposant à des personnes avec des anomalies de la vision des couleurs, congénitale ou acquise.

Si cette méthode est validée, on peut envisager de l'appliquer comme une dernière étape dans les différents traitements d'images.

Pour les travaux futurs, il est nécessaire d'effectuer des tests cliniques sur des malvoyants pour la validation des différents traitements développés durant cette thèse (évaluation du contraste, les deux tests de vision, traitements LDR et HDR, traitements luminosité et traitements sur la couleur).

Pour les traitements HDR, l'étape de l'acquisition de plusieurs images avec différents temps d'exposition, puis la fusion pour la création de l'image HDR et enfin le tone mapping nécessitent beaucoup de temps, ce qui peut rendre difficile d'atteindre le temps réel. Nous envisagerons d'utiliser des caméras logarithmique pour réduire le temps de calcul et passer à une seule acquisition au lieu de plusieurs. Pour les TMO, on peut créer un nouvel opérateur de tone mapping en appliquant la fonction Logit sur le canal de luminosité.

## Références bibliographiques

- [ACFC 2018] : Manuel du règlement médical des chemins de fer, <https://www.railcan.ca/wp-content/uploads/2018/07/RAC-Handbook-FINAL-May-2018-ENG.pdf> (dernière consultation : 14/01/2019)
- [Ashikhmin 2002] M. Ashikhmin. *A tone mapping algorithm for high contrast images*. 13th Eurographics Workshop on Rendering, Debevec, P., & Gibson, S. Editors, 2002
- [Aslam 2007] Aslam, T. M., Haider, D., & Murray, I. J. *Principles of disability glare measurement: an ophthalmological perspective*. Acta Ophthalmologica, 85(4), pp 354-360, 2007
- [Bach-y-Rita 1969] Bach-y-Rita, P., Collins, C. C., Saunders, F. A., White, B., & Scadden, L. *Vision substitution by tactile image projection*. Nature, 221(5184), p 963, 1969
- [Bach-y-Rita 1998] Bach-y-Rita, P., Kaczmarek, K. A., Tyler, M. E., & Garcia-Lara, J. *Form perception with a 49-point electrotactile stimulus array on the tongue: a technical note*. Journal of rehabilitation research and development, 35(4), p 427, 1998
- [Badlani 2016] Badlani, J. D., Deshmukh, C N. *A Novel Technique For Modification Of Images For Deuteranopic Viewers*. International Journal Of Advanced Research In Computer And Communication Engineering 5 (4), 2016
- [Balakrishnan 2006] Balakrishnan, G., Sainarayanan, G., Nagarajan, R., & Yaacob, S. *A stereo image processing system for visually impaired*. International journal of signal processing, 2(3), pp 136-145, 2006
- [Banterle 2011] Banterle, F., Artusi A., Debattista, K., Chalmers, A. *Advanced High Dynamic Range Imaging*. CRC Press, Taylor & Francis Group, 2011
- [Banterle 2012] Banterle, F., Artusi, A., Sikudova, E., Bashford-Rogers, T., Ledda, P., Bloj, M., & Chalmers, A. *Dynamic range compression by differential zone mapping based on psychophysical experiments*. Proceedings of the ACM Symposium on Applied Perception, pp. 39-46, ACM, 2012.
- [Bastani 2005] Bastani, B., Cressman, W., & Funt, B. *Calibrated Color Mapping Between LCD and CRT Displays : A Case Study*. Color research and application 30(6) pp 438–447, 2005.
- [Beaudot 1994] Beaudot, W. *Le traitement neuronal de l'information dans la rétine des vertébrés: un creuset d'idées pour la vision artificielle* . Thèse de doctorat, INP Grenoble, 1994
- [Berns 1993] Berns, R. S., Motta, R. J., & Gorzynski, M. E. *CRT colorimetry. Part I: Theory and practice*. Color Research & Application, 18(5), pp 299-314, 1993

## Annexes

- [Bhowmick 2017] Bhowmick, A. & Hazarika, S. *An Insight Into Assistive Technology For The Visually Impaired And Blind People: State-Of-The-Art And Future Trends*. Journal on multimodal user interfaces 11 (1) p24, 2017
- [Birch 1973] Birch, J. *Dichromatic convergence points obtained by subtractive colour matching*. Vision research, 13(9), pp 1755-1765, 1973
- [Blavier 2006] Blavier, A. *Impact des images en 2D ou 3D sur les processus cognitifs impliqués dans le traitement visuel et dans le contrôle de l'action: le cas de la chirurgie minimale invasive*. Thèse de doctorat, Université de Liège, Belgique, 2006
- [Bodmann 1994] Bodmann, H. W., & La Toison, M. *Predicted brightness-luminance phenomena*. International Journal of Lighting Research and Technology, 26(3), pp 135-143, 1994
- [Bodrogi 1995] Bodrogi, P. & Schanda, J. *Testing a calibration method for colour CRT monitors. A method to characterize the extent of spatial interdependence and channel interdependence*. Displays, 16 (3), 1995
- [Boitard 2014] Boitard, R. *Temporal Coherency In Video Tone Mapping*. Thèse de doctorat. Université Rennes 1, 2014
- [Bouillot 2006] Bouillot, R. & Martinez, B. *Le langage de l'image* Editions VM, Eyrolles, 2006
- [Bowmaker 1980] Bowmaker, J. K., & Dartnall, H. *Visual pigments of rods and cones in a human retina*. The Journal of physiology, 298(1), pp 501-511, 1980
- [Brainard 2002] Brainard, D. H., Pelli, D.G., & Robson, T. *Display characterization*. Encyclopedia of Imaging Science and Technology. J. Hornak (ed.), Wiley, pp172-188, 2002
- [Brightfocus Foundation 2016] Brightfocus Foundation. *Glaucoma: Essential Facts* » <https://www.brightfocus.org/glaucoma/news/glaucoma-essential-facts>, (dernière consultation : 14/01/2019)
- [Broacks 2010] Broacks J. *What Do The Color-Blind See*. Color Ontology And Color Science , J. Cohen & M. Matthen, Eds, MIT Press, pp 291-405, 2010
- [Cadik 2008] Čadík, M., Wimmer, M., Neumann, L. & Artusi, A. *Evaluation of HDR tone mapping methods using essential perceptual attributes*. Computers & Graphics, 32(3), pp 330-349, 2008
- [Calabria 2003] Calabria, A J. & Fairchild M D. *Perceived Image Contrast And Observer Preference II: Empirical Modeling Of Perceived Image Contrast And Observer Preference Data* . Journal of Imaging Science and Technology 47 (6) pp 494-508, 2003
- [Campbell 2016] Campbell, T. G., Lehn, A., Blum, S., Airey, C., & Brown, H. iPad colour vision apps for dyschromatopsia screening. Journal of Clinical Neuroscience, 29, pp 92-94, 2016

- [Chekhchoukh 2015] Chekhchoukh, A. *Substitution visuelle par électro-stimulation linguale: étude des procédés affectant la qualité de perception* thèse de doctorat, Université Grenoble Alpes, 2015.
- [Chen 2011] Chen, Q. S., & Kim, C. W. *Contrast evaluation methods for natural color images in display systems: within-and cross-content evaluations*. Journal of Zhejiang University Science C (Computers & electronics), 12(11), p 897, 2011
- [Chiu 1993] Chiu, K., Herf, M., Shirley, P., Swamy, S., Wang, C. & Zimmerman, K *Spatially Nonuniform Scaling Functions For High Contrast Images* . Proceedings of Graphics Interface Morgan Kaufmann Publishers Inc., 93, pp. 245–253, 1993
- [Chung 2016] Chung, S. T., & Legge, G. E. *Comparing the shape of contrast sensitivity functions for normal and low vision*. Investigative ophthalmology & visual science, 57(1), pp 198-207, 2016
- [CIE 1988] CIE Proceedings *2° spectral luminous efficiency function for photopic vision* <http://www.cie.co.at/publications/cie-1988-2-spectral-luminous-efficiency-function-photopic-vision> (dernière consultation : 14/01/2019)
- [Cohen 1972] Cohen, A. I. *Rods and cones*. Physiology of Photoreceptor Organs Springer, Berlin, Heidelberg, pp. 63-110, 1972
- [Cowan 1983] W. B. Cowan. *An Inexpensive Scheme for Calibration of a Colour Monitor in Terms of CIE Standard Coordinates*. Proceedings of SIGGRAPH '83 Computer Graphics 17(3), pp 315–321, 1983
- [Crabb 2013] Crabb, D. P., Smith, N. D., Glen, F. C., Burton, R., & Garway-Heath, D. F. *How does glaucoma look? Patient perception of visual field loss*. Ophthalmology, 120(6), pp 1120-1126, 2013
- [Daly 1993] Daly, S. *The Visible Differences Predictor: an algorithm for the assessment of image fidelity*. Digital Images and Human Vision, MIT Press, A. B. Watson, Ed., pp 179–206, 1993
- [Debevec 1997] Debevec, P. E. & Malik, J. *Recovering high dynamic range radiance maps from photographs*. Proceedings of the 24th annual conference on Computer graphics and interactive techniques ACM Press/Addison-Wesley Publishing Co, pp. 369-378, 1997
- [Denieul 1992] Denieul, P., Brettel, H., Monot, A., & Vienot, F. *Vision et visualisation*. Collection de la Société Française d'Optique, EDP Sciences, Vol. 3, pp. 315-337, 1992
- [Drago 2003] Drago, F., Myszkowski, K., Annen, T. & Chiba, N. *Adaptive Logarithmic Mapping For Displaying High Contrast Scenes*. Computer Graphics Forum. Oxford, UK : Blackwell Publishing, Inc, pp 419-426, 2003



## Annexes

- [Durand 2002] Durand, F. & Dorsey, J. *Fast bilateral filtering for the display of high-dynamic-range images*. Proceedings of the 29th annual conference on Computer graphics and interactive techniques - SIGGRAPH '02, 2002
- [Eilertsen 2013] Eilertsen, G., Unger, J., Wanat, R., & Mantiuk, R. *Survey and evaluation of tone mapping operators for HDR video*. ACM SIGGRAPH 2013 Talks, ACM, p. 11, 2013
- [Elliott 1993] Elliott, D. B., & Bullimore, M. A. *Assessing the reliability, discriminative ability, and validity of disability glare tests*. Investigative ophthalmology & visual science, 34(1), pp 108-119, 1993
- [Everingham 2003] Everingham, M. R., Thomas, B. T. & Troscianko, T. *Wearable mobility aid for low vision using scene classification in a Markov random field model framework*. International Journal of Human-Computer Interaction, 15(2),pp 231-244, 2003
- [Farcy 2002] Farcy, R., & Bellik, Y. *Locomotion assistance for the blind*. Universal Access and Assistive Technology Springer, London, pp. 277-284, 2002
- [Farcy 2003] Farcy, R., Leroux, R., Damaschini, R., Legras, R., Bellik, Y., Jacquet, C. & Pardo, P. *Laser telemetry to improve the mobility of blind people: Report of the 6 month training course*. Proceedings of the 1st International Conference on Smart Homes and Health Telematics , Vol. 12, pp. 113-115, 2003
- [Farnsworth 1943] Farnsworth, D. *The Farnsworth-Munsell 100-hue and dichotomous tests for color vision*. JOSA, 33(10), pp 568-578, 1943
- [Fattal 2002] Fattal, R., Lischinski, D. & Werman, M. *Gradient Domain High Dynamic Range Compression*. ACM transactions on graphics (TOG) Vol. 21 ( 3), ACM, pp. 249-25, 2002
- [Fernandez-Maloigne 2012] C. Fernandez-Maloigne, Robert-Inacio, F., & Macaire, L.(ed.). *Couleur numérique : Acquisition, perception, codage et rendu*, Traité Signal et Image IC2, Hermès, pp.189-232, 2012
- [Ferradans 2011] Ferradans, S., Bertalmio, M., Provenzi, E., & Caselles, V. *An analysis of visual adaptation and contrast perception for tone mapping*. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 33(10), pp 2002-2012, 2011
- [Ferrand 2011] Ferrand, P. *Sensibilité au contraste, Perception spatiale et temporelle*. Licence Pro Optique professionnelle, Université Paul Cézanne Aix-Marseille III, 2011
- [Ferwerda 1996] Ferwerda, J. A., Pattanaik, S. N., Shirley, P. & Greenberg, D.P. *A Model Of Visual Adaptation For Realistic Image Synthesis* Proceedings of the 23rd Annual Conference On Computer Graphics And Interactive Techniques - SIGGRAPH '96(New York), 1996.
- [Francis 2005] Francis, B. *The Jordy electronic magnification device: Opinions, observations, and commentary*. Journal of Visual Impairment & Blindness, 99(09), pp 553-564, 2005

## Annexes

- [Froissard 2014] Froissard, B., Konik, H., Trémeau, A. & Dinet, É. *Contribution of augmented reality solutions to assist visually impaired people in their mobility*. International Conference on Universal Access in Human-Computer Interaction, Springer, Cham, pp. 182-191, 2014
- [Fuchs 2006] Fuchs, P., & Moreau, G. *Le traité de la réalité virtuelle*. Presses des MINES, 2006.
- [Gastaldo 2013] Gastaldo, P., Zunino, R. & Redi, J. *Supporting visual quality assessment with machine learning*. EURASIP Journal on Image and Video Processing, 2013(1), p 54, 2013
- [Gawande 1989] Gawande, A. A., Donovan, W. J., Ginsburg, A. P. & Marmor, M. F. *Photoaversion in retinitis pigmentosa*. British journal of ophthalmology, 73(2), pp 115-120, 1989
- [Gilchrist 1999] Gilchrist, A., Kossyfidis, C., Bonato, F., Agostini, J. Cataliotti, T., Li, X., Spehar, B., Annan, V. & Economou, E. *An anchoring theory of lightness perception*. Psychol. Rev. 106, pp 795–834, 1999
- [González 2011] González, A.M. *Advanced Imaging In Head-Mounted Displays For Patients With Age-Related Macular Degeneration*. Thèse de Doctorat Université de Munich, 2011.
- [Granados 2010] Granados, M., Ajdin, B., Wand, M., Theobalt, C., Seidel, H. P., & Lensch, H. P. *Optimal HDR reconstruction with linear digital cameras*. Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR), 2010 IEEE Conference on, IEEE, pp. 215-222, 2010
- [Grant 2016] Grant, P., Spencer, L., Arnoldussen, A., Hogle, R., Nau, A., Szlyk, J., & Seiple, W. *The functional performance of the BrainPort V100 device in persons who are profoundly blind*. Journal of Visual Impairment & Blindness, 110(2), p 77, 2016
- [Greenstein 1991] Greenstein, V. C., Hood, D. C., Ritch, R., Steinberger, D., & Carr, R. E. *S (blue) cone pathway vulnerability in retinitis pigmentosa, diabetes and glaucoma*. Investigative ophthalmology & visual science, 30(8), 1732-1737, 199.
- [Hamel 2006] Hamel, C. *Retinitis pigmentosa*. Orphanet journal of rare diseases, 1(1), p 40, 2006
- [Hartong 2006] Hartong, D. , Berson E.L., & Drya T.P. *Retinitis Pigmentosa* The Lancet, 368 pp 1795–809, 2006
- [Holladay 1987] Holladay, J. T., Prager, T. C., Trujillo, J., & Ruiz, R. S. *Brightness acuity test and outdoor visual acuity in cataract patients*. Journal of Cataract & Refractive Surgery, 13(1), pp 67-69, 1987
- [Irawan 2005] Irawan, P., Ferwerda, J. A. & Marschner, S. R. *Perceptually Based Tone Mapping of High Dynamic Range Image Streams*. Eurographics Symposium on Rendering (2005), Bala, K. & Dutré, P.(Editors) pp. 231-242, 2005

## Annexes

- [Ishihara 1960] Ishihara, S. *The series of plates designed as a test for colour-blindness*. Kanehara Shuppan Company, <http://www.dfis.ubi.pt/~hgil/P.V.2/Ishihara/Ishihara.24.Plate.TEST.Book.pdf>, (dernière consultation : 14/01/2019).
- [Jobson 1997] Jobson, D.J., Rahman, Z. & Woodell, G.A. *A multi - scale Retinex for bridging the gap between color images and the human observation of scenes* ». IEEE Transactions on Image Processing, 6(7) pp 965-76, 1997
- [Johnston 1991] Johnston A.W. *Making sense of the M, N, and Logmar systems of specifying visual acuity*. Problems In Optometry. Vol. 3 (3), pp. 394-407. Eds : Rosenthal & Cole, J. B. Lippincott Company, Philadelphia, 1991
- [Kaiser 2009] Kaiser, P. K. *Prospective evaluation of visual acuity assessment: a comparison of snellen versus ETDRS charts in clinical practice*. Transactions of the American Ophthalmological Society, 107, 311. 2009
- [Kajimoto 2006]Kajimoto, H., Kanno, Y. & Tachi, S. *Forehead electro-tactile display for vision substitution*. Proc. EuroHaptics, 2006
- [Kim 2008] Kim, M. & Kautz, J. *Consistent Tone Reproduction*. Proceedings of the 10th International Conference On Computer Graphics And Imaging, CGIM 2008, pp 152-159, 2008
- [Kirk 2006] Kirk, K. & Andersen, H.J. *Noise characterization of weighting schemes for combination of multiple exposures* ». BMVC, Vol. 3, pp. 1129-1138, 2006
- [Kiser 2012] Kiser, C., Reinhard, E., Tocci, M. & Tocci, N. *Real time automated tone mapping system for HDR video*. IEEE International Conference on Image Processing, Orlando, IEEE Vol. 134, 2012
- [Knoblauch 1987] Knoblauch, K., Saunders, F., Kusuda, M., Hynes, R., Podgor, M., Higgins, K. E., & De Monasterio. *Age and illuminance effects in the Farnsworth-Munsell 100-hue test*. Applied Optics, 26(8), pp 1441-1448, 1987
- [Koev 2013] Koev, K., Georgiev, R., & Chernincova, S. *Examination of colour vision deficiency in different types of retinitis pigmentosa*. Acta Ophthalmologica, 91, 2013
- [Krawczyk 2005] Krawczyk, G., Myszkowski, K., & Seidel, H. P. *Lightness perception in tone reproduction for high dynamic range images*. Computer Graphics Forum, Oxford, UK and Boston, USA: Blackwell Publishing, Inc., 24 (3) pp. 635-645, 2005
- [Kuang 2007] Kuang, J., Johnson, G.M. & Fairchild, M.D. *Icam06: A refined image appearance model for HDR image rendering* ». Journal of Visual Communication and Image Representation, 18, pp 406-414, 2007

## Annexes

- [Kuang 2010] Kuang, J., Heckaman, R., & Fairchild, M. D. *Evaluation of HDR tone-mapping algorithms using a high-dynamic-range display to emulate real scenes*. Journal of the Society for Information Display, 18(7), pp 461-468, 2010
- [Kumar 2013] Kumar, A., Patra, R., Mahadevappa, M., Mukhopadhyay, J., & Majumdar, A. K. *An embedded system for aiding navigation of visually impaired persons*. Current Science, 104(3), pp 302-306, 2013
- [Lanthony 1987] Lanthony, P. *A tritan album*. Colour Vision Deficiencies VIII, Springer, Dordrecht, pp. 141-143, 1987
- [Leduc-Mills 2013] Leduc-Mills, B., Profita, H., Bharadwaj, S., & Cromer, P. *ioCane: a smart-phone and sensor-augmented mobility aid for the blind*. Computer Science Technical reports, 1031, 2013
- [Lenay 2003] Lenay, C., Gapenne, O., Hanneton, S., Marque, C., & Genouëlle, C. *Sensory substitution: Limits and perspectives*. Touching for knowing, Editors Hatwell, Y., Streri, A., Gentaz, E. (Amsterdam: John Benjamins), pp275-292, 2003
- [Lin 2011] Lin, W.C., Yan, Z.C. *Attention-Based High Dynamic Range Imaging*. The Visual Computer 27 (6-8) pp 717-727, 2010
- [Lischinski 2006] Lischinski, D., Farbman, Z., Uyttendaele, M., & Szeliski, R. *Interactive local adjustment of tonal values*. ACM Transactions on Graphics (TOG), ACM, Vol. 25 (3) pp 646-653, 2006
- [Luo 2011] Luo, G., & Peli, E. *Development and evaluation of vision rehabilitation devices*. Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE, IEEE, pp. 5228-5231, 2011
- [Maidenbaum 2014] Maidenbaum, S., Abboud, S., & Amedi, A. *Sensory substitution: Closing the gap between basic research and widespread practical visual rehabilitation* Neuroscience and Biobehavioral Reviews 41, pp3–15, 2014
- [Mann 1995] Mann, S., & Picard, R. *On being « undigital » with digital cameras : extending dynamic range by combining differently exposed pictures*. Proceedings of IS&T 46th annual conference, pp. 422–428, 1985
- [Mantiuk 2005] Mantiuk, R., Daly, S. J., Myszkowski, K., & Seidel, H. P. *Predicting visible differences in high dynamic range images: model and its calibration*. Human Vision and Electronic Imaging X, International Society for Optics and Photonics, Vol. 5666, pp. 204-215, 2005

## Annexes

- [Mantiuk 2006] Mantiuk, R., Myszkowski, K., & Seidel, H. P. *A perceptual framework for contrast processing of high dynamic range images*. ACM Transactions on Applied Perception (TAP), 3(3), pp 286-308, 2006
- [Mantiuk 2008] Mantiuk, R., Daly, S., & Kerofsky, L. *Display adaptive tone mapping*. ACM Transactions on Graphics (TOG), Vol. 27(3) p 68, 2008
- [Mantiuk 2016] Mantiuk, R., Myszkowski, K. & Seidel, H.P. «*High Dynamic Range Imaging* ». Wiley Encyclopedia of Electrical and Electronics Engineering, 1-42, 2016
- [Massof 1994] Massof, R. W., Rickman, D. L., & Lalle, P. A. *Low vision enhancement system*. Johns Hopkins APL Technical Digest, 15(2), 120-125, 1994
- [Mazoyer 2002] Mazoyer, V. *Evaluation de la vision fonctionnelle de patients atteints de dégénérescence maculaire liée à l'âge: identification d'images et exploration visuelle* Thèse de doctorat, Université Lyon 2, 2002.
- [Mei 2011] Mei, Y., Qiu, G., & Lam, K. *Saliency Modulated High Dynamic Range Image Tone Mapping*. Image and Graphics (ICIG), 2011 Sixth International Conference on, IEEE, pp 22-27 2011.
- [Meijer 1992] Meijer, P. B. (1992). *An experimental system for auditory image representations*. IEEE transactions on biomedical engineering, 39(2), pp 112-121, 1992
- [Melo 2014] Melo, M., Bessa, M., Debattista, K., & Chalmers, A. *Evaluation of HDR video tone mapping for mobile devices*. Signal Processing: Image Communication, 29(2), pp 247-256, 2014
- [Meylan 2006] Meylan, L., & Susstrunk, S. *High dynamic range image rendering with a retinex-based adaptive filter*. IEEE Transactions on image processing, 15(9), pp 2820-2830, 2006
- [Mitsunaga 1999] Mitsunaga, T., & Nayar, S. K. *Radiometric self calibration*. CVPR, IEEE, p 1374, 1999
- [Mullikin 1994] Mullikin, J. C., van Vliet, L. J., Netten, H., Boddeke, F. R., Van der Feltz, G., & Young, I. T. *Methods for CCD camera characterization*. Image Acquisition and Scientific Imaging Systems, International Society for Optics and Photonics, Vol. 2173, pp. 73-85, 1994
- [Mullen 1985] Mullen, K. T. *The contrast sensitivity of human colour vision to red-green and blue-yellow chromatic gratings*. The Journal of physiology, 359(1), pp 381-400, 1985
- [Nakamura 2016] Nakamura, K., Okajima, O., Nishio, Y., & Kitahara, K. *New color vision tests to evaluate faulty color recognition*. Japanese journal of ophthalmology, 46(6), pp 601-606, 2002

## Annexes

- [Niwa 2014] Niwa, Y., Muraki, S., Naito, F., Minamikawa, T., & Ohji, M. *Evaluation of acquired color vision deficiency in glaucoma using the Rabin cone contrast test*. Investigative ophthalmology & visual science, 55(10), pp 6686-6690, 2014
- [Ohta 2006] Ohta, N., & Robertson, A. *Colorimetry: fundamentals and applications*. John Wiley & Sons, 2006.
- [OMS 2010] Global Data On Visual Impairments  
<https://www.who.int/blindness/GLOBALDATAFINALforweb.pdf?ua=1> (dernière consultation : 14/01/2019)
- [OMS 2017] Cécité et déficience visuelle 2017 <https://www.who.int/fr/news-room/factsheets/detail/blindness-and-visual-impairment> (dernière consultation : 14/01/2019)
- [Oomachi 2011] Oomachi, K., Ogata, K., Sugawara, T., Hagiwara, A., Hata, A., & Yamamoto, S. *Evaluation of contrast visual acuity in patients with retinitis pigmentosa*. Clinical ophthalmology (Auckland, NZ), 5, p 1459, 2011
- [Parmeggiani 2011] Parmeggiani, F., Sato, G., De Nadai, K., Romano, M., Binotto, A., & Costagliola, C. *Clinical and rehabilitative management of retinitis pigmentosa: up-to-date*. Current genomics, 12(4), pp 250-259, 2011
- [Pattanaik 1998] Pattanaik, S. N., Ferwerda, J. A., Fairchild, M. D., & Greenberg, D. P. A *multiscale model of adaptation and spatial vision for realistic image display*. Proceedings of the 25th annual conference on Computer graphics and interactive techniques, ACM, Vol. 2173, pp. 73-85, 1998
- [Pattanaik 2000] Pattanaik, S. N., Tumblin, J., Yee, H., & Greenberg, D. P. *Time-dependent visual adaptation for fast realistic image display*. Proceedings of the 27th annual conference on Computer graphics and interactive techniques ACM Press/Addison-Wesley Publishing Co., pp. 47-54, 2000
- [Peli 1990] Peli, E. *Contrast In Complex Images* JOSA A, 7(10), pp 2032-2040, 1990
- [Peli 2001] Peli, E. *Vision Multiplexing: An Engineering Approach To Vision Rehabilitation Device Development*, Optometry And Vision Science, 78, pp 304-315, 2001
- [Pelli 1988] Pelli, D. G., & Robson, J. G. *The design of a new letter chart for measuring contrast sensitivity*. Clinical Vision Sciences, vol 2 pp 187-199, 1998
- [Poggi 2016] Poggi, M., & Mattocchia, S. *A wearable mobility aid for the visually impaired based on embedded 3d vision and deep learning*. Computers and Communication (ISCC), 2016 IEEE Symposium on, IEEE, pp. 208-213, 2016

## Annexes

- [Pradeep 2010] Pradeep, V., Medioni, G., & Weiland, J. *Robot vision for the visually impaired*. Computer Vision and Pattern Recognition Workshops (CVPRW), 2010 IEEE Computer Society Conference on, IEEE, pp. 15-22, 2010
- [Radonjic 2011] Radonjić, A., Allred, S. R., Gilchrist, A. L., & Brainard, D. H. *The dynamic range of human lightness perception*. *Current Biology*, 21(22), pp 1931-1936, 2011
- [Rahman 1996] Rahman, Z. U., Jobson, D. J., & Woodell, G. A. *Multiscale retinex for color rendition and dynamic range compression*. Applications of Digital Image Processing XIX International Society for Optics and Photonics, Vol. 2847, pp. 183-192, 1996
- [Ranc 2006] Mireille Ranc 2006 ( Relecture François Vital-Durand) *Différentes voies visuelles* [http://acces.ens-lyon.fr/acces/thematiques/neurosciences/actualisation-des-connaissances/vision/comprendre/vision\\_scientifique/differentes\\_voies\\_visuelles](http://acces.ens-lyon.fr/acces/thematiques/neurosciences/actualisation-des-connaissances/vision/comprendre/vision_scientifique/differentes_voies_visuelles) (dernière consultation : 14/01/2019)
- [Reinhard 2002] Reinhard, E., Stark, M., Shirley, P., & Ferwerda, J. *Photographic tone reproduction for digital images*. *ACM transactions on graphics (TOG)*, 21(3), pp 267-276, 2002
- [Reinhard 2005] Reinhard, R., & Devlin, K., *Dynamic range reduction inspired by photoreceptor physiology,* IEEE Transactions on Visualization & Computer Graphics, (1), pp 13-24, 2005
- [Reinhard 2008] Reinhard, E., Khan, E. A., Akyuz, A. O., & Johnson, G. (2008). *Color imaging: fundamentals and applications*. AK Peters/CRC Press, 2008
- [Reinhard 2010] Reinhard, E., Heidrich, W., Debevec, P., Pattanaik, S., Ward, G., & Myszkowski, K. *High dynamic range imaging: acquisition, display, and image-based lighting*. The Morgan Kaufmann Series In Computer Graphics , Morgan Kaufmann, 2010.
- [Reinhard 2012] Reinhard, E., Pouli, T., Kunkel, T., Long, B., Ballestad, A., & Damberg, G. *Calibrated image appearance reproduction*. *ACM Transactions on Graphics (TOG)*, 31(6), p201, 2012
- [Roudinsky 2008] Roudinsky ,A. & Biancucci, C. *Les Dyschromatopsies* Mémoire Certificat de Capacité d'orthoptiste, Université Lyon 1, <http://orthoptie.net/ToposFB/rabclld.pdf> (dernière consultation : 14/01/2019)
- [Schlick 1995] Schlick, C. *Quantization techniques for visualization of high dynamic range pictures*. Photorealistic Rendering Techniques Springer, Berlin, Heidelberg, pp. 7-20, 1995
- [Sève 2009] Sève, R. *Science de la couleur, Aspects physiques et perceptifs* Chalagam Ed, Marseille, 2009
- [Schanda 2007] Schanda, J., *Colorimetry – Understanding the CIE system*, John Wiley and Sons Ed, 2007

## Annexes

- [Shin 2007] Shin, Y. J., Park, K. H., Hwang, J. M., Wee, W. R., & Lee, J. H. *A new color vision test to differentiate congenital and acquired color vision defects*. *Ophthalmology*, 114(7), pp 1341-1347, 2007
- [Simone 2010] Simone, G., Pedersen, M., & Hardeberg, J. Y. *Measuring perceptual contrast in uncontrolled environments*. *Visual Information Processing (EUVIP)*, 2010 2nd European Workshop on, IEEE, pp. 102-107, 2010
- [Smithson 2005] Smithson, H E. 2005. *Sensory, Computational and Cognitive Components of Human Colour Constancy*. *Philosophical transactions of the Royal Society of London. Series B, Biological sciences* 360(1458),pp 1329–46, 2005
- [Spillman 1990] Spillman, L. & JWerner, J.S. *Visual perception: The neurophysiological foundations*. Academic Press, Harcourt, Brace, Jovanovich Publishers, 1990
- [Stevens 1960] Stevens, S.S. *Brightness Function: Parametric Effects of Adaptation and Contrast*. *J Op. Soc. Am.*, 50, p1139, 1960
- [Stiles 1955] Stiles, W. S., & Burch, J. M. *Interim report to the Commission Internationale de l'Eclairage, Zurich, 1955, on the National Physical Laboratory's investigation of colour-matching*. *Optica Acta: International Journal of Optics*, 2(4), pp 168-181, 1955
- [Stronks 2016] Stronks, H. C., Mitchell, E. B., Nau, A. C., & Barnes, N. *Visual task performance in the blind with the BrainPort V100 Vision Aid*. *Expert review of medical devices*, 13(10), 919-931, 2016
- [Swanson 1993] Swanson, W. H., Birch, D. G., & Anderson, J. L. *S-cone function in patients with retinitis pigmentosa*. *Investigative ophthalmology & visual science*, 34(11), 3045-3055, 1993
- [Thung 2010] Thung, K. H., & Raveendran, P. *A survey of image quality measures*. *Technical Postgraduates (TECHPOS)*, 2009 International Conference for, IEEE, pp 1-4, 2010
- [Trémeau 2004] Trémeau, A., Fernandez-Maloigne, C., Bonton, P., & Chassery, J. M. *Image numérique couleur: de l'acquisition au traitement. Cours*. Dunod, 2004
- [Tumblin 1993] Tumblin, J., & Rushmeier, H. *Tone reproduction for realistic images*. *IEEE Computer graphics and Applications*, 13(6), pp 42-48, 1993
- [Tumblin 1999] Tumblin, J., Hodgins, J. K., & Guenter, B. K. (1999). *Two methods for display of high contrast images*. *ACM Transactions on Graphics (TOG)*, 18(1), pp 56-94, 1999
- [Ulrich 2001] Ulrich, I., & Borenstein, J. *The GuideCane-applying mobile robot technologies to assist the visually impaired*. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics-Part A: Systems and Humans*, 31(2), pp 131-136, 2001
- [Valat 2010] Valat J., *Traitement de l'information sensorielle; Module de Psychophysiology, Physiologie Sensorielle, Université de Montpellier II* » <http://docplayer.fr/16000945->



[Traitements de l'information sensorielle-principes-generaux-plan-du-cours-i-organisation-generale-du-systeme-nerveux-central.html](#) (dernière consultation : 14/09/2019)

- [van Rheede 2015] van Rheede, J. J., Wilson, I. R., Qian, R. I., Downes, S. M., Kennard, C., & Hicks, S. L. *Improving mobility performance in low vision with a distance-based representation of the visual scene*. Investigative ophthalmology & visual science, 56(8), pp 4802-4809, 2015
- [Vargas-Martin 2002] Vargas-Martin, F., & Peli, E. *Augmented-view for restricted visual field: multiple device implementations*. Optometry and Vision Science, 79(11), pp715-723, 2002
- [Vazquez 2014] Vazquez-Corral, J., O'Regan, J. K., Vanrell, M., & Finlayson, G. D. *A new spectrally sharpened sensor basis to predict color naming, unique hues, and hue cancellation*. Journal of vision, 12(6), 2012
- [Velázquez 2003] Velázquez, R., Maingreud, F., & Pissaloux, E. *Intelligent glasses: A new man-machine interface concept integrating computer vision and human tactile perception*. Proceedings of the EuroHaptics , pp. 456-460, 2003
- [Velázquez 2010] Velázquez, R. *Wearable assistive devices for the blind*. Wearable and autonomous biomedical devices and systems for smart environment, Springer, Berlin, Heidelberg, pp. 331-349, 2010
- [Viénot 2012] Viénot, F., & Le Rohellec, J. *Colorimétrie et physiologie: la spécification LMS*. Couleur numérique : Acquisition, perception, codage et rendu, Traité Signal et Image IC2, C. Fernandez-Maloigne, Robert-Inacio, F., & Macaire, L.(ed.), Hermès, pp.189-232, 2012.
- [Walsh 2016] Walsh, D. V., Robinson, J., Jurek, G. M., Capó-Aponte, J. E., Riggs, D. W., & Temme, L. A. *A Performance Comparison of Color Vision Tests for Military Screening*. Aerospace medicine and human performance, 87(4), pp 382-387, 2016
- [Ward 1994] Ward, G. *A contrast-based scalefactor for luminance display*. Graphics gems IV, pp 415-421, 1994
- [Watanabe 1968] Watanabe, A., Mori, T., Nagata, S., & Hiwatashi, K. *Spatial sine-wave responses of the human visual system*. Vision Research, 8(9), pp 1245-1263, 1968
- [Winkler 2013] Winkler, S. *Digital video quality: vision models and metrics* John Wiley & Sons, 2013
- [Wyszecki 1982] Wyszecki, G., & Stiles, W. S. *Color science: concepts and methods, quantitative data and formulae*,. Wiley (New York), Vol. 8, 1982.
- [Yang 2016] Yang, K., Wang, K., Hu, W., & Bai, J. *Expanding the detection of traversable area with RealSense for the visually impaired*. Sensors, 16(11), p. 1954, 2016

## Annexes

- [Yee 2003] Yee, Y. H., & Pattanaik, S. *Segmentation and adaptive assimilation for detail-preserving display of high-dynamic range images*. *The Visual Computer*, 19(7-8), pp 457-466, 2003
- [Yoshida 2007] Yoshida, A., Blanz, V., Myszkowski, K., & Seidel, H. P. *Testing tone mapping operators with human-perceived reality*. *Journal of Electronic Imaging*, 16(1), 013004, pp 1-14, 2007
- [Young 1802] Young, T. *The Bakerian Lecture: On The Theory Of Light And Colours*. *Philosophical transactions of the Royal Society of London*, 92, pp 12-48, 1802
- [Zanlonghi 2012] Zanlonghi, X. *Acuité visuelle, sensibilité aux contrastes dans le cadre des pathologies rétinienne*s. Travail préparatoire à l'article paru dans RETINE (vol. 1), sous la direction de Salomon Yves Cohen et Alain Gaudric, Editeur : Médecine Sciences Publications, 2012.
- [Zolyomi 2017] Zolyomi, A., Shukla, A., & Snyder, J. *Technology-Mediated Sight: A Case Study of Early Adopters of a Low Vision Assistive Technology*. *Proceedings of the 19th International ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility*, ACM, pp. 220-229, 2017
- [Zuppiroli 2001] Zuppiroli, L., & Bussac, M.N. *Traité des couleurs*, Presses Polytechniques et Universitaires Romandes, 2001

## Annexes

## Annexe I : caractérisation des caméras

## i. APN Nikon D700

Dans le tableau suivant, on trouve les données de mesures pour la calibration de l'appareil photo numérique (APN) Nikon D700. Les XYZ sont obtenues à partir du spectrophotomètre pointant sur la mire. Les RGB sont obtenues en calculant la moyenne en RGB sur chaque carré de la mire capturée par le NikonD700. Les coordonnées LMS sont calculées pour chaque carré de mire à partir du spectre obtenu par le spectrophotomètre.

Tableau 17 : Valeurs XYZ, RGB et LMS pour Nikon D700

Carré sur la mire	Mesures avec spectro			RGB moyenne sur le carré			Calcul LMS		
	X	Y	Z	R	G	B	L	M	S
1	115,17	101,26	45,14	6027,26	6937,74	3340,93	0,16	0,11	0,03
2	489,14	432,03	218,55	25840,18	30724,32	16887,63	0,68	0,50	0,14
3	263,60	286,54	366,15	11332,21	27775,27	24015,89	0,48	0,45	0,26
4	206,62	246,94	98,02	9653,04	20167,34	8031,98	0,38	0,31	0,07
5	435,69	417,86	536,56	20306,45	38862,35	35201,70	0,70	0,62	0,38
6	455,25	608,19	477,91	19095,11	58340,24	37133,41	1,00	0,94	0,30
7	362,71	281,17	41,84	21146,08	16211,55	3938,78	0,42	0,23	0,03
8	151,01	140,48	312,98	6491,87	16514,03	20448,34	0,25	0,25	0,22
9	459,61	305,23	147,48	29476,96	18779,76	10940,39	0,47	0,26	0,11
10	169,05	137,40	190,81	8953,68	12609,04	12034,66	0,23	0,19	0,15
11	615,09	753,37	163,87	30041,27	61233,10	18251,86	1,17	0,93	0,09
12	764,11	690,12	108,20	40482,41	43640,08	10014,52	1,04	0,66	0,07
13	65,23	58,55	172,79	2533,65	7625,46	11118,83	0,11	0,12	0,12
14	185,39	268,64	94,96	8961,22	25924,00	10406,76	0,43	0,38	0,05
15	326,26	194,45	61,66	21540,98	9989,04	4774,93	0,29	0,14	0,04
16	937,05	940,98	126,14	51029,23	63118,48	15770,81	1,43	0,99	0,07
17	502,54	342,60	353,80	29370,85	24978,92	22554,29	0,55	0,37	0,27
18	209,34	278,69	396,44	8606,70	31455,68	28776,08	0,49	0,52	0,25
19	638,56	654,12	436,72	31821,84	55261,26	33098,85	1,05	0,85	0,29

## Annexes

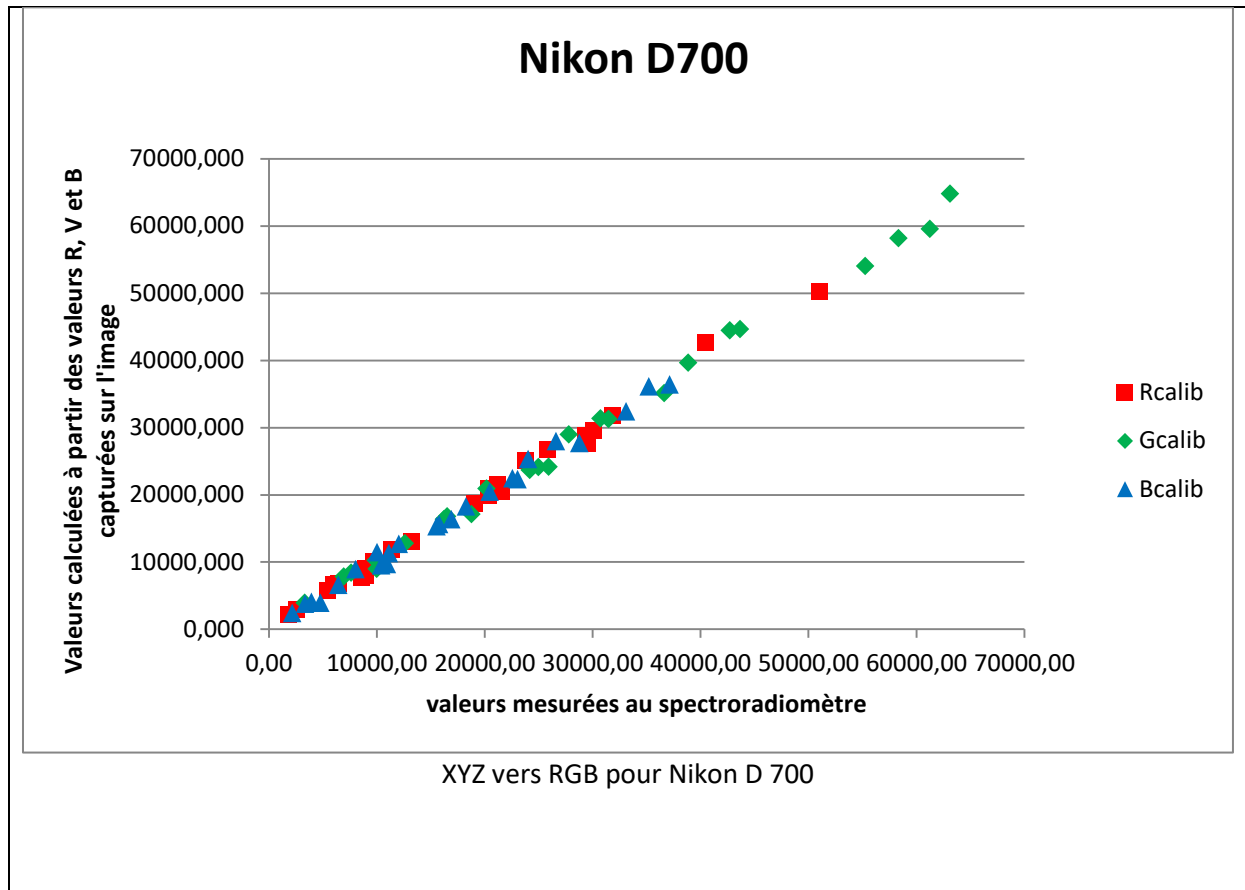
20	508,37	525,02	380,58	23797,26	42698,82	26597,46	0,84	0,69	0,26
21	399,95	412,26	302,97	20367,60	36627,07	23044,80	0,66	0,54	0,21
22	261,95	271,73	206,82	13206,98	24174,20	15525,51	0,44	0,36	0,14
23	108,69	112,10	85,82	5433,69	9913,19	6427,60	0,18	0,15	0,06
24	36,17	36,92	27,39	1856,50	3312,56	2169,15	0,06	0,05	0,02

On a calculé les paramètres des fonctions de transfert suivantes : RGB vers XYZ , XYZ vers RGB , RGB vers LMS et LMS vers RGB. On a créé un système de 24 équations à 12 inconnues, les 12 inconnues représentent les paramètres de la fonction de transfert.

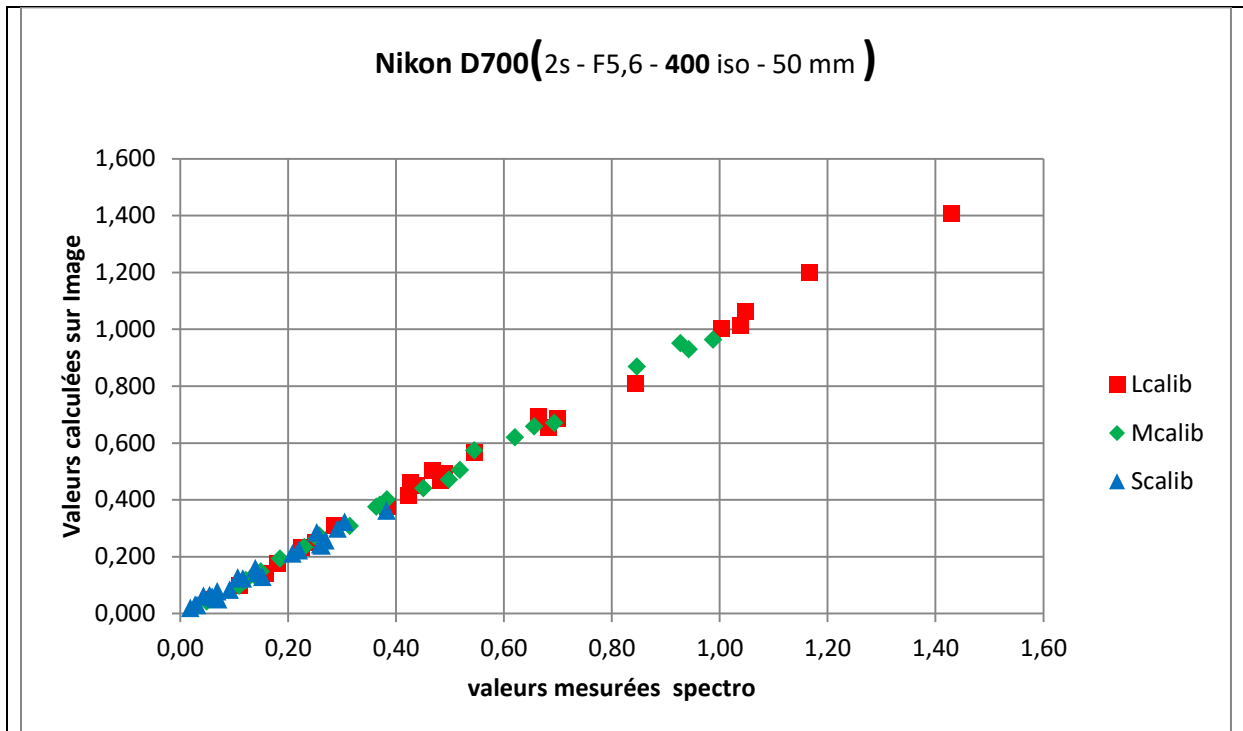
La résolution de ce système d'équation représente la caractérisation colorimétrique pour le système d'acquisition utilisé. Les résultats sont dans les tableaux suivants :

**Tableau 18 : Matrices de conversion entre espaces pour Nikon D700**

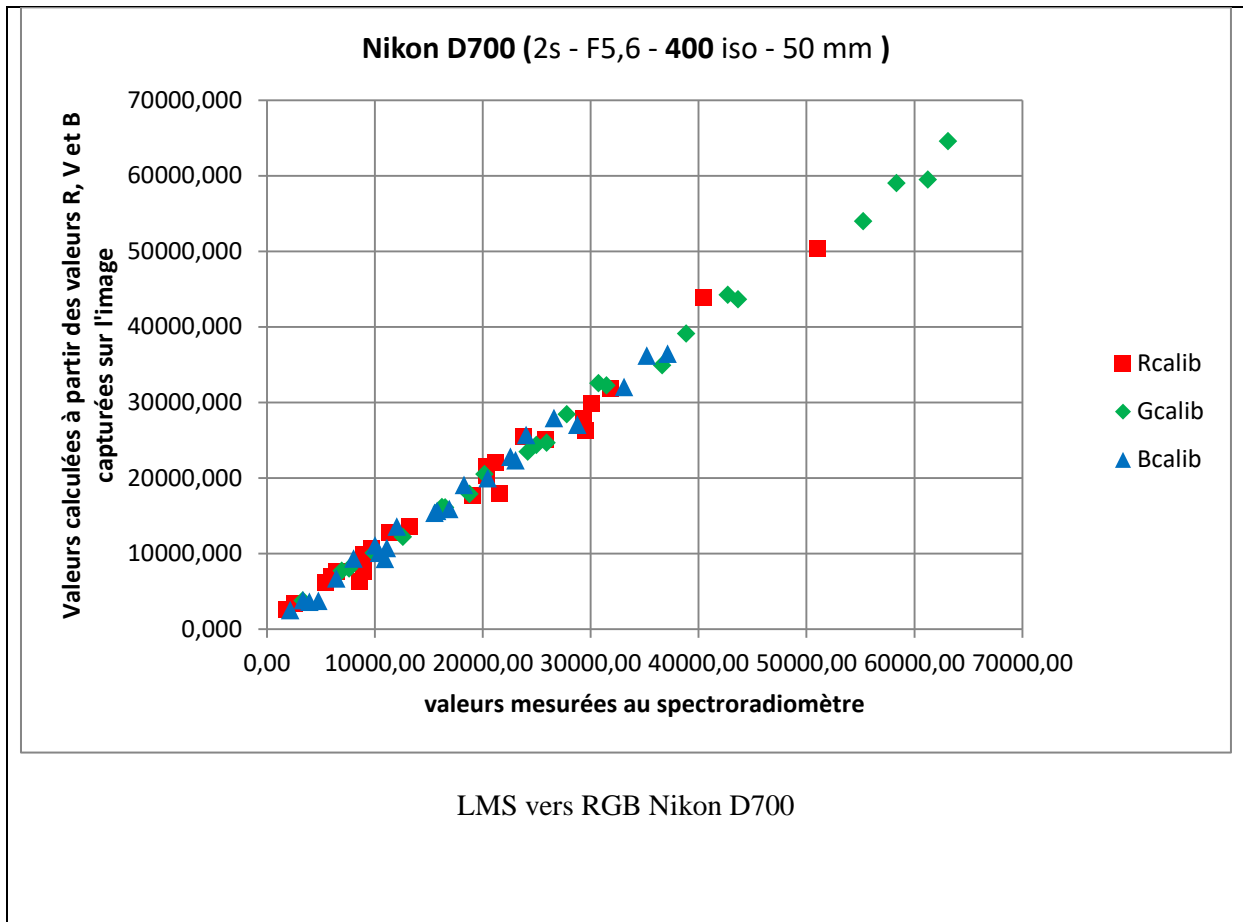
	Matrice RGB vers XYZ	OffSet	Corrélation
Nikon D700	0,014815    0,003000    0,000295 0,005788    0,011048    -0,003704 0,001161    -0,003161    0,017651	-5,815849 -8,249155 -2,646732	0,99 0,99 0,99
<div style="display: flex; flex-direction: column; align-items: center;"> <div style="margin-bottom: 10px;"><b>Nikon D700</b></div> <div style="display: flex; align-items: center;"> <div style="writing-mode: vertical-rl; transform: rotate(180deg); font-size: small; margin-right: 10px;">Valeurs calculées à partir des valeurs R, G et B capturées sur l'image</div> <div style="margin-left: 10px; font-size: small;"> <p>■ Xcalib</p> <p>◆ Ycalib</p> <p>▲ Zcalib</p> </div> </div> <div style="margin-top: 10px;">RGB vers XYZ Nikon D700</div> </div>			
	Matrice XYZ vers RGB	OffSet	Corrélation
Nikon D700	75,84    -21,78    -6,44 -44,70    109,30    23,44 -13,76    21,69    60,83	401,70 839,11 407,11	0,99 0,99 0,99



	Matrice RGB vers LMS	OffSet	Corrélation
Nikon D700	0,014815    0,003000    0,000295 0,005788    0,011048    -0,003704 0,001161    -0,003161    0,017651	-0,01368 -0,01113 -0,00114	0.99 0.99 0.99



	Matrice LMS vers RGB	OffSet	Corrélation
Nikon D700	405,940121    -400,464034    117,891945	3,223058	0,99
	24,904335    215,868580    -5,657361	2,785092	0,99
	-54,181823    119,334819    267,921817	2,065405	0,99



**ii. Caméra DFK (Imaging Source)**

De la même manière, nous avons utilisé les données du tableau suivant des données de la caméra DFK ( Imaging Source) pour créer les systèmes de 24 équations pour définir les 12 inconnues des fonctions de transfert RGB vers XYZ et XYZ vers RGB pour la caméra DFK.

**Tableau 19 : Valeurs XYZ, RGB et LMS pour DFK**

Caméra DFK	Mesures avec spectro			Calcule avec calibration		
	X	Y	Z	R	G	B
1	117,85	102,36	46,20	71,89	39,16	39,00
2	621,40	481,41	74,60	218,60	85,92	32,49
3	125,52	103,53	363,27	43,74	42,94	215,80
4	1408,52	1454,29	1092,81	217,09	205,05	190,21
5	867,11	896,65	688,08	185,03	173,36	163,51
6	249,64	379,20	118,40	91,12	133,35	52,48

## Annexes

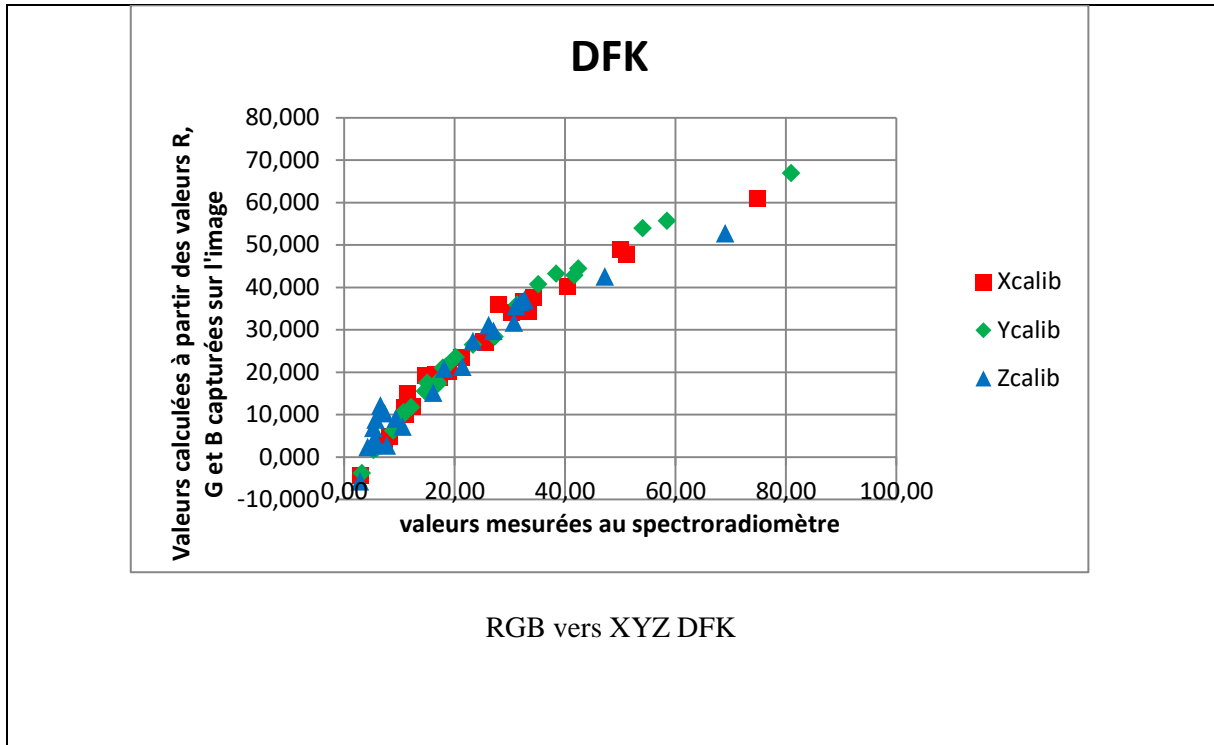
7	181,10	163,84	406,17	60,60	61,27	222,27
8	423,17	368,28	180,86	166,80	93,93	79,42
9	172,67	184,63	230,92	70,68	73,87	121,70
10	473,13	313,48	150,31	221,64	43,88	86,44
11	353,31	210,06	57,64	210,41	20,31	57,01
12	530,69	549,48	417,90	151,18	140,07	131,20
13	265,96	275,53	206,86	108,08	93,72	90,70
14	911,80	928,03	100,86	211,67	172,27	7,37
15	111,84	87,14	123,64	64,78	32,20	87,76
16	112,35	134,28	46,87	57,16	60,78	32,18
17	260,81	246,77	296,31	98,81	79,24	147,86
18	453,30	568,06	110,85	133,11	157,91	22,95
19	415,30	272,56	276,54	198,59	39,58	169,43
20	117,79	122,59	92,38	62,85	54,56	55,78
21	51,10	52,82	38,48	34,74	27,65	30,90
22	232,64	300,73	388,37	84,38	113,90	171,86
23	552,34	498,58	67,12	192,77	112,91	16,36
24	294,78	386,23	281,48	99,81	127,32	114,20

Les paramètres sont donnés dans les tableaux suivants :

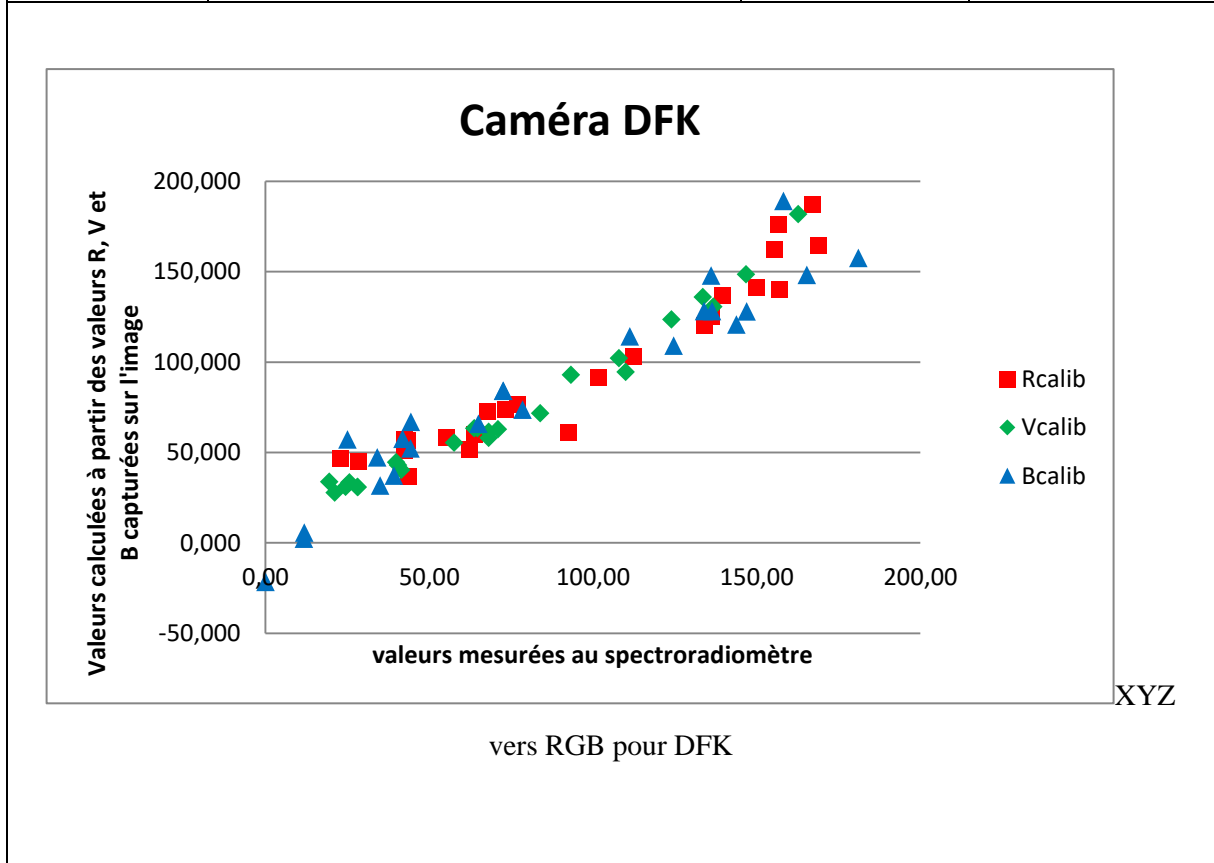
**Tableau 20 : Matrices de conversion pour DFK**

	Matrice RGB vers XYZ	Offset	Corrélation
DFK	0.21 0.20 0.05	-14.42	0.97
	0.13 0.34 0.03	-14.13	0.98
	0.03 0.16 0.24	-15.51	0.95





	Matrice XYZ vers RGB	OffSet	Corrélation
DFK	6.55    -3.29    -1.14 -2.98    4.68    -0.01 0.59    -2.20    3.94	40.71 27.64 51.18	0.97 0.98 0.95



**Annexe II : caractérisation des écrans**

Les données de mesures utilisées dans la calibration des différents écrans sont dans les tableaux suivants :

**Tableau 21 : Valeurs XYZ mesurées avec le spectroradiomètre pour l'écran Philips 1**

Philips 1											
Code RGB (rouge)	X2°	Y2°	Z2°	Code RGB vert	X2°	Y2°	Z2°	Code RGB bleu	X2°	Y2°	Z2°
000	0,21	0,2	0,42	000	0,2	0,2	0,41	000	0,2	0,2	0,41
1000	0,25	0,22	0,42	0100	0,25	0,29	0,43	0010	0,22	0,2	0,51
2000	0,36	0,28	0,43	0200	0,32	0,45	0,46	0020	0,26	0,22	0,74
3000	0,78	0,5	0,45	0300	0,56	0,95	0,54	0030	0,39	0,27	1,43
4000	1,53	0,89	0,49	0400	0,97	1,82	0,68	0040	0,59	0,35	2,51
5000	2,45	1,36	0,53	0500	1,51	2,96	0,86	0050	0,91	0,46	4,18
6000	3,51	1,92	0,58	0600	2,18	4,37	1,09	0060	1,28	0,61	6,18
7000	4,85	2,61	0,64	0700	3,05	6,22	1,38	0070	1,78	0,8	8,84
8000	6,53	3,48	0,71	0800	4	8,23	1,7	0080	2,28	0,98	11,47
9000	8,36	4,43	0,79	0900	5,21	10,76	2,09	0090	2,92	1,23	14,91
10000	10,73	5,65	0,88	01000	6,52	13,52	2,53	00100	3,65	1,51	18,82
11000	13,03	6,85	0,98	01100	8,13	16,91	3,05	00110	4,41	1,8	22,86
12000	15,82	8,29	1,09	01200	9,77	20,34	3,59	00120	5,45	2,21	28,39
13000	18,65	9,76	1,19	01300	11,57	24,13	4,16	00130	6,49	2,61	33,91
14000	21,9	11,45	1,32	01400	13,68	28,53	4,83	00140	7,64	3,07	40,07
15000	25,45	13,28	1,45	01500	16,11	33,62	5,58	00150	8,71	3,5	45,79
16000	29,04	15,14	1,56	01600	18,69	39,01	6,39	00160	10,01	4,01	52,69
17000	33,27	17,33	1,68	01700	21,48	44,79	7,23	00170	11,46	4,6	60,41

## Annexes

180 0 0	37,73	19,6 4	1,8	0 180 0	24,2 3	50,47	8,06	0 0 180	13	5,23	68,62
190 0 0	41,98	21,8 4	1,92	0 190 0	27,8 2	57,92	9,1	0 0 190	14,6	5,9	77,15
200 0 0	46,65	24,2 6	2,04	0 200 0	30,9 2	64,28	9,97	0 0 200	16,4 2	6,67	86,82
210 0 0	52,28	27,1 7	2,15	0 210 0	34,8 3	72,27	11,0 6	0 0 210	18,2 6	7,46	96,61
220 0 0	57,14	29,6 7	2,24	0 220 0	38,4 3	79,61	12,0 1	0 0 220	20,2 8	8,36	107,3 7
230 0 0	62,59	32,4 8	2,33	0 230 0	42,1 3	87,14	12,9 6	0 0 230	22,2 5	9,26	117,8 1
240 0 0	68,23	35,3 9	2,38	0 240 0	46,8 1	96,53	14,0 9	0 0 240	24,3 5	10,2 4	129
255 0 0	76,14	39,4 7	2,43	0 255 0	53,9 3	110,6 2	15,6 9	0 0 255	27,4 4	11,7 9	145,3 9

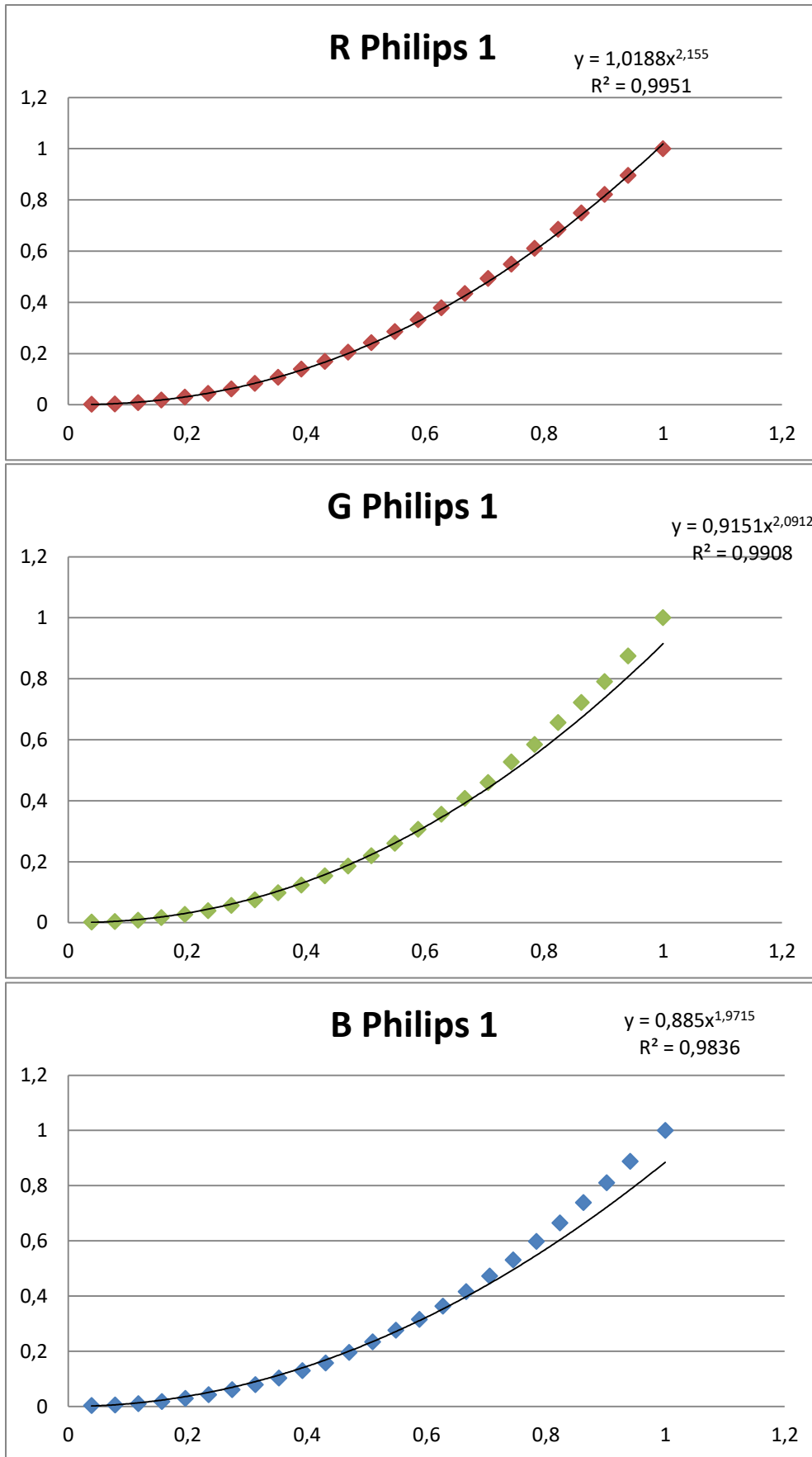


Figure 97 : fonctions de transfert pour les trois canaux de l'écran Philips 1

Tableau 22 : Valeurs XYZ mesurées avec le spectroradiomètre pour l'écran Philips 2

Philips 2											
rouge	X2°	Y2°	Z2°	vert	X2°	Y2°	Z2°	bleu	X2°	Y2°	Z2°
0 0 0	0,19	0,19	0,34	0 0 0	0,19	0,18	0,34	0 0 0	0,18	0,18	0,34
10 0 0	0,2	0,19	0,34	0 10 0	0,19	0,2	0,34	0 0 10	0,19	0,18	0,38
20 0 0	0,24	0,21	0,35	0 20 0	0,21	0,24	0,35	0 0 20	0,21	0,19	0,45
30 0 0	0,4	0,3	0,35	0 30 0	0,3	0,43	0,38	0 0 30	0,25	0,21	0,68
40 0 0	0,74	0,48	0,37	0 40 0	0,49	0,84	0,45	0 0 40	0,33	0,24	1,12
50 0 0	1,28	0,77	0,39	0 50 0	0,79	1,47	0,56	0 0 50	0,46	0,29	1,81
60 0 0	1,98	1,14	0,42	0 60 0	1,21	2,37	0,71	0 0 60	0,67	0,37	2,95
70 0 0	3,04	1,7	0,46	0 70 0	1,77	3,57	0,91	0 0 70	0,91	0,46	4,24
80 0 0	4,11	2,28	0,5	0 80 0	2,52	5,16	1,17	0 0 80	1,24	0,58	5,97
90 0 0	5,7	3,13	0,57	0 90 0	3,43	7,09	1,49	0 0 90	1,63	0,73	8,05
100 0 0	7,42	4,04	0,63	0 100 0	4,43	9,23	1,85	0 0 100	2,12	0,92	10,7
110 0 0	9,47	5,13	0,7	0 110 0	5,76	12,05	2,3	0 0 110	2,73	1,16	13,98
120 0 0	11,93	6,44	0,79	0 120 0	7,19	15,09	2,8	0 0 120	3,34	1,4	17,21
130 0 0	14,56	7,84	0,89	0 130 0	8,94	18,78	3,39	0 0 130	4,24	1,75	22,03
140 0 0	17,62	9,47	0,98	0 140 0	10,88	22,9	4,04	0 0 140	5,07	2,08	26,49
150 0 0	21,16	11,36	1,1	0 150 0	13,06	27,5	4,77	0 0 150	6,07	2,48	31,82
160 0 0	25,02	13,41	1,21	0 160 0	15,41	32,43	5,54	0 0 160	7,18	2,92	37,8
170 0 0	29,17	15,62	1,32	0 170 0	17,93	37,73	6,36	0 0 170	8,45	3,44	44,6
180 0 0	33,73	18,04	1,46	0 180 0	21,03	44,24	7,35	0 0 180	9,91	4,03	52,41
190 0 0	38,86	20,76	1,56	0 190 0	24,26	50,98	8,36	0 0 190	11,33	4,62	59,99
200 0 0	44,63	23,82	1,69	0 200 0	27,86	58,45	9,44	0 0 200	13,08	5,35	69,38
210 0 0	50,03	26,68	1,82	0 210 0	31,91	66,86	10,64	0 0 210	14,93	6,13	79,26
220 0 0	57,19	30,47	1,92	0 220 0	35,99	75,25	11,82	0 0 220	17,12	7,08	90,97
230 0 0	63,71	33,94	1,99	0 230 0	40,79	85,08	13,11	0 0 230	19,42	8,1	103,28

240 0 0	70,32	37,41	2,04	0 240 0	45,6	94,84	14,38	0 0 240	21,79	9,2	115,99
255 0 0	90,12	47,81	2,1	0 255 0	54,23	112,1	16,39	0 0 255	26,26	11,38	139,88

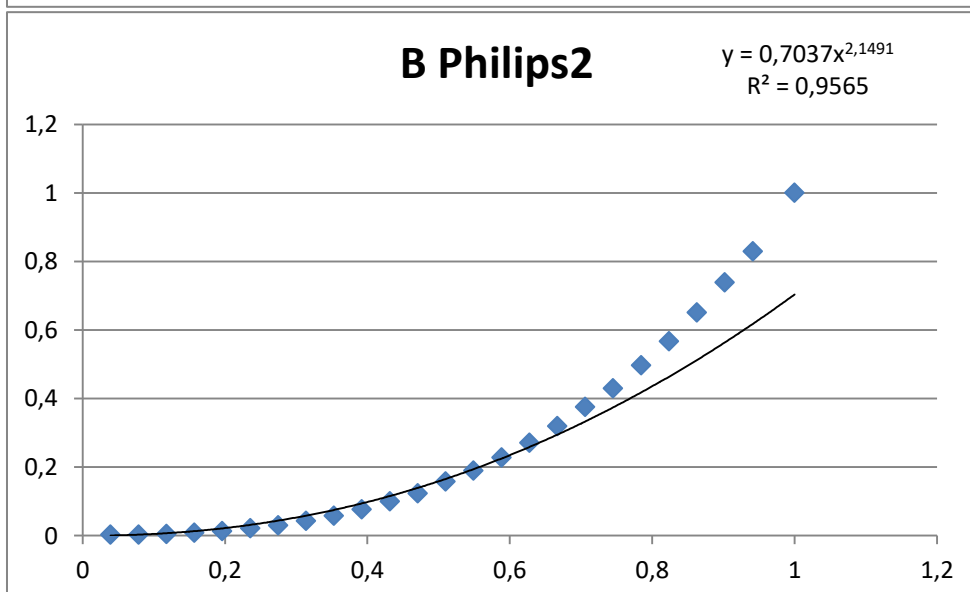
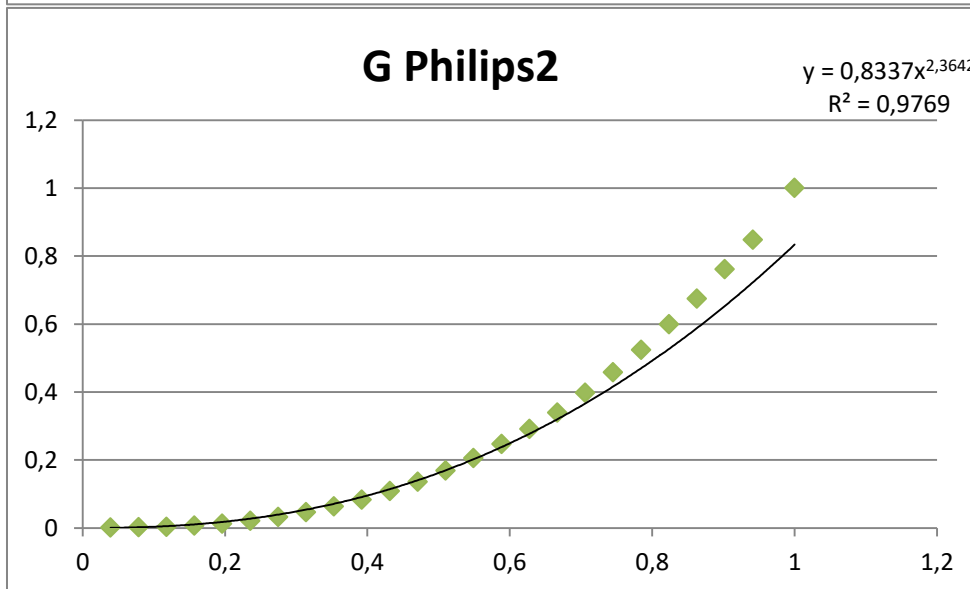
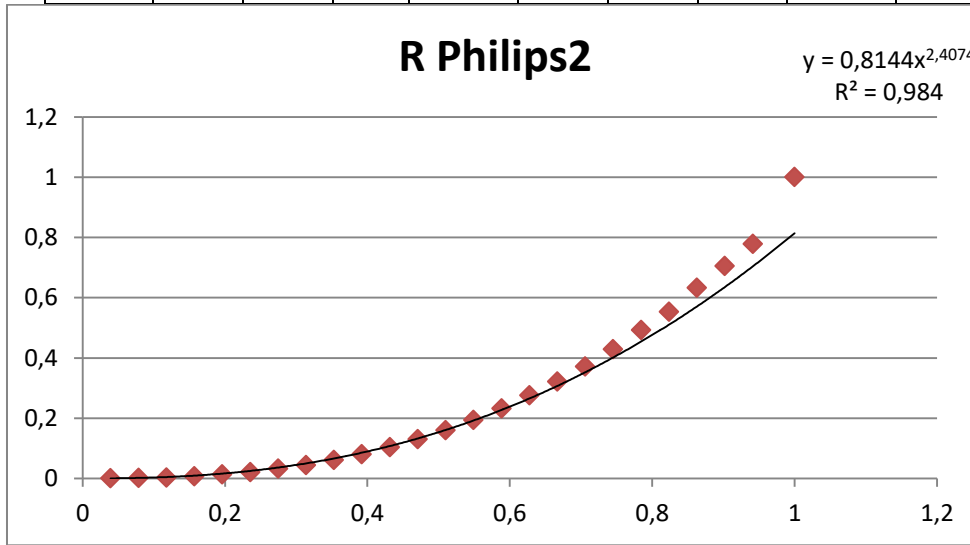


Figure 98 : fonctions de transfert pour les trois canaux de l'écran Philips 2

OSVR											
rouge	X2°	Y2°	Z2°	vert	X2°	Y2°	Z2°	bleu	X2°	Y2°	Z2°
0 0 0	0,44	0,49	0,52	0 0 0	0,45	0,51	0,53	0 0 0	0,45	0,51	0,53
10 0 0	0,45	0,5	0,52	0 10 0	0,51	0,54	0,53	0 0 10	0,47	0,52	0,58
20 0 0	0,53	0,54	0,52	0 20 0	0,65	0,62	0,54	0 0 20	0,52	0,54	0,82
30 0 0	0,8	0,67	0,52	0 30 0	0,77	0,79	0,55	0 0 30	0,6	0,57	1,28
40 0 0	1,21	0,88	0,52	0 40 0	0,95	1,18	0,58	0 0 40	0,72	0,63	2,03
50 0 0	1,7	1,12	0,52	0 50 0	1,16	1,73	0,62	0 0 50	0,88	0,7	2,96
60 0 0	2,37	1,45	0,52	0 60 0	1,43	2,47	0,68	0 0 60	1,08	0,79	4,1
70 0 0	3,22	1,87	0,52	0 70 0	1,76	3,38	0,75	0 0 70	1,35	0,91	5,73
80 0 0	4,32	2,42	0,52	0 80 0	2,17	4,55	0,84	0 0 80	1,68	1,05	7,64
90 0 0	5,55	3,02	0,53	0 90 0	2,64	5,9	0,95	0 0 90	2,03	1,19	9,67
100 0 0	6,97	3,73	0,53	0 100 0	3,16	7,38	1,07	0 0 100	2,44	1,37	12,1
110 0 0	8,53	4,5	0,53	0 110 0	3,74	9,07	1,21	0 0 110	2,89	1,56	14,76
120 0 0	10,42	5,44	0,53	0 120 0	4,36	10,88	1,36	0 0 120	3,41	1,78	17,79
130 0 0	12,01	6,23	0,53	0 130 0	5,02	12,81	1,51	0 0 130	4,02	2,04	21,39
140 0 0	14,36	7,39	0,53	0 140 0	5,79	15,07	1,7	0 0 140	4,74	2,34	25,6
150 0 0	16,57	8,49	0,53	0 150 0	6,66	17,66	1,91	0 0 150	5,36	2,61	29,29
160 0 0	18,81	9,6	0,53	0 160 0	7,5	20,13	2,11	0 0 160	6,12	2,93	33,75
170 0 0	21,49	10,93	0,53	0 170 0	8,71	23,73	2,4	0 0 170	6,88	3,25	38,19
180 0 0	24,01	12,18	0,54	0 180 0	9,6	26,36	2,61	0 0 180	7,83	3,65	43,81
190 0 0	28,29	14,3	0,53	0 190 0	10,59	29,31	2,86	0 0 190	8,93	4,11	50,26
200 0 0	30,34	15,32	0,54	0 200 0	12,03	33,63	3,21	0 0 200	9,82	4,48	55,47
210 0 0	33,7	16,99	0,54	0 210 0	13,13	36,92	3,48	0 0 210	10,98	4,97	62,34
220 0 0	37,71	18,98	0,54	0 220 0	14,69	41,57	3,86	0 0 220	11,95	5,38	68,01
230 0 0	42,2	21,21	0,55	0 230 0	16,09	45,77	4,21	0 0 230	13,32	5,96	76,01

Annexes

240 00	46,14	23,16	0,54	0 240 0	18,15	51,96	4,7	0 0 240	14,35	6,39	82,09
255 00	53,59	26,87	0,55	0 255 0	19,45	55,9	5,04	0 0 255	17,45	7,68	100,36

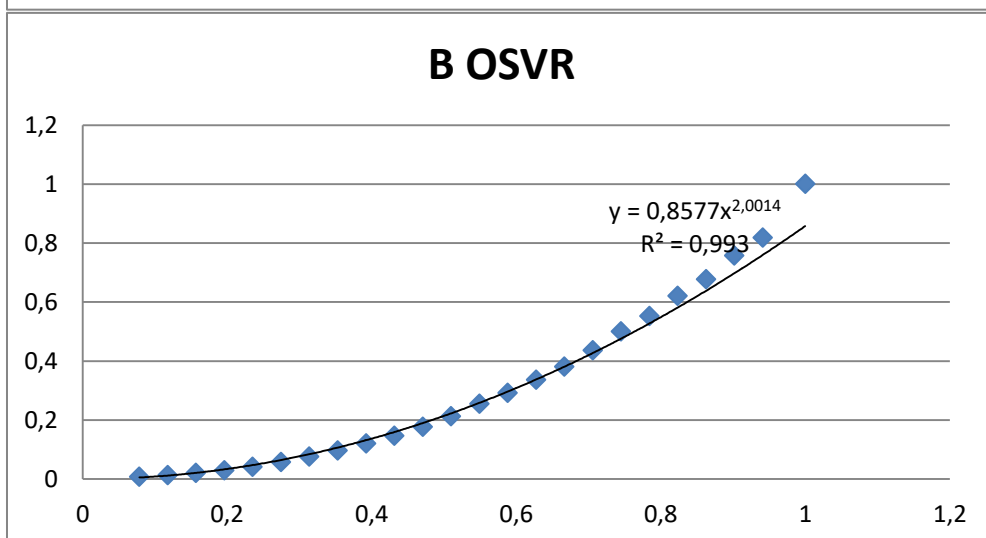
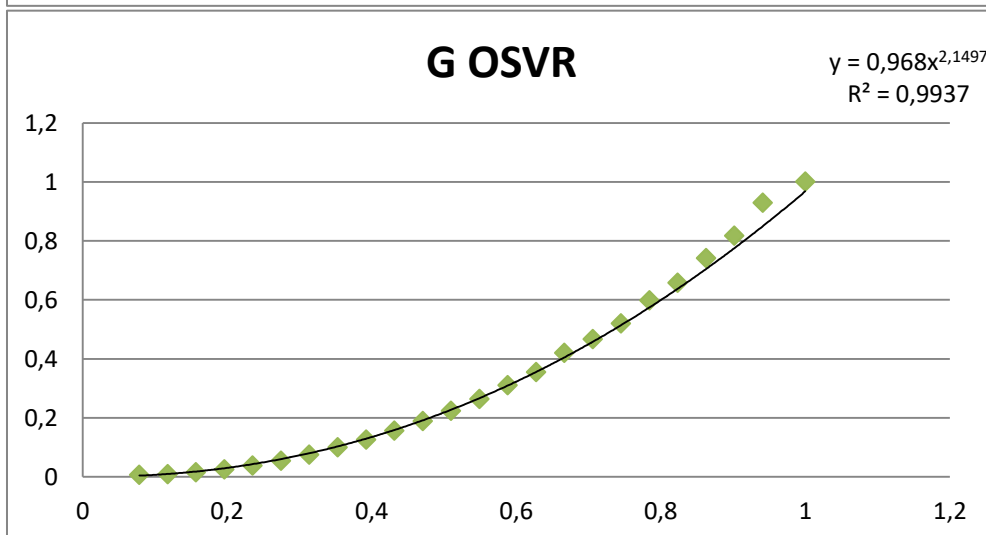
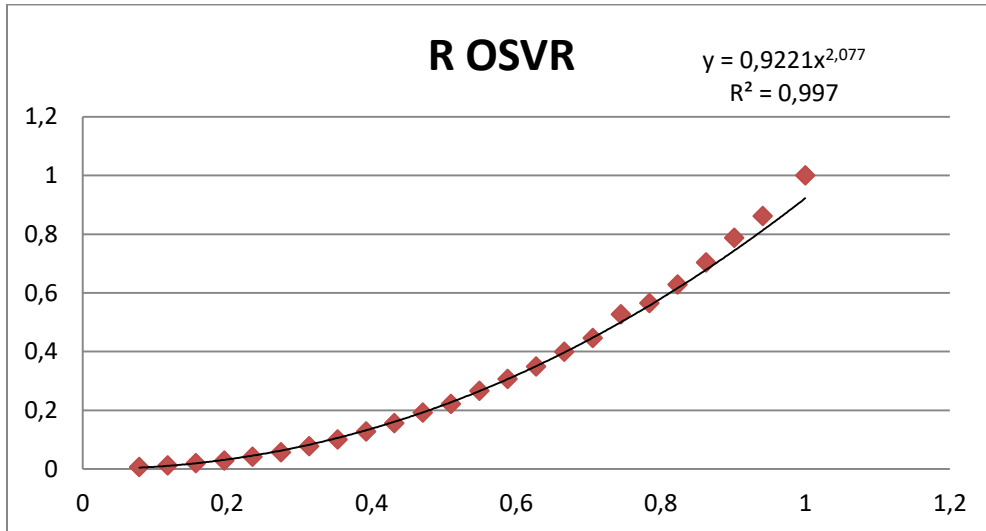




Figure 99 : fonctions de transfert pour les trois canaux de l'écran OSVR

Tableau 23 : Valeurs XYZ mesurées avec le spectroradiomètre pour l'écran Dell 24 "

Dell 24''											
Code RGB	X2°	Y2°	Z2°	Code RGB	X2°	Y2°	Z2°	bleu	X2°	Y2°	Z2°
<b>rouge</b>				<b>vert</b>							
<b>0 0 0</b>	0,26	0,27	0,48	<b>0 0 0</b>	0,26	0,27	0,48	<b>0 0 0</b>	0,26	0,27	0,48
<b>10 0 0</b>	0,5	0,38	0,48	<b>0 10 0</b>	0,29	0,36	0,49	<b>0 0 10</b>	0,31	0,28	0,73
<b>20 0 0</b>	1,45	0,81	0,49	<b>0 20 0</b>	0,42	0,78	0,55	<b>0 0 20</b>	0,52	0,35	1,87
<b>30 0 0</b>	3,24	1,62	0,52	<b>0 30 0</b>	0,67	1,59	0,67	<b>0 0 30</b>	0,97	0,49	4,29
<b>40 0 0</b>	5,39	2,6	0,54	<b>0 40 0</b>	0,95	2,53	0,82	<b>0 0 40</b>	1,6	0,69	7,63
<b>50 0 0</b>	8,09	3,83	0,58	<b>0 50 0</b>	1,29	3,62	0,97	<b>0 0 50</b>	2,32	0,92	11,51
<b>60 0 0</b>	11,12	5,2	0,63	<b>0 60 0</b>	1,75	5,13	1,19	<b>0 0 60</b>	3,21	1,21	16,26
<b>70 0 0</b>	14,45	6,7	0,67	<b>0 70 0</b>	2,37	7,16	1,51	<b>0 0 70</b>	4,25	1,53	21,82
<b>80 0 0</b>	20,67	9,49	0,74	<b>0 80 0</b>	3,17	9,75	1,94	<b>0 0 80</b>	8,38	2,83	43,95
<b>90 0 0</b>	27,09	12,37	0,83	<b>0 90 0</b>	4,05	12,53	2,47	<b>0 0 90</b>	14,21	4,69	75,16
<b>100 0 0</b>	32,99	15,03	0,9	<b>0 100 0</b>	5,07	15,78	3,08	<b>0 0 100</b>	20,36	6,68	107,99
<b>110 0 0</b>	39,96	18,18	0,99	<b>0 110 0</b>	6,07	19	3,7	<b>0 0 110</b>	22,42	7,38	118,96
<b>120 0 0</b>	47,34	21,51	1,12	<b>0 120 0</b>	7,31	22,94	4,51	<b>0 0 120</b>	25,88	8,39	137,39
<b>130 0 0</b>	54,57	24,76	1,18	<b>0 130 0</b>	8,73	27,54	5,44	<b>0 0 130</b>	27,61	9,15	146,59
<b>140 0 0</b>	63,07	28,58	1,19	<b>0 140 0</b>	10,29	32,37	6,57	<b>0 0 140</b>	31,52	10,24	167,48
<b>150 0 0</b>	71,95	32,62	1,41	<b>0 150 0</b>	11,98	37,59	7,77	<b>0 0 150</b>	33,71	11,07	179,18
<b>160 0 0</b>	83,74	37,98	1,51	<b>0 160 0</b>	13,39	42,35	8,88	<b>0 0 160</b>	37,9	12,28	201,48
<b>170 0 0</b>	87,23	39,47	1,56	<b>0 170 0</b>	15,26	48,26	10,36	<b>0 0 170</b>	39,64	13,07	210,8
<b>180 0 0</b>	98,42	44,55	1,76	<b>0 180 0</b>	17,47	54,9	11,66	<b>0 0 180</b>	42,07	14,05	223,72
<b>190 0 0</b>	110,79	50,09	1,71	<b>0 190 0</b>	19,06	60,74	12,77	<b>0 0 190</b>	43,17	14,77	229,54
<b>200 0 0</b>	132,05	59,98	2,29	<b>0 200 0</b>	21,56	68,33	14,5	<b>0 0 200</b>	45	15,58	239,26

## Annexes

<b>210 0 0</b>	142,5	64,68	2,3	<b>0 210 0</b>	24,32	76,14	16,77	<b>0 0 210</b>	52,97	17,69	281,95
<b>220 0 0</b>	151,97	69,07	2,73	<b>0 220 0</b>	24,54	78,17	15,81	<b>0 0 220</b>	51,23	17,4	272,67
<b>230 0 0</b>	163,62	74,19	2,47	<b>0 230 0</b>	28,74	89,21	18,84	<b>0 0 230</b>	52,3	17,88	278,14
<b>240 0 0</b>	173,46	79,02	2,86	<b>0 240 0</b>	30,99	96,38	20,57	<b>0 0 240</b>	48,7	17,24	258,66
<b>255 0 0</b>	171,96	78,35	2,68	<b>0 255 0</b>	29,09	94,44	18,16	<b>0 0 255</b>	49,23	17,67	261,08

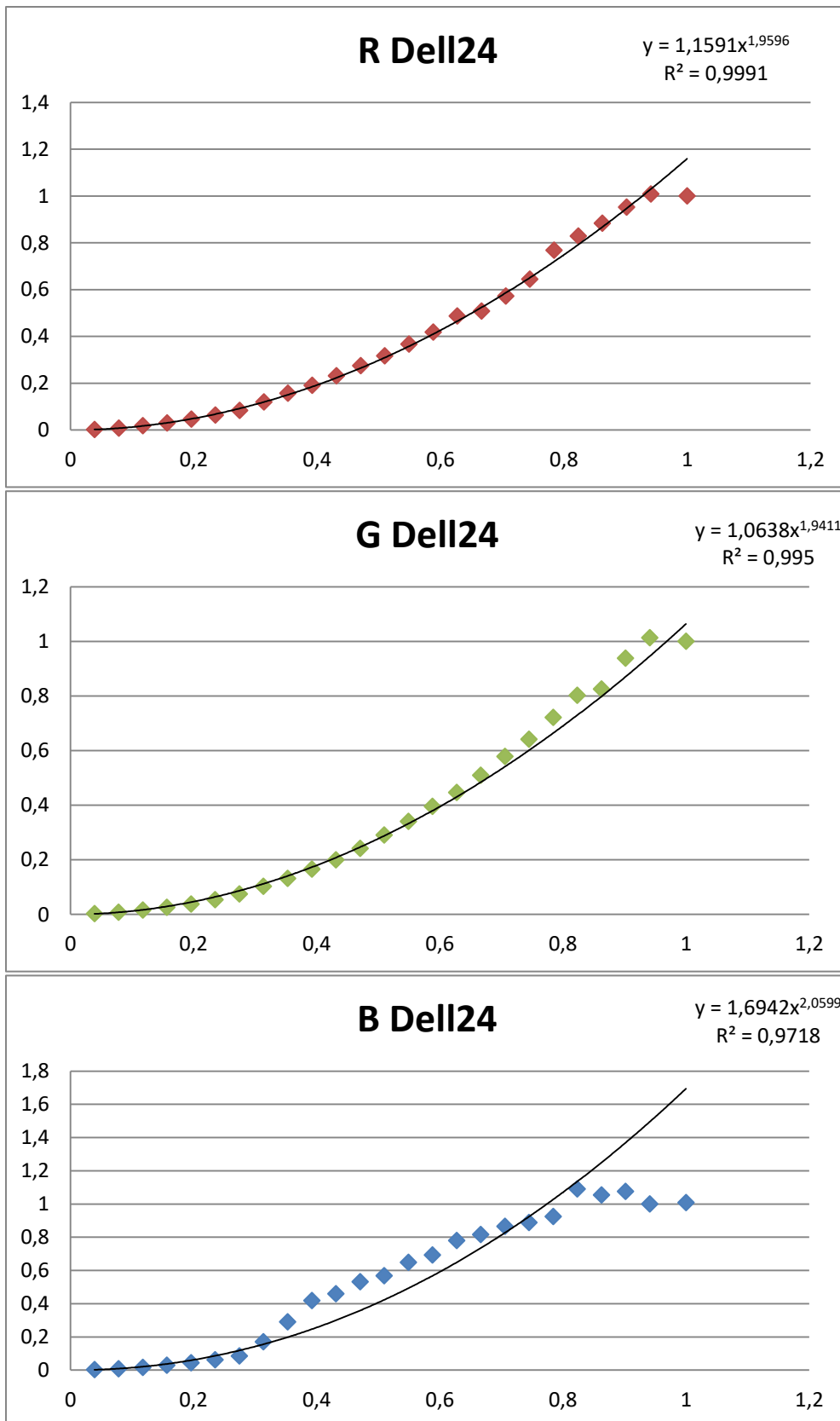


Figure 100 : fonctions de transfert pour les trois canaux de l'écran Dell 24''

## Annexes

Tableau 24 : Valeurs XYZ mesurées avec le spectroradiomètre pour l'écran Dell 17 "

Dell 17"											
Code RGB rouge	X2°	Y2°	Z2°	Code RGB vert	X2°	Y2°	Z2°	Code RGB bleu	X2°	Y2°	Z2°
000	0,14	0,13	0,21	000	0,13	0,13	0,2	000	0,13	0,13	0,2
1000	0,17	0,15	0,21	0100	0,15	0,16	0,21	0010	0,15	0,13	0,29
2000	0,31	0,22	0,22	0200	0,22	0,31	0,23	0020	0,19	0,15	0,53
3000	0,69	0,43	0,23	0300	0,41	0,72	0,29	0030	0,29	0,19	1,05
4000	1,22	0,72	0,25	0400	0,68	1,33	0,38	0040	0,42	0,24	1,75
5000	1,97	1,12	0,27	0500	1,08	2,19	0,51	0050	0,6	0,31	2,73
6000	2,86	1,6	0,3	0600	1,6	3,31	0,67	0060	0,88	0,42	4,24
7000	4,04	2,23	0,33	0700	2,23	4,7	0,87	0070	1,2	0,54	5,95
8000	5,49	3,02	0,38	0800	3,11	6,6	1,14	0080	1,64	0,72	8,35
9000	7,12	3,89	0,42	0900	4,04	8,62	1,44	0090	2,15	0,92	11,07
10000	9,02	4,92	0,47	01000	5,11	10,93	1,76	00100	2,69	1,13	14
11000	11,16	6,07	0,52	01100	6,31	13,53	2,13	00110	3,36	1,4	17,59
12000	13,46	7,31	0,58	01200	7,68	16,5	2,55	00120	4,06	1,68	21,41
13000	16,62	9,01	0,66	01300	9,47	20,34	3,09	00130	4,98	2,05	26,35
14000	20,02	10,84	0,74	01400	11,42	24,54	3,66	00140	5,95	2,45	31,61
15000	23,39	12,65	0,8	01500	13,4	28,77	4,23	00150	7,02	2,9	37,38
16000	26,98	14,58	0,86	01600	15,9	34,13	4,96	00160	8,33	3,45	44,46
17000	31,52	17,02	0,93	01700	18,52	39,7	5,68	00170	9,83	4,09	52,55
18000	36,43	19,66	1	01800	21,75	46,57	6,58	00180	11,62	4,88	62,18
19000	41,31	22,27	1,09	01900	25,3	54,03	7,48	00190	13,34	5,68	71,46
20000	46,96	25,3	1,11	02000	28,83	61,4	8,3	00200	15,23	6,59	81,67
21000	52,63	28,32	1,15	02100	32,96	69,93	9,3	00210	16,95	7,49	90,96
22000	57,45	30,89	1,12	02200	37,04	78,29	10,11	00220	18,37	8,35	98,59
23000	62,88	33,77	1,17	02300	41,21	86,59	10,81	00230	19,6	9,28	105,17

Annexes

240 00	67,16	36,04	1,14	0 240 0	45,15	94,3	11,4	0 0 240	19,94	9,94	106,82
255 00	69,84	37,45	1,16	0 255 0	46,41	96,58	11,51	0 0 255	19,76	10,09	105,7

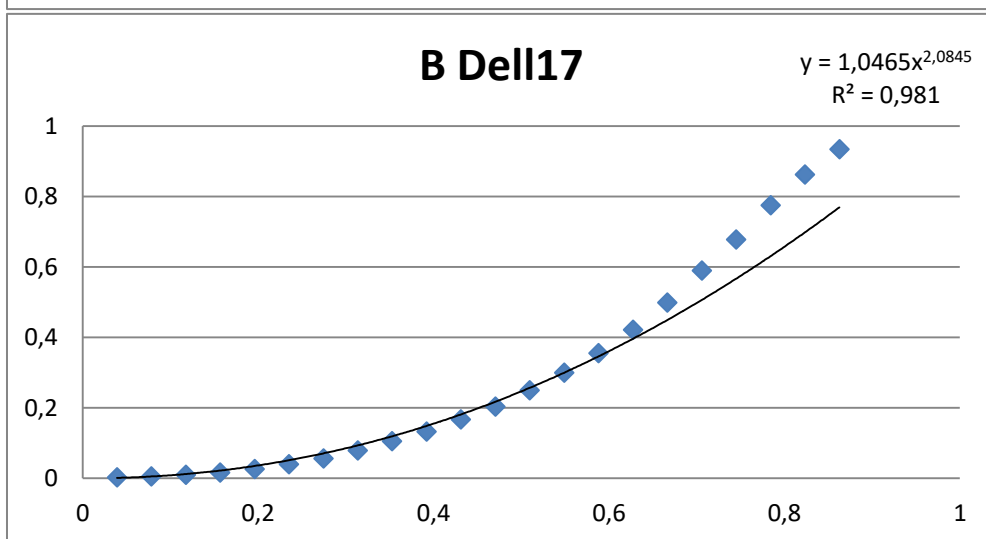
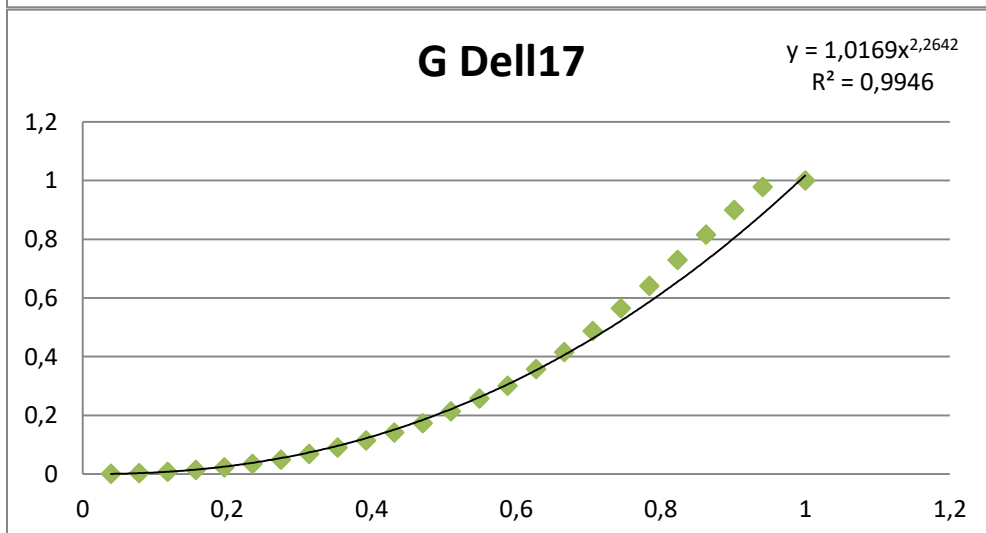
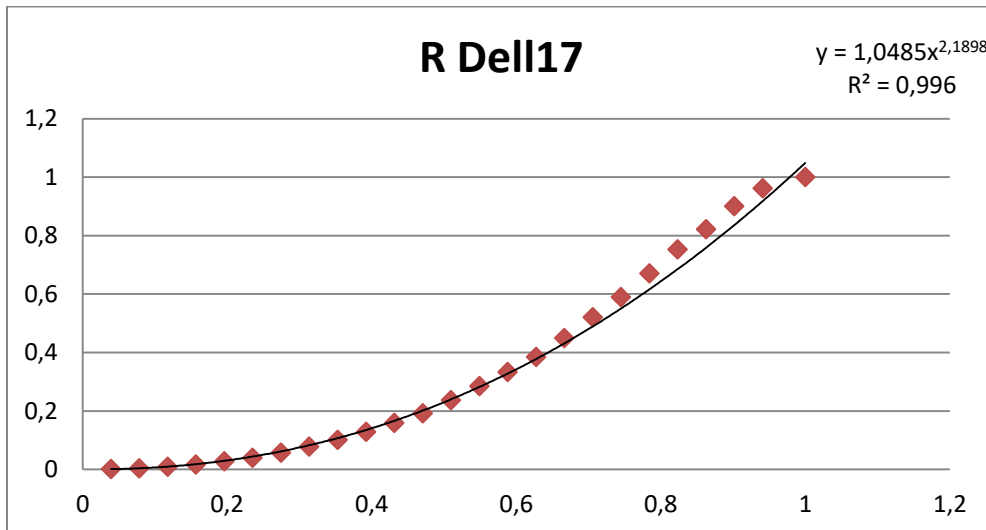


Figure 101 : fonctions de transfert pour les trois canaux de l'écran Dell 17''

Tableau 25 : Valeurs XYZ mesurées avec le spectroradiomètre pour l'écran de l'Oculus

Oculus											
Code RGB  rouge	X2°	Y2°	Z2°	Code RGB  vert	X2°	Y2°	Z2°	Code RGB  bleu	X2°	Y2°	Z2°
<b>0 0 0</b>	0,26	0,28	0,52	<b>0 0 0</b>	0,26	0,28	0,52	<b>0 0 0</b>	0,26	0,28	0,52
<b>10 0 0</b>	0,35	0,32	0,54	<b>0 10 0</b>	0,36	0,45	0,56	<b>0 0 10</b>	0,33	0,32	0,85
<b>20 0 0</b>	0,55	0,45	0,57	<b>0 20 0</b>	0,59	0,9	0,65	<b>0 0 20</b>	0,5	0,44	1,68
<b>30 0 0</b>	0,95	0,68	0,64	<b>0 30 0</b>	1,05	1,77	0,82	<b>0 0 30</b>	0,82	0,66	3,3
<b>40 0 0</b>	1,55	1,05	0,74	<b>0 40 0</b>	1,75	3,09	1,08	<b>0 0 40</b>	1,32	1	5,75
<b>50 0 0</b>	2,44	1,58	0,89	<b>0 50 0</b>	2,79	5,06	1,47	<b>0 0 50</b>	2,05	1,51	9,41
<b>60 0 0</b>	3,37	2,14	1,04	<b>0 60 0</b>	3,88	7,12	1,87	<b>0 0 60</b>	2,81	2,04	13,2
<b>70 0 0</b>	4,45	2,78	1,22	<b>0 70 0</b>	5,14	9,5	2,34	<b>0 0 70</b>	3,71	2,66	17,67
<b>80 0 0</b>	6,01	3,72	1,49	<b>0 80 0</b>	6,98	12,97	3,03	<b>0 0 80</b>	4,98	3,53	23,99
<b>90 0 0</b>	7,73	4,75	1,78	<b>0 90 0</b>	8,98	16,77	3,78	<b>0 0 90</b>	6,41	4,52	31,12
<b>100 0 0</b>	9,8	5,99	2,12	<b>0 100 0</b>	11,4 2	21,38	4,69	<b>0 0 100</b>	8,11	5,69	39,55
<b>110 0 0</b>	12,1 1	7,37	2,51	<b>0 110 0</b>	14,1 2	26,49	5,7	<b>0 0 110</b>	9,99	6,99	48,89
<b>120 0 0</b>	14,4 6	8,78	2,91	<b>0 120 0</b>	16,9 1	31,76	6,74	<b>0 0 120</b>	11,9 4	8,34	58,61
<b>130 0 0</b>	17,4 7	10,5 8	3,41	<b>0 130 0</b>	20,4 8	38,49	8,08	<b>0 0 130</b>	14,4 2	10,0 5	70,96
<b>140 0 0</b>	20,6 5	12,4 9	3,94	<b>0 140 0</b>	24,2 2	45,57	9,47	<b>0 0 140</b>	17,0 4	11,8 5	83,99
<b>150 0 0</b>	24,3	14,6	4,55	<b>0 150 0</b>	28,5	53,73	11,0	<b>0 0 150</b>	20,0	13,9	98,8

## Annexes

		7			3		7		2		
<b>160 0 0</b>	28,4 3	17,1 5	5,25	<b>0 160 0</b>	33,4 5	63,05	12,9 2	<b>0 0 160</b>	23,4 3	16,2 6	115,8
<b>170 0 0</b>	32,4 2	19,5 4	5,92	<b>0 170 0</b>	38,1 5	71,92	14,6 8	<b>0 0 170</b>	26,6 9	18,4 9	132,0 1
<b>180 0 0</b>	37,1 6	22,3 8	6,72	<b>0 180 0</b>	43,7 5	82,52	16,7 8	<b>0 0 180</b>	30,5 4	21,1 4	151,2
<b>190 0 0</b>	42,2 8	25,4 5	7,59	<b>0 190 0</b>	49,7 9	93,95	19,0 4	<b>0 0 190</b>	34,8 6	24,0 9	172,6 9
<b>200 0 0</b>	47,0 1	28,2 8	8,41	<b>0 200 0</b>	55,4 7	104,7 3	21,1 9	<b>0 0 200</b>	38,8 7	26,8 1	192,7 3
<b>210 0 0</b>	52,1 1	31,3 4	9,32	<b>0 210 0</b>	61,5 3	116,2 2	23,5	<b>0 0 210</b>	43,1 9	29,7 3	214,3 2
<b>220 0 0</b>	56,4 8	33,9 5	10,1 3	<b>0 220 0</b>	66,7 3	126,1 2	25,5 4	<b>0 0 220</b>	47,0 9	32,2 7	233,8 4
<b>230 0 0</b>	56,4 6	33,9 4	10,1 3	<b>0 230 0</b>	66,7 4	126,1 4	25,5 7	<b>0 0 230</b>	47,0 8	32,2 9	233,7 2
<b>240 0 0</b>	56,4 9	33,9 6	10,1 3	<b>0 240 0</b>	66,8 1	126,2 7	25,5 7	<b>0 0 240</b>	47,0 9	32,2 9	233,8
<b>255 0 0</b>	56,4 6	33,9 4	10,1 2	<b>0 255 0</b>	66,7 7	126,2	25,5 8	<b>0 0 255</b>	47,0 7	32,2 8	233,7

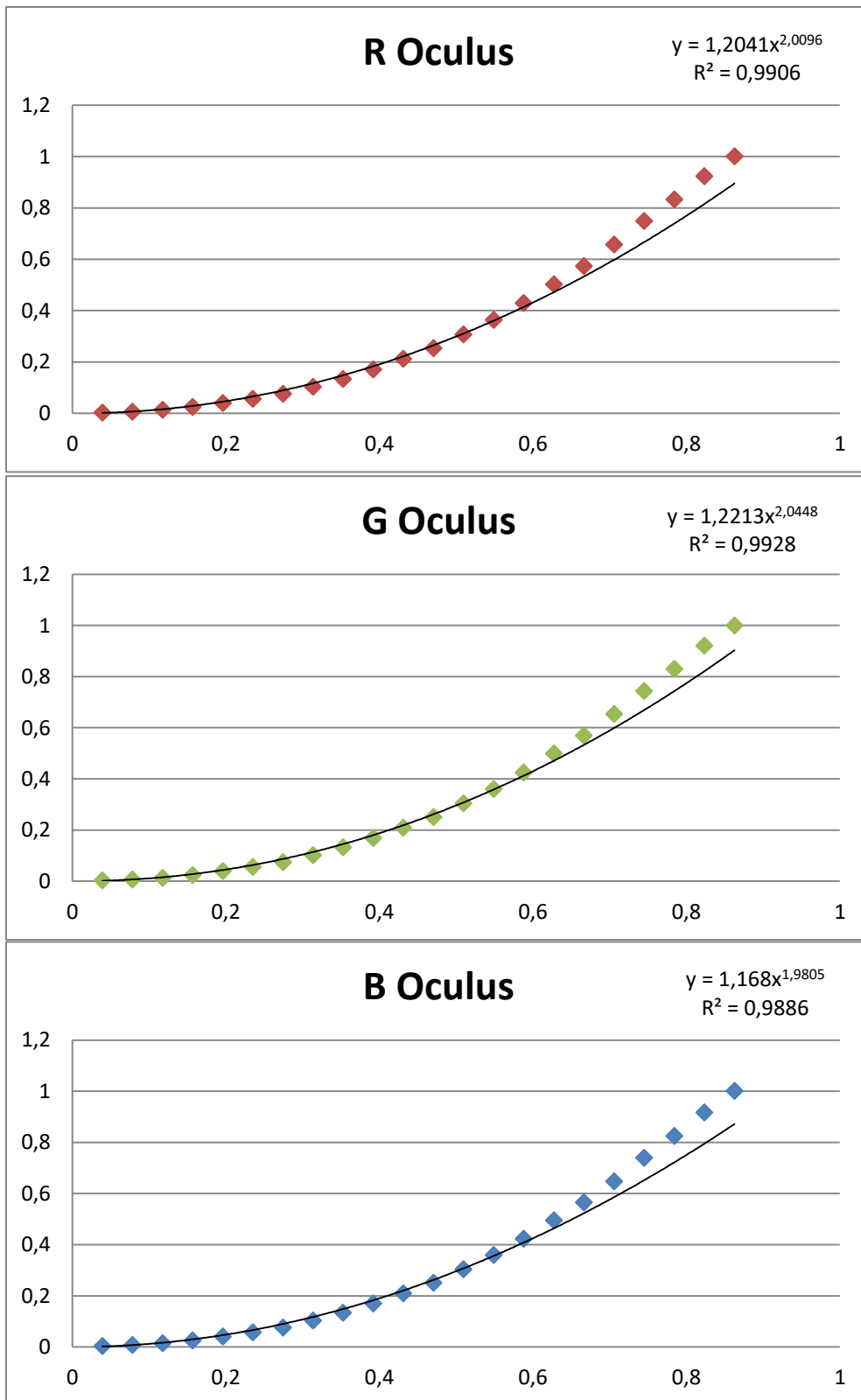


Figure 102 : fonctions de transfert pour les trois canaux de l'écran Oculus



## Annexes

Tableau 26 : Valeurs XYZ mesurées avec le spectroradiomètre pour l'écran du Vuzix

Vuzix											
Code RGB	X2°	Y2°	Z2°	Code RGB	X2°	Y2°	Z2°	Code RGB	X2°	Y2°	Z2°
rouge				vert				bleu			
0 0 0	0,54	0,55	0,56	0 0 0	0,54	0,55	0,56	0 0 0	0,54	0,55	0,56
10 0 0	0,54	0,55	0,56	0 10 0	0,54	0,55	0,56	0 0 10	0,54	0,55	0,56
20 0 0	0,54	0,55	0,56	0 20 0	0,54	0,54	0,54	0 0 20	0,55	0,55	0,57
30 0 0	0,55	0,54	0,57	0 30 0	0,53	0,54	0,51	0 0 30	0,55	0,56	0,59
40 0 0	0,56	0,55	0,58	0 40 0	0,54	0,55	0,5	0 0 40	0,56	0,57	0,63
50 0 0	0,57	0,55	0,59	0 50 0	0,55	0,56	0,5	0 0 50	0,58	0,59	0,69
60 0 0	0,59	0,56	0,6	0 60 0	0,57	0,6	0,51	0 0 60	0,59	0,6	0,76
70 0 0	0,61	0,58	0,62	0 70 0	0,6	0,64	0,52	0 0 70	0,62	0,61	0,85
80 0 0	0,65	0,6	0,64	0 80 0	0,62	0,68	0,53	0 0 80	0,64	0,63	0,96
90 0 0	0,68	0,62	0,65	0 90 0	0,66	0,74	0,55	0 0 90	0,66	0,64	1,04
100 0 0	0,7	0,64	0,66	0 100 0	0,69	0,78	0,56	0 0 100	0,68	0,66	1,12
110 0 0	0,73	0,65	0,67	0 110 0	0,71	0,82	0,57	0 0 110	0,7	0,67	1,22
120 0 0	0,76	0,67	0,68	0 120 0	0,74	0,87	0,58	0 0 120	0,73	0,69	1,34
130 0 0	0,8	0,7	0,69	0 130 0	0,77	0,92	0,6	0 0 130	0,75	0,7	1,43
140 0 0	0,83	0,72	0,7	0 140 0	0,8	0,97	0,61	0 0 140	0,78	0,72	1,55
150 0 0	0,88	0,75	0,71	0 150 0	0,84	1,03	0,63	0 0 150	0,81	0,74	1,71
160 0 0	0,92	0,77	0,72	0 160 0	0,88	1,11	0,65	0 0 160	0,84	0,76	1,83
170 0 0	0,97	0,8	0,73	0 170 0	0,92	1,17	0,67	0 0 170	0,87	0,78	1,99
180 0 0	1,02	0,84	0,74	0 180 0	0,96	1,24	0,68	0 0 180	0,91	0,8	2,16
190 0 0	1,09	0,88	0,76	0 190 0	1,01	1,33	0,71	0 0 190	0,95	0,82	2,35
200 0 0	1,17	0,94	0,77	0 200 0	1,07	1,43	0,73	0 0 200	1,01	0,86	2,62
210 0 0	1,24	0,97	0,78	0 210 0	1,15	1,56	0,77	0 0 210	1,04	0,88	2,76
220 0 0	1,26	0,99	0,79	0 220 0	1,23	1,71	0,8	0 0 220	1,05	0,88	2,78
230 0 0	1,3	1,02	0,8	0 230 0	1,36	1,93	0,86	0 0 230	1,06	0,89	2,82

Annexes

240 0 0	1,33	1,03	0,8	0 240 0	1,56	2,27	0,93	0 0 240	1,06	0,89	2,84
255 0 0	1,33	1,03	0,8	0 255 0	1,56	2,27	0,93	0 0 255	1,06	0,89	2,83

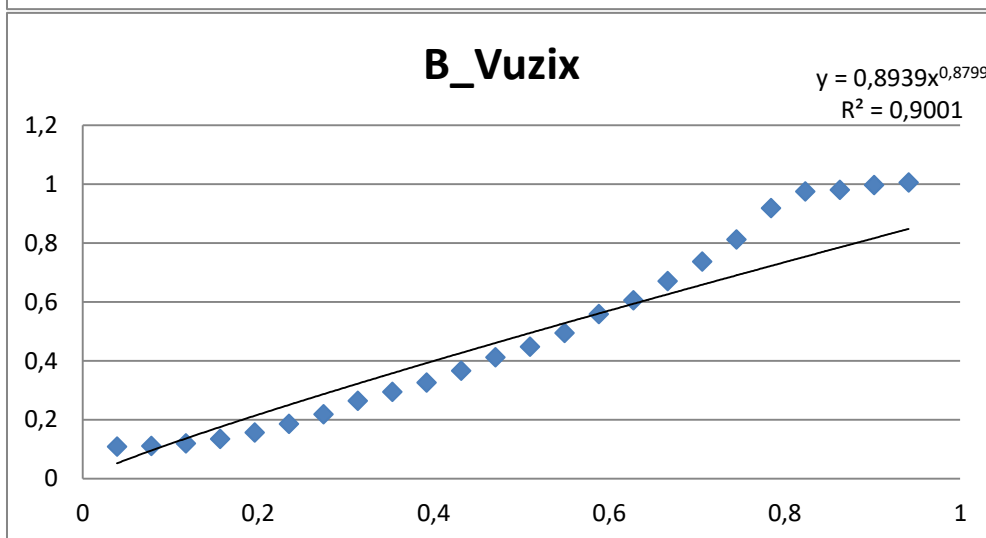
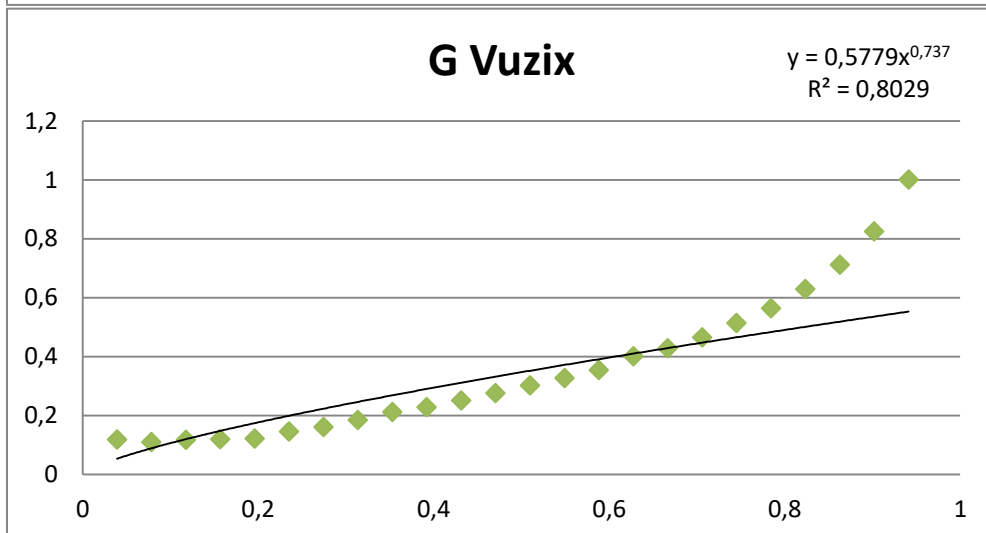
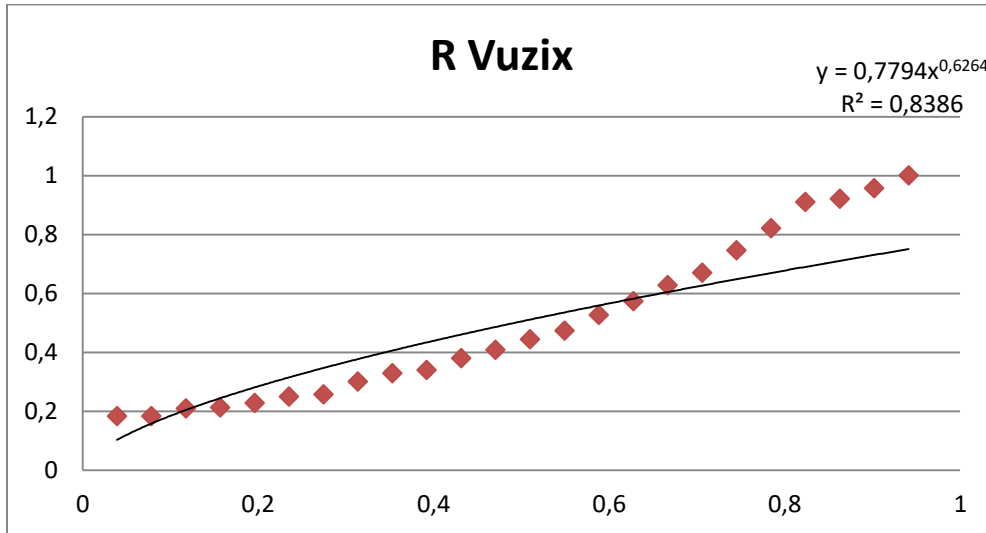


Figure 103 : fonctions de transfert pour les trois canaux de l'écran Vuzix

Tableau 27 : Valeurs XYZ mesurées avec le spectroradiomètre pour l'écran du Sensics

Sensics											
Code RGB	X2°	Y2°	Z2°	Code RGB	X2°	Y2°	Z2°	Code RGB	X2°	Y2°	Z2°
rouge				vert				bleu			
0 0 0	5,47	5,74	3,38	0 0 0	5,46	5,73	3,38	0 0 0	5,56	5,84	3,45
10 0 0	5,46	5,72	3,37	0 10 0	5,42	5,69	3,35	0 0 10	5,48	5,75	3,4
20 0 0	6,65	6,37	3,42	0 20 0	6,44	7,5	3,86	0 0 20	5,75	6,01	4,61
30 0 0	9,44	7,88	3,54	0 30 0	8,68	11,69	5,01	0 0 30	6,42	6,68	7,71
40 0 0	12,25	9,39	3,64	0 40 0	11,18	16,37	6,36	0 0 40	7,11	7,36	11,05
50 0 0	15,06	10,91	3,76	0 50 0	13,55	20,9	7,67	0 0 50	7,84	8,09	14,5
60 0 0	17,89	12,44	3,88	0 60 0	15,98	25,56	9,04	0 0 60	8,5	8,76	17,94
70 0 0	20,53	13,84	3,97	0 70 0	18,31	30,08	10,36	0 0 70	9,22	9,48	21,46
80 0 0	23,26	15,3	4,07	0 80 0	20,73	34,81	11,76	0 0 80	9,94	10,21	25,1
90 0 0	25,81	16,65	4,14	0 90 0	22,83	38,97	12,96	0 0 90	10,61	10,88	28,6
100 0 0	28,48	18,09	4,26	0 100 0	25,11	43,47	14,3	0 0 100	11,33	11,62	32,25
110 0 0	31,19	19,57	4,39	0 110 0	27,77	48,61	15,87	0 0 110	12,06	12,36	35,91
120 0 0	33,9	21,04	4,51	0 120 0	29,92	52,89	17,14	0 0 120	12,78	13,09	39,55
130 0 0	36,44	22,43	4,65	0 130 0	32,26	57,49	18,53	0 0 130	13,44	13,77	42,96
140 0 0	38,84	23,95	4,62	0 140 0	34,58	62,04	19,93	0 0 140	14,15	14,49	46,48
150 0 0	40,76	24,6	4,62	0 150 0	36,56	66,06	21,13	0 0 150	14,68	15,03	49,52
160 0 0	43,62	26,19	4,78	0 160 0	38,91	70,67	22,55	0 0 160	15,54	15,92	53,49
170 0 0	45,24	26,99	4,77	0 170 0	40,96	74,79	23,81	0 0 170	16,13	16,52	56,66
180 0 0	47,86	28,44	4,92	0 180 0	42,67	78,23	24,84	0 0 180	16,83	17,24	60,18
190 0 0	50,57	29,97	5,12	0 190 0	45,48	83,77	26,59	0 0 190	17,61	18,04	63,88

## Annexes

200 0 0	51,77	30,54	5,07	0 200 0	46,67	86,23	27,31	0 0 200	18	18,44	66,26
210 0 0	49,65	29,25	4,81	0 210 0	48,16	89,19	28,26	0 0 210	18,37	18,81	68,12
220 0 0	54,29	31,92	5,2	0 220 0	48,79	90,45	28,68	0 0 220	18,63	19,08	69,44
230 0 0	54,94	32,28	5,23	0 230 0	48,88	90,62	28,76	0 0 230	18,74	19,21	69,79
240 0 0	54,94	32,27	5,2	0 240 0	48,68	90,3	28,49	0 0 240	18,91	19,38	70,69
255 0 0	54,78	32,18	5,17	0 255 0	49,36	91,5	28,86	0 0 255	18,87	19,34	70,48

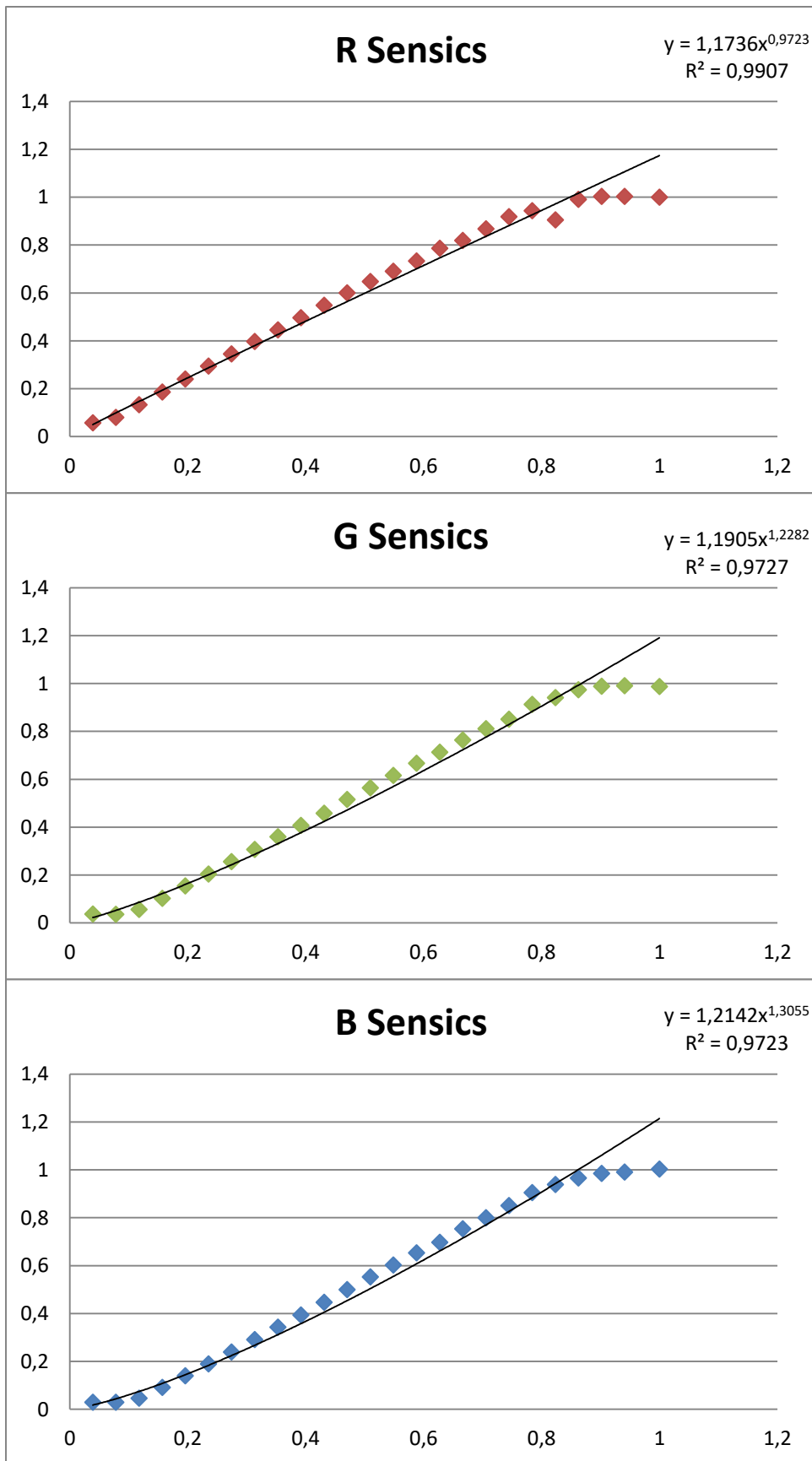


Figure 104 : fonctions de transfert pour les trois canaux de l'écran Sensics

## Annexes

Le tableau suivant contient les paramètres nécessaires à la caractérisation des différents écrans utilisés dans notre étude :

**Tableau 28 : paramètres de caractérisation des écrans**

Ecran	Matrice en XYZ			Offset (Noir)	Gain	Gamma	Corrélation entre données utilisées pour définir le gain et le gamma
Philips 1	76,14	39,47	27,44	0,19	1.0188	2.16	0.9951
	39,47	110,62	11,79	0,19	0.9151	2.09	0.9908
	2,43	11,79	145,39	0,35	0.885	1.97	0.9836
Philips2	90,12	54,23	26,26	0,2	0,81	2,41	0.984
	47,81	112,10	11,38	0,2	0,83	2,361	0.9769
	2,10	16,39	139,88	0,41	0,70	2,15	0.9565
Dell 1	69,84	46,41	19,76	0,13	1.05	2.19	0.996
	37,45	96,58	10,09	0,13	1.02	2.26	0.9946
	1,16	11,51	105,70	0,2	1.05	2.08	0.981
Dell 2	171,96	29,09	48,70	0,26	1.16	1.96	0.9991
	78,35	94,44	17,24	0,27	1.06	1.94	0.995
	2,68	18,16	258,66	0,48	2.07	2.18	0.9718
Vuzix	1,33	1,56	1,06	0,54	0.78	0.63	0.8386
	1,03	2,27	0,89	0,55	0,58	0.74	0.8029
	0,8	0,93	2,83	0,56	0.89	0.88	0.9001
Sensics	54,78	49,36	18,87	1,16	1,1736	0,9723	0,9907
	32,18	91,5	19,34	1,12	1,1905	1,2282	0,9727
	5,17	28,86	70,48	1,08	1,2142	1,3055	0,9723
Oculus	56,46	66,77	47,07	0,26	1,20	2,01	0.9906
	33,94	126,20	32,28	0,28	1,22	2,041	0.9928
	10,12	25,58	233,70	0,52	1,15	1,971	0.9886
OSVR	53,59	19,45	17,45	0,45	0,92	2,08	0.997
	26,87	55,90	7,68	0,51	0,97	2,15	0.9937
	0,55	5,04	100,36	0,53	0,86	2,001	0.993

**Annexe III : mesures et calculs pastilles du test de Farnsworth**

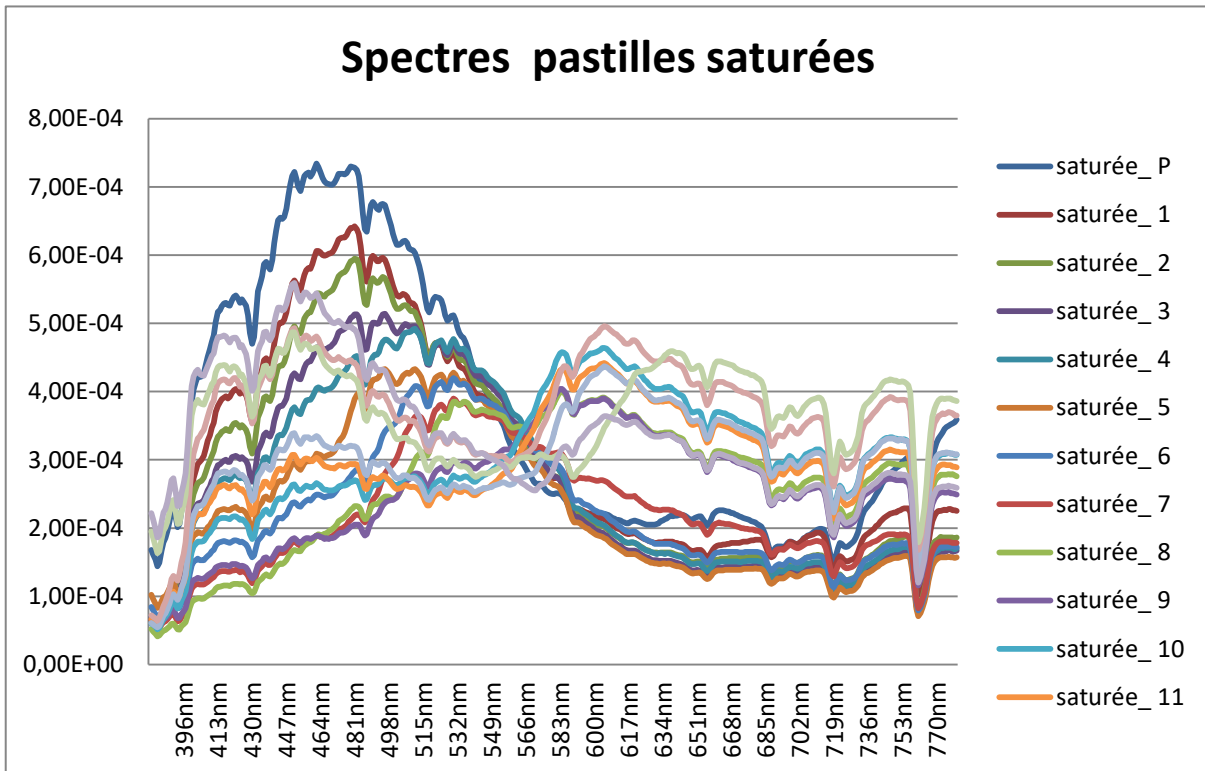
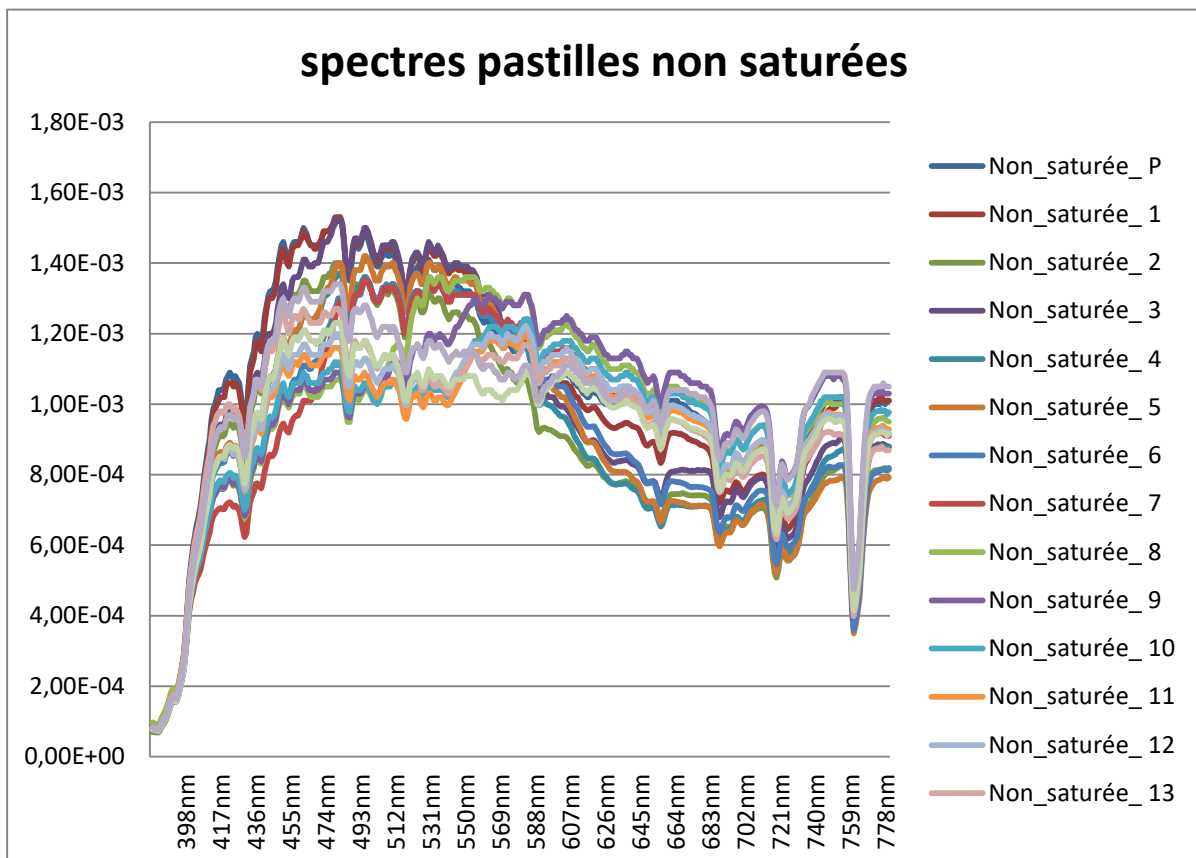


Figure 105 : Spectre réfléchi par les pastilles du test de Farnsworth 15 Hue

Figure 106 : Spectre réfléchi par les pastilles du test de Lanthony

Le tableau suivant donne les valeurs XYZ mesurées avec le spectrophotomètre pour les pastilles saturées et les pastilles non saturées.



## Annexes

Tableau 29 : valeur des XYZ pour les pastilles du test de Farnsworth et du test de Lanthony

	Mesures pastilles saturées				Mesures pastilles non saturées		
	X	Y	Z		X	Y	Z
P	23,18	26,9	46,78	P	83,23	90,13	96,07
1	21,23	25,45	37,73	1	82,44	91,44	95,32
2	20,26	25,35	33,86	2	72,45	81,97	86,04
3	19,29	25,02	29,39	3	79	90,61	90,41
4	19,44	25,37	26,18	4	74,37	85,44	80,64
5	17,17	22,76	21,17	5	77,05	88,51	81,69
6	18,09	23,2	16,92	6	76,28	86,85	73,39
7	19,09	22,98	13,05	7	80,93	89,53	68,12
8	23,98	25,48	12,36	8	84,84	90,42	68,54
9	23,55	23,47	12,9	9	84,87	87,45	69,06
10	27,27	25,01	17,71	10	80,74	81,41	70,24
11	26,41	23,68	20,24	11	78,7	79,36	74,06
12	25,61	22,74	22,12	12	80,23	81,49	75,6
13	30,48	27,07	31,72	13	79,42	80,11	82,77
14	26,34	23,43	31,36	14	75,78	77,46	77,9
15	25,49	23,79	35,83	15	79,22	81,7	85,2



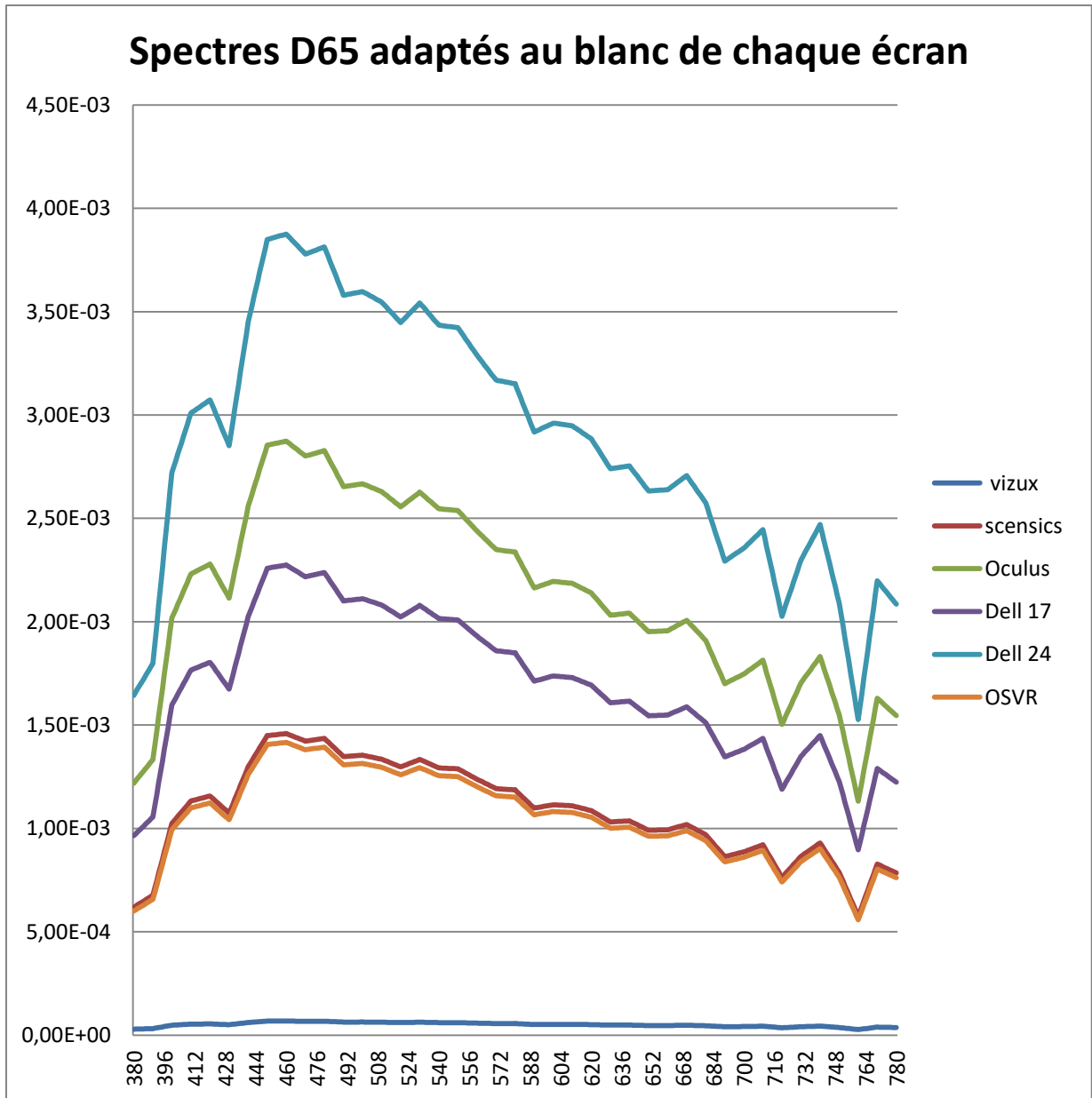


Figure 107 : Spectres de l'illuminant D65 adapté aux différents écrans étudiés

Tableau 30 : Simulations des pastilles saturées et non saturées pour les différents écrans D65

Vuzix							
	saturé				non-saturé		
	X	Y	Z		X	Y	Z
P	0,711	0,817	1,505	P	2,168	2,343	2,736
1	0,648	0,771	1,211	1	2,147	2,377	2,714
2	0,618	0,768	1,087	2	1,889	2,132	2,450
3	0,599	0,774	0,950	3	2,057	2,357	2,572
4	0,603	0,785	0,846	4	1,934	2,221	2,294

Annexes

5	0,532	0,704	0,684		5	2,135	2,451	2,437
6	0,559	0,716	0,547		6	2,110	2,404	2,187
7	0,600	0,722	0,429		7	2,234	2,476	2,028
8	0,753	0,800	0,406		8	2,342	2,498	2,045
9	0,740	0,736	0,425		9	2,413	2,486	2,108
10	0,858	0,785	0,584		10	2,296	2,314	2,144
11	0,850	0,759	0,680		11	2,312	2,326	2,322
12	0,826	0,729	0,743		12	2,357	2,389	2,370
13	0,984	0,869	1,066		13	2,360	2,372	2,616
14	0,870	0,767	1,064		14	2,251	2,294	2,461
15	0,842	0,779	1,215		15	2,356	2,422	2,692

Sensics								
	saturé					non-saturé		
	X	Y	Z			X	Y	Z
P	15,169	17,416	32,094		P	46,235	49,976	58,355
1	13,827	16,442	25,838		1	45,803	50,703	57,884
2	13,171	16,371	23,175		2	40,283	45,481	52,245
3	12,783	16,510	20,256		3	43,875	50,272	54,856
4	12,862	16,733	18,047		4	41,245	47,369	48,936
5	11,349	15,009	14,592		5	45,527	52,272	51,975
6	11,917	15,278	11,663		6	45,005	51,277	46,653
7	12,805	15,403	9,155		7	47,659	52,813	43,255
8	16,065	17,059	8,655		8	49,956	53,279	43,627
9	15,785	15,699	9,058		9	51,461	53,022	44,971
10	18,303	16,734	12,448		10	48,978	49,349	45,731
11	18,131	16,178	14,496		11	49,310	49,611	49,528
12	17,609	15,549	15,842		12	50,273	50,951	50,556
13	20,996	18,528	22,729		13	50,331	50,593	55,790
14	18,555	16,361	22,688		14	48,022	48,929	52,500
15	17,950	16,613	25,906		15	50,257	51,652	57,411

Dell 17								
	saturé					non-saturé		
	X	Y	Z			X	Y	Z
P	23,650	27,153	50,037		P	72,083	77,916	90,980
1	21,557	25,634	40,284		1	71,410	79,049	90,245

## Annexes

2	20,534	25,524	36,132		2	62,804	70,908	81,454
3	19,930	25,740	31,580		3	68,405	78,378	85,525
4	20,053	26,089	28,136		4	64,305	73,852	76,294
5	17,694	23,399	22,750		5	70,980	81,496	81,033
6	18,580	23,820	18,183		6	70,166	79,945	72,735
7	19,965	24,014	14,273		7	74,304	82,340	67,437
8	25,047	26,597	13,494		8	77,886	83,065	68,017
9	24,610	24,476	14,121		9	80,231	82,666	70,113
10	28,535	26,089	19,408		10	76,360	76,939	71,297
11	28,267	25,223	22,600		11	76,878	77,347	77,219
12	27,453	24,242	24,699		12	78,379	79,437	78,820
13	32,734	28,887	35,436		13	78,470	78,878	86,981
14	28,928	25,508	35,372		14	74,870	76,284	81,852
15	27,986	25,900	40,390		15	78,355	80,529	89,507

Dell 24								
	saturé					non-saturé		
	X	Y	Z			X	Y	Z
P	40,299	46,267	85,261		P	122,826	132,765	155,025
1	36,733	43,679	68,641		1	121,679	134,696	153,773
2	34,990	43,491	61,566		2	107,014	120,823	138,794
3	33,959	43,860	53,811		3	116,558	133,552	145,730
4	34,169	44,454	47,942		4	109,572	125,840	130,001
5	30,149	39,871	38,765		5	120,946	138,865	138,075
6	31,659	40,588	30,982		6	119,559	136,222	123,936
7	34,018	40,919	24,320		7	126,611	140,303	114,909
8	42,678	45,320	22,993		8	132,713	141,539	115,898
9	41,934	41,705	24,062		9	136,709	140,858	119,468
10	48,623	44,455	33,070		10	130,113	131,100	121,487
11	48,166	42,979	38,509		11	130,995	131,795	131,576
12	46,779	41,307	42,086		12	133,554	135,356	134,305
13	55,777	49,221	60,381		13	133,709	134,403	148,211
14	49,292	43,464	60,273		14	127,574	129,983	139,472
15	47,687	44,133	68,823		15	133,513	137,217	152,516

## Annexes

Oculus							
	saturé				non-saturé		
	X	Y	Z		X	Y	Z
P	29,880	34,306	63,218	P	91,071	98,441	114,945
1	27,236	32,386	50,895	1	90,221	99,872	114,017
2	25,944	32,247	45,649	2	79,347	89,586	102,910
3	25,179	32,520	39,899	3	86,424	99,024	108,053
4	25,335	32,961	35,547	4	81,243	93,306	96,391
5	22,355	29,563	28,743	5	89,677	102,964	102,378
6	23,474	30,094	22,972	6	88,649	101,003	91,894
7	25,223	30,340	18,033	7	93,877	104,029	85,201
8	31,644	33,603	17,048	8	98,402	104,946	85,934
9	31,092	30,923	17,841	9	101,365	104,441	88,581
10	36,052	32,962	24,520	10	96,474	97,206	90,078
11	35,713	31,867	28,553	11	97,128	97,721	97,559
12	34,685	30,628	31,205	12	99,025	100,362	99,583
13	41,357	36,496	44,770	13	99,140	99,655	109,893
14	36,549	32,227	44,690	14	94,591	96,378	103,413
15	35,358	32,723	51,029	15	98,995	101,741	113,085

OSVR							
	saturé				non-saturé		
	X	Y	Z		X	Y	Z
P	14,724	16,905	31,153	P	44,879	48,510	56,644
1	13,422	15,960	25,080	1	44,460	49,216	56,186
2	12,785	15,891	22,495	2	39,101	44,147	50,713
3	12,408	16,026	19,662	3	42,589	48,798	53,248
4	12,485	16,243	17,517	4	40,036	45,980	47,501
5	11,016	14,568	14,164	5	44,192	50,739	50,451
6	11,568	14,830	11,321	6	43,685	49,773	45,284
7	12,430	14,951	8,886	7	46,262	51,265	41,986
8	15,594	16,559	8,401	8	48,491	51,716	42,347
9	15,322	15,239	8,792	9	49,951	51,467	43,652
10	17,766	16,243	12,083	10	47,541	47,902	44,389
11	17,599	15,704	14,071	11	47,864	48,156	48,076
12	17,092	15,093	15,377	12	48,799	49,457	49,073

## Annexes

13	20,380	17,985	22,062		13	48,855	49,109	54,154
14	18,011	15,881	22,023		14	46,614	47,494	50,961
15	17,424	16,125	25,147		15	48,783	50,137	55,727

Nous avons converti les XYZ des pastilles mesurées avec le spectrophotomètre (pastilles mesurées) en utilisant la calibration de l' OSVR, puis nous avons affiché ces valeurs RGB sur l'OSVR et nous avons mesuré à nouveau avec le spectrophotomètre. Les tableaux suivants donnent les valeurs RGB de la conversion et les valeurs XYZ mesurées sur l'écran OSVR :

**Tableau 31 : XYZ mesurées sur l'OSVR**

pastilles saturées	affiché sur OSVR			mesuré avec spectro sur OSVR		
	R	G	B	X	Y	Z
P	88	126	150	10,19	17,81	29,45
1	87	124	134	8,9	16,66	23,12
2	85	125	127	8,57	17,01	20,28
3	85	127	118	7,99	16,67	17,11
4	88	128	111	7,93	17,26	15,55
5	84	122	99	6,83	15,26	12,19
6	92	122	88	6,41	15,11	9,65
7	102	120	77	5,71	13,96	7,31
8	122	120	74	5,83	14,3	6,95
9	123	112	77	5,3	12,37	7,2
10	133	111	92	5,97	12,56	10,13
11	131	108	100	5,79	11,48	11,55
12	128	105	105	5,81	11,07	12,68
13	136	114	126	7,61	13,53	18,87
14	126	108	126	6,92	11,95	18,68
15	118	112	135	7,52	12,74	21,6

## Annexes

pastilles non saturées	affiché sur OSVR			mesuré avec spectro sur OSVR		
	R	G	B	X	Y	Z
P	182	200	201	38,19	49,93	44,71
1	179	203	200	33,92	46,75	42,25
2	166	195	190	25,1	40,76	39,56
3	173	205	194	25,01	44,18	41,65
4	170	199	183	26,99	43,3	36,52
5	180	209	188	30,6	47,29	38,05
6	182	206	178	30,33	45,27	32,9
7	193	207	171	40,95	51,85	30,86
8	201	204	171	53,28	58,03	31,65
9	206	201	174	55,35	56,65	31,56
10	201	193	177	46,05	49,16	32
11	200	193	184	38,82	43,81	32,28
12	201	196	186	42,32	47,22	34,3
13	199	195	196	38,07	43,84	37,51
14	194	193	190	32,28	40,3	34,5
15	196	199	199	35,99	43,74	38,36

### Annexe IV : Etude des effets des TMO dans les différentes zones de l'image

Les 4 zones de sont présentées dans le figures suivante. La zone1 et la zone 3 sont claires, la zone 2 et la zone 4 sont sombres.

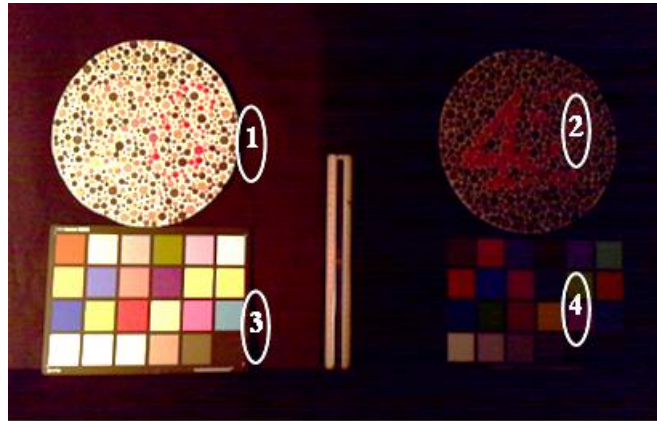


Figure 108 : Définitions des zones d'étude

Nous avons découpé les images obtenues par les 15 TMOs, les résultats sont illustrés dans les figures suivantes :

iii. Zone 1 (claire)

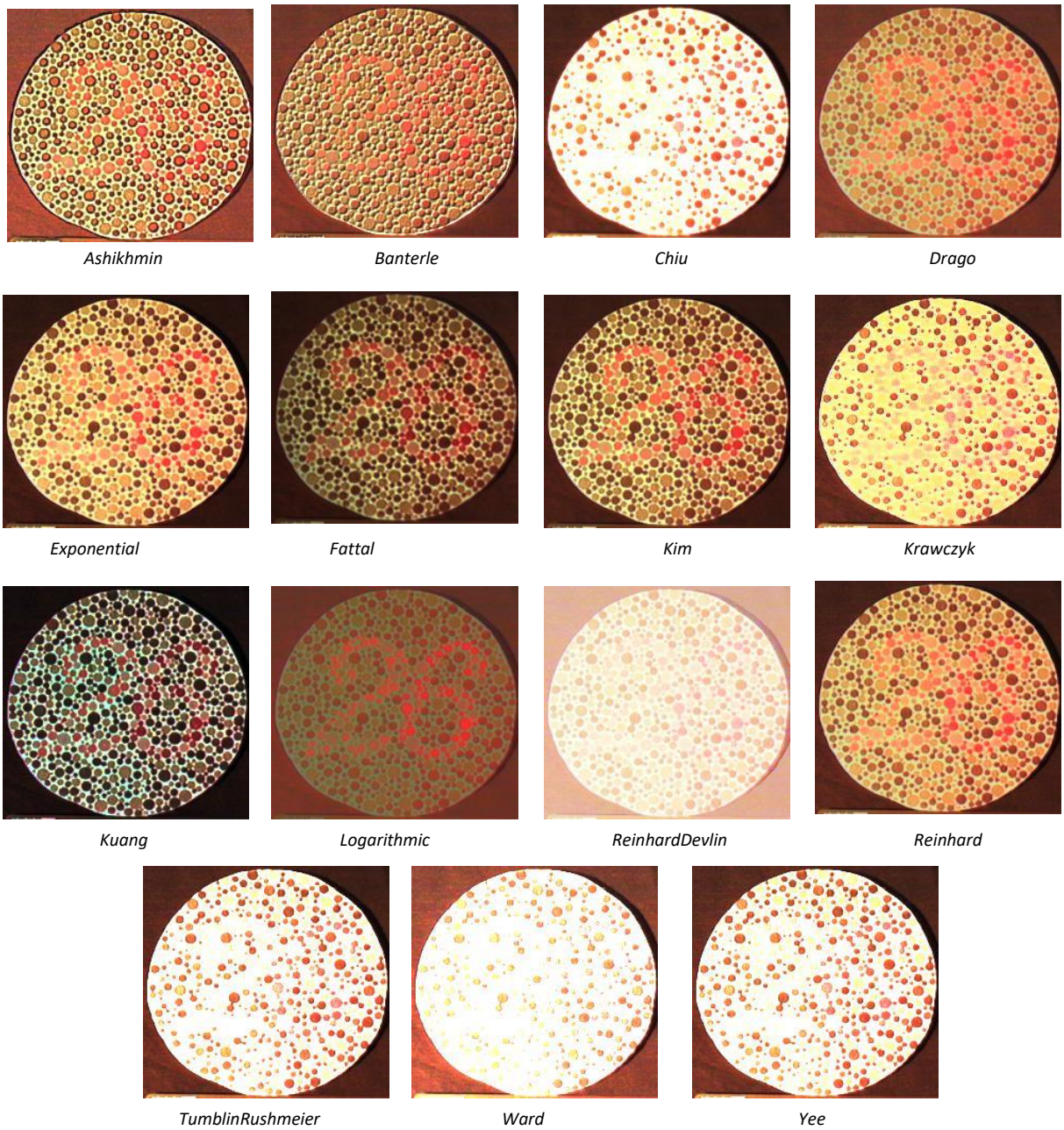


Figure 109 : Traitement de la zone 1 par les différents TMO



iv. Zone 2 (sombre)

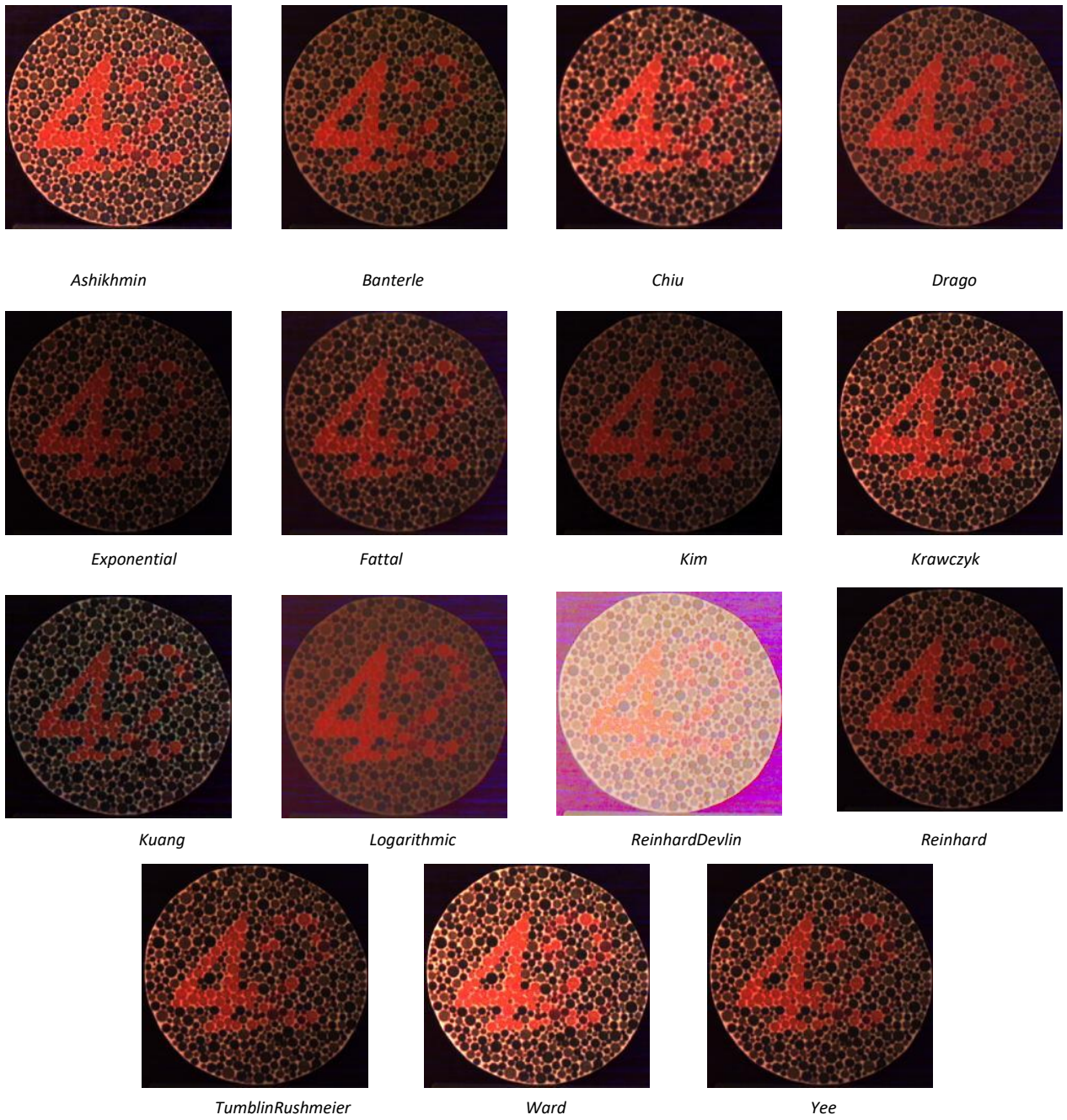


Figure 110 : Traitement de la zone 2 par les différents TMO

v. Zone 3 (claire)

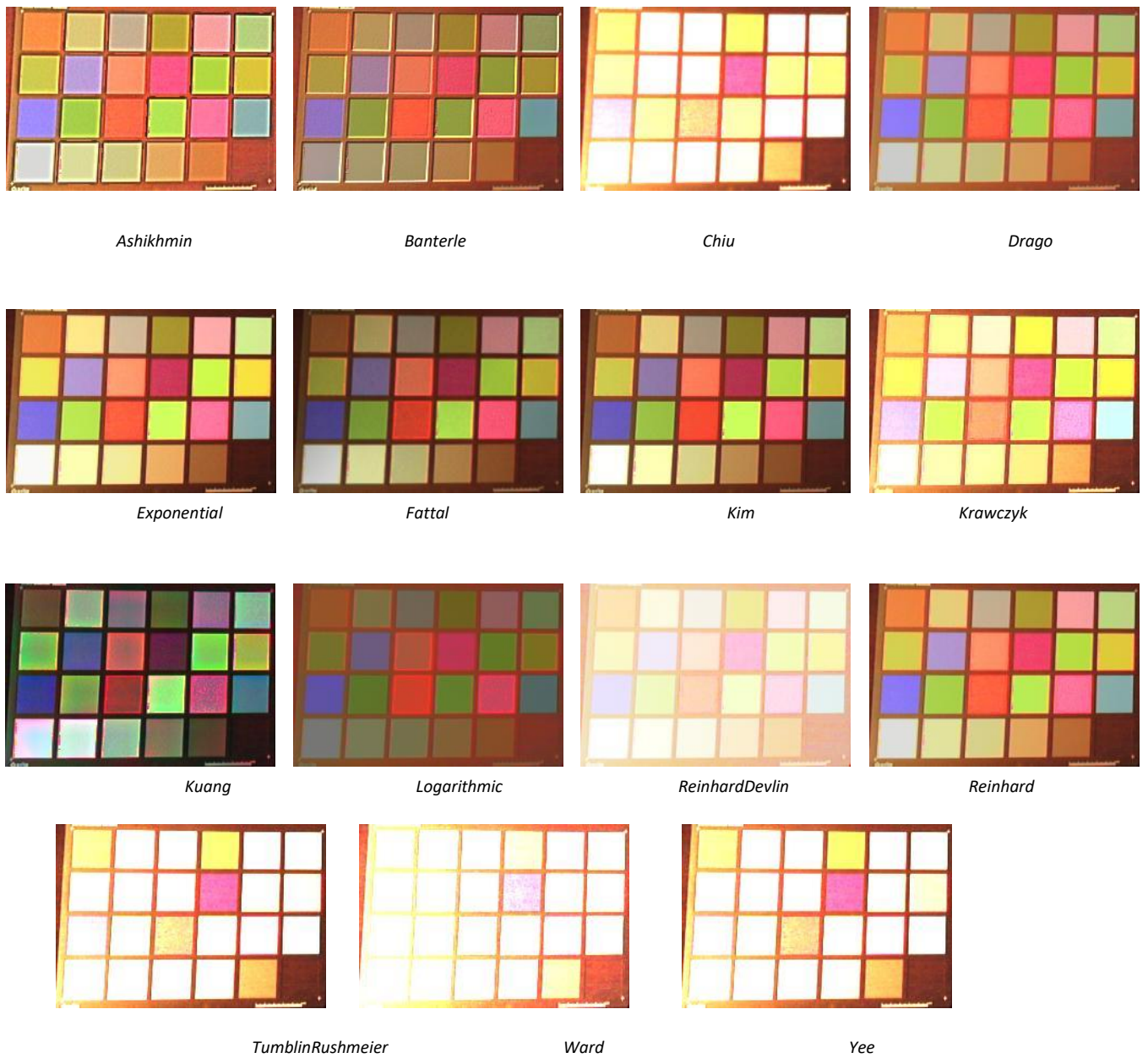


Figure 111 : Traitement de la zone 3 par les différents TMO

vi. Zone 4 (sombre)

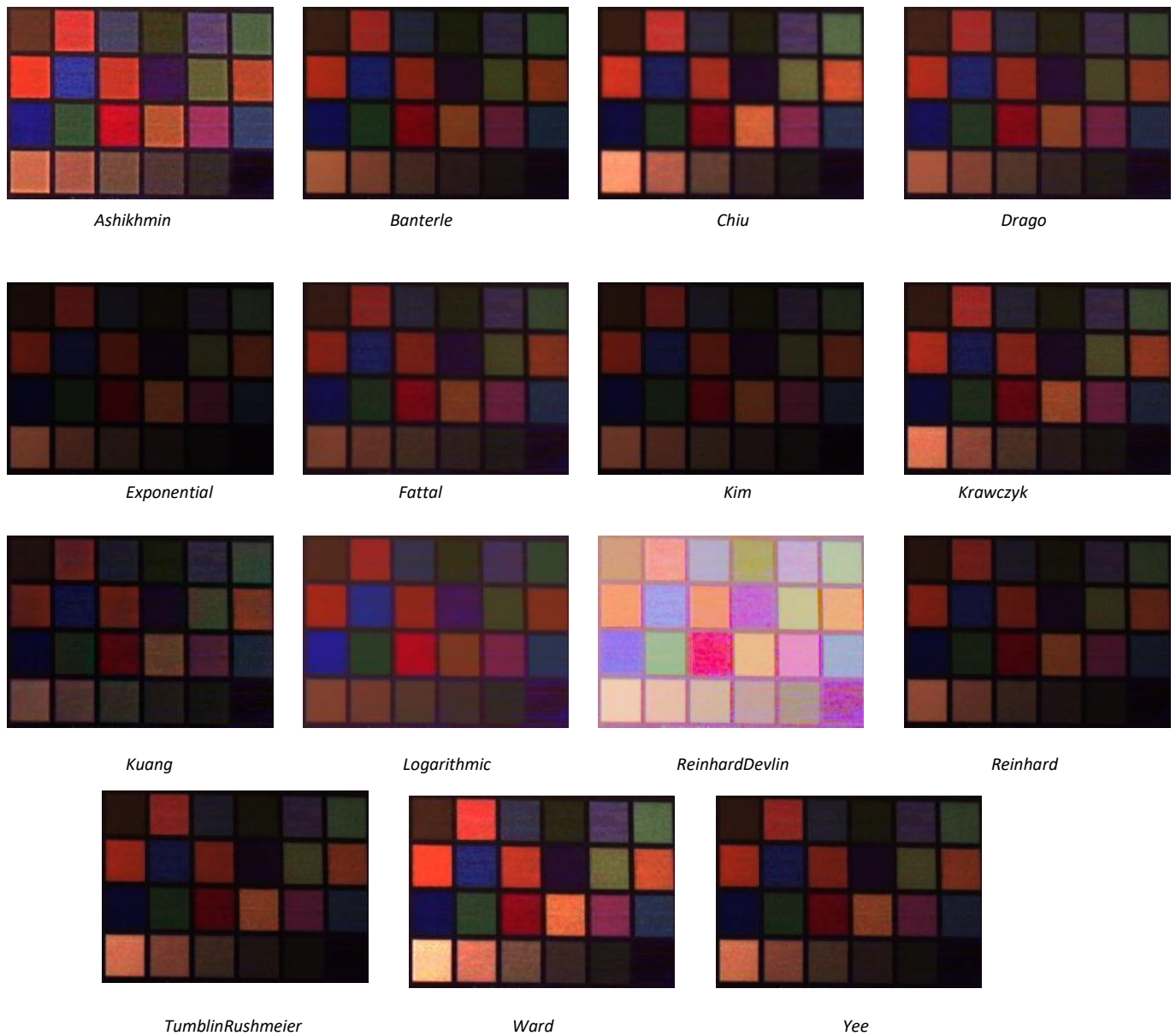


Figure 112 : Traitement de la zone 4 par les différents TMO