N°d'ordre NNT : 2020LYSET007

THÈSE de DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE LYON
opérée au sein de
École Nationale des Travaux Publics de l'État (ENTPE)

École Doctorale N° 162
Mécanique, Énergétique, Génie civil, Acoustique (MEGA)

Discipline de doctorat :
Énergétique

Soutenue publiquement le 25/06/2020, par :
Matthieu IODICE

Méthodes de caractérisation psychophysique et physiologique de l'éblouissement d'inconfort en éclairage artificiel intérieur. Étude de l'influence du contenu spectral des sources lumineuses.

Devant le jury composé de :

Hanselaer, Peter	Professeur	Faculty of Engineering Technology	Rapporteur, Président
Brémond, Roland	Directeur de Recherches	Université Gustave Eiffel	Rapporteur
Fontoynont, Marc	Professeur	Aalborg University	Examinateur
Gronfier, Claude	Chercheur	CRNL	Examinateur
Dumortier, Dominique	Chercheur	ENTPE	Co-directeur de thèse
Jost, Sophie	Chercheuse	ENTPE	Co-directrice de thèse

Remerciements

Je remercie mes directeurs de thèse, Sophie Jost et Dominique Dumortier, pour m'avoir accompagné et conseillé pendant ces années. Ils ont su, par leur expérience, leur bienveillance et leur sympathie, m'aider à produire un travail toujours plus poussé, dans la bonne entente.

Je remercie M. Peter Hanselaer et M. Roland Brémond d'avoir accepté le rôle de rapporteurs de mon jury de thèse. Je remercie aussi M. Marc Fontoynont et M. Claude Gronfier d'avoir accepté de participer à mon jury de thèse.

Je remercie aussi tous ceux qui ont pris part à la production de ce travail : Aiman, Pascale, Jérémy, Chelo, Thibault, Mathias, Anna, Guillaume, Stéphane, Mathieu, Raphaël, tous les participants aux expérimentations, ainsi que les membres de l'équipe Cerveau et Vision de l'INSERM (Abhishek, Inès, Kenneth Knoblauch) et Eric Dinet de l'Université Jean Monnet pour leur aide et le prêt de matériel de mesure physiologique.

Merci tout particulièrement à Joachim sans qui il n'y aurait tout simplement pas eu d'expérimentation, à Coralie pour ses conseils et sa disponibilité et à mon papa pour sa relecture !

Enfin, je salue tous ceux que j'ai côtoyés pendant cet agréable séjour au Laboratoire Génie Civil et Bâtiment, doctorants, chercheurs, collègues, et secrétaires.

A toi Anaïs

Ici et maintenant

A vous, maman, papa et François

Loin des yeux, près du cœur

Résumé / Abstract

Ce travail de thèse s'intéresse à l'éblouissement d'inconfort causé par les sources lumineuses en éclairage intérieur et se base sur l'étude de deux problématiques. La première porte sur la pertinence de différentes méthodes expérimentales à caractériser ce phénomène perceptif (méthodes physiologiques et psychophysiques). La seconde s'intéresse à l'influence de la distribution spectrale de la source éblouissante. Un dispositif expérimental a été mis en place pour présenter des stimuli éblouissants dans des conditions inspirées de celles de l'éclairage intérieur (salle de taille réelle, conditions photopiques de l'ordre de 20 cd/m², source éblouissante positionnée à 20° du centre du champ visuel avec une luminance de l'ordre de 150000 cd/m²).

Deux expérimentations préliminaires et trois expérimentations principales ont été menées. Les deux expérimentations préliminaires ont validé la pertinence des problématiques. A la suite d'une synthèse sur les méthodes psychophysiques et physiologiques présentes dans la littérature, onze méthodes ont été retenues : sept procédures psychophysiques (notation sur une échelle, méthode des stimuli constants, méthode des limites, ajustement, comparaison par paires, égalisation et estimation de magnitude) et quatre outils de mesure physiologique (pupillométrie, électromyographie EMG, électroencéphalographie EEG et électrocardiographie ECG). Ces procédures et ces outils ont été étudiés dans deux expérimentations. L'expérimentation sur les méthodes psychophysiques s'est intéressée à observer la significativité des biais expérimentaux et la répétabilité des procédures utilisées. Celle-ci a mis en évidence l'importance de considérer les biais expérimentaux lors de l'élaboration d'un protocole et de l'analyse des données récoltées. De plus, certaines méthodes permettaient d'augmenter la discrimination entre les stimuli. Selon les critères de répétabilité, de biais expérimentaux, de difficulté et de durée, trois méthodes psychophysiques d'évaluation de l'éblouissement d'inconfort ont été retenues (méthode des stimuli constants, comparaison par paires et estimation de magnitude). L'expérimentation sur les outils de mesure physiologique était plus exploratoire que l'expérimentation sur les procédures psychophysiques. En effet, l'analyse des données a reposé sur une observation qualitative pour chaque participant. Elle se basait sur la comparaison des signaux mesurés en présence de stimuli éblouissants ou en leur absence. Un traitement des données EEG/EMG et une représentation graphique fréquentielle et temporelle de ces données ont notamment été développés pour l'analyse. Aucune différence significative entre les situations éblouissantes et non-éblouissantes n'a été relevée. Cependant certaines mesures témoignaient d'une influence de l'augmentation de luminosité dans l'ensemble du champ visuel. Ainsi, il semble que ces mesures physiologiques ne soient pas pertinentes pour des conditions d'éclairage intérieur, mais qu'elles le soient pour d'autres conditions d'éblouissement plus extrêmes (sources présentées dans l'obscurité, luminance de l'ensemble du champ visuel très élevée).

L'influence du paramètre spectral sur l'éblouissement d'inconfort a été ensuite étudiée en utilisant les trois méthodes psychophysiques précédemment sélectionnées. La validation d'une influence du contenu spectral pour des stimuli blancs a été démontrée. Elle implique les cellules ganglionnaires rétiniennes intrinsèquement photosensibles (CGRips). De plus, l'implication de ces cellules serait prépondérante à l'influence de la température de couleur proximale et, à même niveau d'excitation des CGRips, l'éblouissement d'inconfort augmente avec la température de couleur (conclusions démontrées par certaines procédures).

Mots-clés : éblouissement d'inconfort, méthodologie, procédure psychophysique, mesure physiologique, distribution spectrale, Cellules Ganglionnaires Rétiniennes intrinsèquement photosensibles (CGRips).

Psychophysical and physiological methods to characterize discomfort glare in indoor artificial lighting. Study on the spectral influence from luminous sources.

This PhD investigates discomfort glare caused by luminous sources in interior lighting and is based on the study of two problematics. The first one focuses on the relevance of several experimental methods to characterize this perceptual phenomenon (physiological and psychological methods). The second one considers the influence of the spectral power distribution of the glare source. An experimental set up was designed to present glare stimuli in visual conditions inspired by interior lighting (real size room, background luminance at 20 cd/m² for photopic conditions, glare source at 150000 cd/m² located 20° above the centre of the visual field).

Two preliminary experiments and three main experiments were carried out. The preliminary experiments validated the relevance of both problematics. Based on a literature review of the psychophysical and physiological methods, eleven methods were selected: seven psychophysical procedures (rating on a scale, method of constant stimuli, method of limits, adjustment, paired comparison, matching and magnitude estimation) and four physiological measurement tools (pupillometry, electromyography EMG, electroencephalography EEG and electrocardiography ECG). These procedures and these tools were studied in two experiments. The experiment on psychophysical methods looked at the significativity of experimental biases and the repeatability of the procedures. It highlighted the importance of taking into account experimental biases when planning a protocol and analyzing the obtained data. Besides, some methods enabled increasing the discrimination between the stimuli. Considering criteria based on repeatability, experimental biases, difficulty and duration, three psychophysical methods for discomfort glare evaluation were selected (method of constant stimuli, paired comparison and magnitude estimation). The experiment on physiological measurement tools was more exploratory than the psychophysical experiment: the analysis was based on a qualitative observation of each participant data. It focused on the comparison of measured signals in presence or absence of glare stimuli. In particular, a processing of the EEG/EMG data was developed for this analysis, as well as frequential and temporal graphical representations. No significant difference between glaring and non-glaring situations was observed. However, some measures showed an influence of the brightness increase of the whole visual field. Hence it seems that these physiological measures are not relevant for typical interior lighting conditions, but might be for more extreme glare conditions (luminous sources presented in a dark ambiance, very high luminance of the whole visual field).

The influence of the spectral power distribution of a light source on discomfort glare was studied using the three previously selected psychophysical methods. The influence of spectral content of white stimuli was validated. It implies the intrinsically photosensitive retinal ganglion cells (ipRGCs). Besides, the implication of these cells dominates the influence of correlated color temperature, and for an identical level of ipRGCs excitation discomfort glare increases with colour temperature (conclusions validated by some of the procedures).

Keywords: discomfort glare, methodology, psychophysical procedure, physiological measurement, spectral power distribution, intrinsically photosensitive Retinal Ganglion Cells (ipRGCs).

Acronymes

Les termes anglais seront en italique tout au long de ce manuscrit.

BCD	*Borderline between Comfort and Discomfort*
BGI	*British Glare Index*
CGI	*CIE Glare Index*
CIE	Commission Internationale de l'Eclairage
CGL	Corps Genouillé Latéral
CGRip	Cellule Ganglionnaire Rétinienne intrinsèquement photosensible
DMX	*Digital MultiPlexing*
ERSP	*Event-Related Spectral Perturbation*
FFT	*Fast Fourier Transform*
HDR	*High-Dynamic Range*
IESNA	*Illuminating Engineering Society of North America*
LabVIEW	*Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench*
LED	*Light-Emitting Diode*
UGR	*Unified Glare Rating*
VCP	*Visual Comfort Probability*

Acronymes de procédures psychophysiques

ADJ	*Adjustment* (ajustement)
ADJ0	*Adjustment* (ajustement pour l'expérimentation préliminaire)
MAT	*MATching* (égalisation)
MCS	*Method of Constant Stimuli* (méthode des stimuli constants)
ME	*Magnitude Estimation* (estimation de magnitude)
ML	*Method of Limits* (méthode des limites)
PC	*Paired Comparison* (comparaison par paires)
RAT	*RATing on a continuous scale* (notation sur une échelle continue)

Acronymes d'outils de mesures physiologiques

ECG	Electrocardiographie
EEG	Electroencéphalographie
EMG	Electromyographie
EOG	Electrooculographie

Table des matières

Remerciements 3
Résumé / Abstract 5
Acronymes 7
Introduction 23
I. Vision, lumière et éblouissement d'inconfort 27
I.1 Traitement physiologique de la lumière 27
I.1.1 Perception visuelle 27
I.1.2 Effets non-formateurs d'image 37
I.2 Lumière et éclairage 40
I.2.1 Photométrie et colorimétrie : calcul de la perception de quantité de lumière ou de couleur à partir d'une grandeur énergétique 40
I.2.2 Eclairage intérieur 44
I.3 Eblouissement d'inconfort 46
I.3.1 Définition et historique 46
I.3.2 Mesure et évaluation expérimentales 50
I.3.3 Paramètres, modèles et explications physiologiques 52
I.3.4 Problématique 66
II. Matériel et méthodes 69
II.1 Dispositif expérimental 69
II.1.1 Matériel de mesure 69
II.1.2 Sources lumineuses 70
II.1.3 Salles expérimentales 71
II.2 Stimuli 78
II.2.1 Objectif 79
II.2.2 Détermination des distributions spectrales des stimuli 79
II.2.3 Mesures finales 80
II.2.4 Mise en œuvre et présentation des stimuli 82
II.3 Méthodes d'analyse de données psychophysiques 83
II.3.1 Test de Student et test de conformité à un standard 84
II.3.2 Modèles mixtes 85
II.3.3 Significativité et taille d'effets 85
III. Expérimentations préliminaires 87
III.1 Influence du contenu spectral sur l'éblouissement d'inconfort : expérimentation basée sur une procédure d'ajustement 87
III.1.1 Installation expérimentale et stimuli 87

III.1.2 Description de la méthode d'ajustement 91
III.1.3 Protocole 91
III.1.4 Analyse des résultats 92
III.1.5 Conclusions 99
III.2 Influence du contenu spectral sur l'éblouissement d'inconfort : étude du biais d'étendue 101
III.2.1 Installation expérimentale et stimuli 101
III.2.2 Protocole 102
III.2.3 Analyse des résultats 103
III.2.4 Conclusions 104
III.3 Conclusions du chapitre III 105
IV. Méthodologie : Etudes de procédures psychophysiques 107
IV.1 Etude bibliographique 107
IV.1.1 Procédures psychophysiques : définitions et études de la littérature 107
IV.1.2 Biais expérimentaux 114
IV.2 Sélection de procédures pour l'expérimentation 117
IV.3 Installation expérimentale et stimuli 119
IV.4 Protocole 121
IV.5 Résultats 127
IV.5.1 Vérification de la cohérence des évaluations 127
IV.5.2 Notation sur une échelle continue d'inconfort (RAT) 128
IV.5.3 Méthode des stimuli constants (MCS) 131
IV.5.4 Méthode des limites (ML) 134
IV.5.5 Ajustement (ADJ) 138
IV.5.6 Comparaison par paires (PC) 143
IV.5.7 Egalisation (MAT) 148
IV.5.8 Estimation de magnitude (ME) 156
IV.6 Synthèse des résultats et discussion 159
IV.6.1 Difficulté et durée des procédures 160
IV.6.2 Tailles d'effet des facteurs significatifs 165
IV.6.3 Conclusions sur les niveaux et les seuils d'inconfort 167
IV.6.4 Résumé des biais expérimentaux, de la répétabilité des procédures et sélection des procédures 169
IV.7 Conclusions du chapitre IV 170
V. Méthodologie : Etudes d'outils de mesures physiologiques 171

V.1 Etude bibliographique : mesures physiologiques pour caractériser l'éblouissement d'inconfort 171
V.1.1 Pupillométrie et suivi de regard 171
V.1.2 Electromyographie 172
V.1.3 Electrooculographie, electroencephalographie et electrocardiographie 173
V.2 Sélection des mesures physiologiques et description de leur utilisation 174
V.3 Installation expérimentale et stimuli 178
V.4 Protocole 180
V.5 Traitement des données et résultats 181
V.5.1 Analyse de l'ECG 182
V.5.2 Analyse de l'EEG 183
V.5.3 Analyse de l'EMG 192
V.5.4 Récapitulatif graphique des données d'électrophysiologie 198
V.5.5 Analyse des données pupillaires 200
V.6 Limites de l'expérimentation 202
V.7 Conclusions du chapitre V 203
VI. Expérimentation finale : Etude de l'influence spectrale sur l'éblouissement d'inconfort 205
VI.1 Problématique et procédures sélectionnées 205
VI.2 Installation expérimentale et stimuli 206
VI.3 Protocole 209
VI.4 Analyse des données 211
VI.4.1 Méthode des stimuli constants 211
VI.4.2 Comparaison par paires 213
VI.4.3 Estimation de magnitude 215
VI.5 Discussion 217
VI.5.1 Durée des procédures 217
VI.5.2 Participation des CGRips dans le ressenti d'inconfort et influence de la température de couleur proximale 217
VI.5.3 Conclusions sur les niveaux et les seuils d'inconfort 219
VI.5.4 Limite de l'expérimentation 221
VI.6 Conclusions du chapitre VI 221
Conclusion 223
Références bibliographiques 227
ANNEXES 241
ANNEXE A : Détail des principaux indices d'éblouissement d'inconfort en éclairage artificiel intérieur 241

ANNEXE B : Exemple de fiche expérimentale et d'instructions au participant (expérimentation finale) 247
ANNEXE C : Exemple de formulaire de consentement (expérimentation finale) 250
ANNEXE D : Exemple de graphes individuels (expérimentation sur les procédures psychophysiques) 251
ANNEXE E : Observations faites sur l'influence des stimuli éblouissants LowMel et HighMel sur les ERSP en analyse fréquentielle 255
ANNEXE F : Liste de la production scientifique liée à la thèse 257

Table des figures

Figure 1 - Le parcours de l'information visuelle [Goldstein ; 2010] 28
Figure 2 - Processus de perception [Goldstein ; 2010] 28
Figure 3 - Illustration des étapes de transduction, transmission et traitement de l'information visuelle [Goldstein ; 2010] 28
Figure 4 - Détail structurel d'un neurone [Goldstein ; 2010] 29
Figure 5 - Les trois principales couches cellulaires composant la rétine : cellules ganglionnaires, cellules bipolaires et photorécepteurs, d'après [Goldstein ; 2010] 31
Figure 6 - Distribution des cônes et des bâtonnets sur la rétine [Goldstein ; 2010] 31
Figure 7 - Domaines scotopiques, mésopiques et photopiques [Stockman and Sharpe ; 2006] (log phot td = log photopic trolands ; log scot td = log scotopic trolands) 32
Figure 8 - Schéma d'illustration de la convergence neuronale (bâtonnets à gauche, cônes à droite) [Goldstein ; 2010] 34
Figure 9 - Localisation des aires corticales et des voies What et How (cerveau de singe) [Goldstein ; 2010] 35
Figure 10 - Schéma récapitulatif de la partie 1.1.1. Vision 35
Figure 11 - Exemple de planches d'Ishihara [Ishihara ; 1917] 36
Figure 12 - Spectres d'action relatifs : S-cone-opique s_{sc},, M-cone-opique s_{mc}, L-cone-opique s_{lc}, rhodopique s_{rh} et mélanopique s_{mel} 39
Figure 13 - Illustration du réflexe pupillaire à la lumière : suite à une stimulation lumineuse, réponse phasique de transition (transient response) puis tonique (steady state) 40
Figure 14 - Fonctions d'efficacité lumineuse relative spectrale photopiques ($V(\lambda)$, $V_{10}(\lambda)$, $V_F(\lambda)$ et $V_{F,10}(\lambda)$) et scotopique ($V'(\lambda)$) 42
Figure 15 - Schéma récapitulatif des systèmes colorimétriques de la CIE 43
Figure 16 - Cartes de luminances d'environnements intérieurs éclairés artificiellement (bureau et couloir) 44
Figure 17 - Exemples de distributions spectrales pour différents types de sources lumineuses (LED, fluorescence, filament) 45
Figure 18 - Illustrations d'installations expérimentales d'étude de l'éblouissement d'inconfort 52
Figure 19 - Illustration des quatre paramètres principaux de l'éblouissement d'inconfort 53
Figure 20 : Exemple de non-uniformité d'un luminaire LED (carte de luminance réalisée à l'aide du logiciel Photolux, à gauche, correspondant à la photo d'un luminaire LED, à droite) 56
Figure 21- Exemples de sensibilités spectrales d'éblouissement d'inconfort 59
Figure 22 - Localisation du ganglion trigéminal (source: neurology.org/content/64/10_suppl_2/S16/F1.large.jpg) 63
Figure 23 - Illustration des localisations des gyri linguaux, cunei et lobules pariétaux supérieurs - SPL) [Bargary 2015] 65
Figure 24 – Illustrations (de gauche à droite) du luminancemètre LS110, du chromamètre CL200, du spectro-radiomètre Specbos 1211-UV et de l'appareil photo EOS 50D (sources : sensing.konicaminolta.us ; scientec.fr ; canon.fr) 69
Figure 25 - Photographies des projecteurs Studio Daylight D60 et SourceFour LED Lustr+ (ETC) 70
Figure 26 - Distributions spectrales relatives du canal unique du Studio Daylight D60 et des sept canaux du SourceFour LED 71
Figure 27 - Photographie d'un environnement de travail (prise avec un objectif fish-eye) avec superposition d'une grille des positions (tous les 10°, trait vert correspondant à 20°) 72
Figure 28 - Salle cubique (à gauche : schéma; à droite : image de simulation réalisée avec le logiciel Océan, Eclat Digital) 73

Figure 29 - Cible de fixation de la salle cubique 73
Figure 30 - Radiance spectrale mesurée au niveau de la cible de fixation depuis la position du participant, salle cubique 74
Figure 31 - Carte de luminances du champ de vision du point de vue du participant, salle cubique... 74
Figure 32 - Carte de luminance de la source éblouissante (salle cubique) 75
Figure 33 – Salle octogonale (à gauche : schéma ; à droite : photo de la construction de la salle prise avec un objectif fish-eye) 75
Figure 34 - Salle octogonale (images de simulation réalisée avec le logiciel Océan, Eclat Digital; objectif fish-eye à gauche)..... 76
Figure 35 - Salle octogonale (photos avec objectif fish-eye, point de vue du participant à gauche) ... 76
Figure 36 – Radiance spectrale mesurée au niveau de la cible de fixation depuis la position du participant, salle octogonale 77
Figure 37 - Carte de luminances du champ de vision du point de vue du participant, salle octogonale 77
Figure 38 - Cible de fixation située en face du participant..... 78
Figure 39 - Carte de luminance de la source éblouissante, salle octogonale 78
Figure 40 - Distributions spectrales de deux stimuli métamères..... 80
Figure 41 - Captures d'écrans d'interfaces des programmes LabVIEW (procédures de comparaison par paires en haut ; estimation de magnitude en bas) 83
Figure 42 – Radiances spectrales de chaque canal LED de la source éblouissante (mesurées à puissance maximale au niveau de l'œil du participant)..... 88
Figure 43 – Radiances spectrales de la LED blanche et de ses stimuli métamères (mesurées à puissance maximale au niveau de l'œil du participant)..... 89
Figure 44 - Radiances spectrales correspondant aux moyennes des logarithmes de luminance pour chaque stimulus au BCD, mesurées au niveau de l'œil des participants (à gauche : stimuli colorés, à droite : stimuli métamères)..... 94
Figure 45 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des logarithmes de luminances des stimuli au BCD 95
Figure 46 - Comparaison entre les logarithmes des luminances des stimuli au BCD et ceux des luminances des ancres hautes, pour l'ensemble des stimuli (stimuli colorés représentés en couleur ; stimuli blancs représentés en noir) 99
Figure 47 - Radiances spectrales des stimuli White et Amber au niveau de la troisième étendue (mesurées au niveau de l'œil du participant) 102
Figure 48 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des logarithmes de luminances des stimuli au BCD 103
Figure 49 – Résultats d'une expérimentation hypothétique basée sur la méthode des stimuli constants pour un seuil de détection (threshold) d'une source en fonction de son intensité [Goldstein ; 2010] 109
Figure 50 - Radiances spectrales des stimuli LowMel et HighMel au niveau 5 (mesurées au niveau de l'œil du participant)..... 121
Figure 51 - Echelles continues de notation de la facilité (en haut) et de la durée ressentie (en bas) pour chaque sous-expérimentation..... 122
Figure 52 – Echelle continue utilisée pour la procédure de notation d'inconfort 124
Figure 53 - Exemples de graphes individuels pour la méthode des stimuli constants (participant ayant un seuil d'inconfort plus élevé à gauche)..... 127
Figure 54 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des notes d'inconfort pour les stimuli HighMel_4 et HighMel_4-rep (notation sur une échelle continue d'inconfort ; Hi4 = HighMel4 , Hi4-r = HighMel4-rep) 128

Figure 55 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des notes d'inconfort pour les deux échantillons, avec HighMel_4 ou son stimulus répété (notation sur une échelle continue d'inconfort ; Lo = LowMel, Hi = HighMel, Hi-r = HighMel-rep) 129
Figure 56 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des pourcentages de réponses en faveur de l'inconfort pour les stimuli LowMel, HighMel et HighMel-rep (méthode des stimuli constants ; Lo = LowMel, Hi = HighMel, Hi-r = HighMel-rep) 131
Figure 57 - Exemple de tracé de fonction psychométrique d'un participant pour le stimulus LowMel 132
Figure 58 - Exemple de tracé de fonction psychométrique du participant moyen pour les stimuli ... 132
Figure 59 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des seuils entre le confort et l'inconfort (méthode des stimuli constants) [$\log_{10}$(cd/m²)] 133
Figure 60 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des seuils entre le confort et l'inconfort pour les stimuli HighMel et HighMel-rep (méthode des limites ; Hi = HighMel , la = low anchor , ha = high anchor, r = rep) [$\log_{10}$(cd/m²)] 135
Figure 61 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des seuils entre le confort et l'inconfort avec HighMel, en haut, ou son stimulus répété, en bas (méthode des limites ; Lo = LowMel , Hi = HighMel , la = low anchor , ha = high anchor, r = rep) [$\log_{10}$(cd/m²)] 136
Figure 62 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des seuils entre le confort et l'inconfort pour les stimuli HighMel et HighMel-rep (ajustement ; Hi = HighMel , R = range , la = low anchor , ha = high anchor, r = rep) [$\log_{10}$(cd/m²)] 139
Figure 63 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des seuils entre le confort et l'inconfort pour les deux échantillons, avec les stimuli HighMel ou leurs stimuli répétés (ajustement ; Lo = LowMel , Hi = HighMel , R = range, la = low anchor , ha = high anchor, r = rep) [$\log_{10}$(cd/m²)] 140
Figure 64 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des scores d'inconfort strict (à gauche) et nuancé (à droite), pour les stimuli HighMel_4 et HighMel_4-rep (comparaison par paires ; Hi4 = HighMel4, Hi4-r = HighMel4-rep) 144
Figure 65 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des scores d'inconfort strict (à gauche) et nuancé (à droite), avec le stimulus HighMel_4 (comparaison par paires ; Lo = LowMel, Hi = HighMel, Hi-r = HighMel-rep) 144
Figure 66 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des scores d'inconfort strict (à gauche) et nuancé (à droite), avec le stimulus HighMel_4-rep (comparaison par paires ; Lo = LowMel, Hi = HighMel, Hi-r = HighMel-rep) 145
Figure 67 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des ratios de logarithmes de luminance des stimuli de condition nulle (égalisation en inconfort ; Lo = LowMel , Hi = HighMel) 149
Figure 68 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des ratios de logarithmes de luminance des stimuli ($\log_{10}$(Hi)/$\log_{10}$(Lo)) et de leurs stimuli répétés (égalisation en inconfort ; Lo = LowMel, Hi = HighMel, ha = high anchor, la = low anchor, r = rep) 150
Figure 69 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des ratios de logarithmes de luminance des stimuli LowMel_4vsHighMel et HighMel_4vsLowMel (égalisation en inconfort ; Lo = LowMel, Hi = HighMel , ha = high anchor , la = low anchor) 152
Figure 70 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des ratios de logarithmes de luminance des stimuli répétés LowMel_4vsHighMel-rep et HighMel_4vsLowMel-rep (égalisation en inconfort ; Lo = LowMel, Hi = HighMel, ha = high anchor, la = low anchor, r = rep) 153
Figure 71 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des estimations de magnitude d'inconfort pour les stimuli HighMel_4 et HighMel_4-rep (estimation de magnitude ; Hi4 = HighMel4, Hi4-r = HighMel4-rep) 156

Figure 72 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des estimations de magnitude d'inconfort pour les deux échantillons, avec HighMel_4 ou son stimulus répété (estimation de magnitude ; Lo = LowMel, Hi = HighMel, Hi-r = HighMel-rep) 157
Figure 73 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des notes de difficulté de chaque procédure 160
Figure 74 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des notes de durée ressentie de chaque procédure 160
Figure 75 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des durées réelles de chaque procédure .. 161
Figure 76 - Illustration du dispositif de pupillométrie et interface du logiciel d'acquisition de l'eyetracker ViewPoint 175
Figure 77 – Illustration du dispositif ECG 175
Figure 78 - Interface du logiciel d'acquisition du dispositif ECG 175
Figure 79 - Illustration du dispositif EMG (électrodes bleues) et interface du logiciel d'acquisition du dispositif Vitaport-4 176
Figure 80 - Illustrations du dispositif EEG (source de l'illustration de gauche : https://www.emotiv.com/epoc/) 176
Figure 81 - Localisations des électrodes du casque Epoc+, en vert et jaune, repérées sur le référentiel 10/10 défini par l'American Electroencephalographic Society [AES 1994] (source : https://www.emotiv.com/epoc/) 177
Figure 82 - Interface du logiciel d'acquisition du casque Epoc+ 177
Figure 83 - Radiances spectrales des stimuli LowMel et HighMel (mesurées au niveau de l'œil du participant) 178
Figure 84 - Eclairements énergétiques spectraux des stimuli Reference et HighLight (mesurés au niveau de l'œil du participant) 179
Figure 85 - Déroulé temporel des stimuli de l'expérimentation physiologique 181
Figure 86 - Illustration d'intervalles R-R d'un relevé ECG 182
Figure 87 - Exemple de fréquence cardiaque d'un sujet (battements par minutes en fonction du temps) 182
Figure 88 - Position des électrodes du casque EEG, dont les électrodes références CMS et DRL (source : Emotiv) 184
Figure 89 - Exemple de tracé ERSP pour l'EEG, sans baseline 185
Figure 90 - Exemple de tracé ERSP pour l'EEG, avec baseline 185
Figure 91 - Illustration des deux types d'artefacts mis en évidence sur les représentations temps-fréquence des ERSP (artefact impactant l'ensemble des fréquences ponctuellement, en rouge et artefacts localisés sur la bande de fréquence inférieure à 7 Hz, en bleu) 187
Figure 92 – Premier exemple de tracé ERSP fréquentiel (sans baseline) 188
Figure 93 – Deuxième exemple de tracé ERSP fréquentiel (sans baseline) 188
Figure 94 - Exemples de relevés d'analyse temporelle des ERSP (domaine Alpha pour électrode O2 en haut, domaine Bêta + Gamma pour électrode FC5 en bas) 191
Figure 95 - Exemples de relevé des électrodes EMG1 supérieure et EMG2 inférieure (3 regards de haut en bas suivis de 20 clignements d'yeux) 193
Figure 96 - Exemple de relevé obtenu en soustrayant les deux électrodes EMG (regard de haut en bas puis clignements d'yeux) 193
Figure 97 - Relevé EMG d'un des participants pendant l'expérimentation 194
Figure 98 - Exemple de tracé ERSP pour l'EMG, sans baseline 195
Figure 99 - Exemple de tracé ERSP fréquentiel pour l'EMG (sans baseline) 196
Figure 100 - Exemples de relevés d'analyse temporelle des ERSP pour l'EMG 197

Figure 101 - Exemple de graphe de correspondance temporelle des relevés ERSP (EEG et EMG), du relevé brut EMG et du relevé de position du participant (accéléromètre) 199
Figure 102 - Image de la caméra associée à l'œil droit, extraite de l'interface du logiciel ViewPoint 200
Figure 103 - Exemple de relevé de diamètre pupillaire après lissage 201
Figure 104 - Radiances spectrales des stimuli LowMel, HighMel10F et HighMel2 au niveau 6 (mesurées au niveau de l'œil du participant) 208
Figure 105 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des pourcentages de réponses en faveur de l'inconfort pour les stimuli LowMel, HighMel10F et HighMel2 (méthode des stimuli constants ; Lo = LowMel, HiF = HighMel10F, Hi = HighMel2) 212
Figure 106 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des seuils entre le confort et l'inconfort (méthode des stimuli constants) [$\log_{10}(cd/m^2)$] 213
Figure 107 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des scores d'inconfort (comparaison par paires) 214
Figure 108 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des estimations de magnitude d'inconfort (estimation de magnitude) 215
Figure 109 - Conclusions de significativité données par les trois procédures 218
Figure 110 - Estimation de magnitude de l'inconfort en fonction de la luminance des stimuli (échelle logarithmique), expérimentation sur les procédures psychophysiques et expérimentation finale ... 220
Figure 111 - Table d'indice de position de Guth [CIE ; 1995] 242

Table des tableaux

Tableau 1 – Sensibilités spectrales d'éblouissement d'inconfort, tailles et positions de sources des études correspondantes (niveaux scotopiques et mésopiques pour toutes les études) 59
Tableau 2 - Caractéristiques colorimétriques de l'éclairage de référence, salle cubique (radiance spectrale mesurée au niveau de la cible de fixation depuis la position du participant)..... 74
Tableau 3 - Caractéristiques colorimétriques de l'éclairage de référence, salle octogonale (radiance spectrale mesurée au niveau de la cible de fixation depuis la position de l'œil du participant)..... 77
Tableau 4 – Exemple de codage DMX de deux stimuli métamères 80
Tableau 5 - Caractéristiques des stimuli colorés, 1ère sous-problématique (puissance maximale) 88
Tableau 6 - Caractéristiques des stimuli métamères, 2ème sous-problématique (puissance maximale) 89
Tableau 7 - Pourcentage relatif de radiance fournie par chaque LED pour les stimuli métamères 89
Tableau 8 - Caractéristiques des stimuli, 3ème sous-problématique (puissance maximale) 90
Tableau 9 - Radiances alpha-opiques des stimuli à luminance fondamentale unitaire d'après le standard S026 de la CIE [CIE ; 2018] (mesures au niveau de l'œil du participant)..... 91
Tableau 10 - Moyenne et écart-type des logarithmes de luminance des stimuli au BCD pour les deux ancres d'ajustement pour les 20 participants..... 93
Tableau 11 - Moyenne des logarithmes de luminance des stimuli au BCD pour les 20 participants, et luminances correspondantes (moyennes pour les deux ancres)..... 94
Tableau 12 - Résultats du modèle mixte (1ère expérimentation préliminaire, ajustement, n=20) 95
Tableau 13 – Conclusions des tests de comparaisons multiples pour les stimuli colorés (sous-problématique P1)..... 96
Tableau 14 - Conclusions des tests de comparaisons multiples pour les stimuli métamères (sous-problématique P2)..... 96
Tableau 15 - Conclusions des tests de comparaisons multiples pour les stimuli différents en excitation de mélanopsine (sous-problématique P3) 97
Tableau 16 – Valeurs d'UGR pour les stimuli blancs au BCD 98
Tableau 17 - Radiances alpha-opiques des stimuli White et Amber à luminance fondamentale unitaire d'après le standard S026 de la CIE [CIE ; 2018] (mesures au niveau de l'œil du participant)..... 102
Tableau 18 - Caractéristiques colorimétriques des stimuli White et Amber 102
Tableau 19 - Résultats du modèle mixte (2ème expérimentation préliminaire, ajustement, n=33) 104
Tableau 20 - Récapitulatif bibliographique des occurrences des procédures psychophysiques..... 113
Tableau 21 - Radiances alpha-opiques des stimuli LowMel et HighMel à luminance fondamentale unitaire d'après le standard S026 de la CIE [CIE ; 2018] (mesures au niveau de l'œil du participant) 119
Tableau 22 - Caractéristiques colorimétriques des stimuli LowMel et HighMel 119
Tableau 23 – Luminances et éclairements verticaux des stimuli mesurés au niveau de l'œil du participant et éclairements horizontaux à hauteur du plan utile (0.80m)..... 120
Tableau 24 - Luminances des ancres basses et hautes de la méthode des limites [cd/m²] 125
Tableau 25 - Moyennes des notes d'inconfort (notation sur une échelle continue d'inconfort)..... 129
Tableau 26 - Résultats du modèle mixte (notation sur une échelle continue d'inconfort, n=35; p-valeurs significatives en gras) 130
Tableau 27 - Tailles d'effet (notation sur une échelle continue d'inconfort)..... 130
Tableau 28 - Résultats du modèle mixte des stimuli répétés (méthode des limites, n=35) 135
Tableau 29 - Logarithmes de luminance de seuil moyen entre le confort et l'inconfort et luminance correspondante (méthode des limites)..... 137
Tableau 30 - Résultats du modèle mixte (méthode des limites, n=35)..... 138
Tableau 31 - Tailles d'effet (méthode des limites)..... 138

Tableau 32 - Résultats du modèle mixte des stimuli répétés (ajustement, n=35)..... 139
Tableau 33 - Logarithmes de luminance de seuil moyen entre le confort et l'inconfort et luminance correspondante (ajustement) 141
Tableau 34 - Résultats du modèle mixte (ajustement, n=35) 142
Tableau 35 - Tailles d'effet (ajustement)..... 142
Tableau 36 - Moyennes des scores d'inconfort strict et nuancé (comparaison par paires) 145
Tableau 37 - Résultats du modèle mixte, pour les scores strict et nuancé (comparaison par paires, n=35) 146
Tableau 38 - Tailles d'effet (comparaison par paires, score strict d'inconfort) 147
Tableau 39 – Tailles d'effet (comparaison par paires, score nuancé d'inconfort)..... 147
Tableau 40 - Moyennes des ratios de logarithmes de luminance des stimuli et de leurs stimuli répétés (égalisation en inconfort) 151
Tableau 41 - Résultats du modèle mixte des stimuli répétés (égalisation, n=34) 154
Tableau 42 - Résultats du modèle mixte (égalisation, n=34) 155
Tableau 43 - Tailles d'effet (égalisation) 155
Tableau 44 - Moyennes des estimations de magnitude d'inconfort..... 157
Tableau 45 - Résultats du modèle mixte (estimation de magnitude, n=25)..... 158
Tableau 46 - Tailles d'effet (estimation de magnitude) 158
Tableau 47 - Acronymes des procédures 159
Tableau 48 - Conclusions des tests de comparaisons multiples pour les notes de difficulté (procédures classées par difficulté croissante)..... 162
Tableau 49 - Conclusions des tests de comparaisons multiples pour les notes de durée ressentie (procédures classées par durée croissante)..... 162
Tableau 50 - Conclusions des tests de comparaisons multiples pour les durées réelles (procédures classées par durée croissante) 163
Tableau 51 - Durée réelle correspondant à un même ressenti de durée (niveau neutre) 164
Tableau 52 - Durée moyenne d'un stimulus pour chaque procédure 165
Tableau 53 - Récapitulatif des tailles d'effet des facteurs significatifs (couleurs classant les tailles d'effet des plus petites, en rouge, aux plus grandes, en vert)..... 166
Tableau 54 – Luminances moyennes des seuils entre le confort et l'inconfort déterminées par la méthode des stimuli constants, la méthode des limites et l'ajustement 167
Tableau 55 - Luminances moyennes des niveaux (RAT, MCS, PC, ME)..... 167
Tableau 56 – Moyennes des ratios de logarithmes de luminance entre HighMel et LowMel à la sensation d'inconfort du niveau 4 (égalisation)..... 168
Tableau 57 - Résultats moyennés de la notation d'inconfort, de la comparaison par paires et de l'estimation de magnitude 168
Tableau 58 - Résumé des conclusions de répétabilité, de biais expérimentaux, de difficulté et de durée des procédures..... 169
Tableau 59 - Radiances alpha-opiques des stimuli LowMel et HighMel à luminance fondamentale unitaire d'après le standard S026 de la CIE [CIE ; 2018] (mesures au niveau de l'œil du participant) 178
Tableau 60 - Caractéristiques colorimétriques des stimuli LowMel et HighMel 178
Tableau 61 - Eclairements verticaux mesurés au niveau de l'œil du participant et éclairements horizontaux à hauteur du plan utile (0.80m) 179
Tableau 62 - Récapitulatif des électrodes sélectionnées (en vert) pour chaque participant (EEG).... 184
Tableau 63 - Observations faites sur les ERSP en analyse fréquentielle..... 189
Tableau 64 - Observations faites sur les ERSP en analyse fréquentielle (EMG)..... 197
Tableau 65 - Caractéristiques colorimétriques des stimuli LowMel, HighMel10F et HighMel2..... 207

Tableau 66 - Niveaux de luminances des stimuli LowMel, HighMel10F et HighMel2 (mesurés au niveau de l'œil du participant) 207
Tableau 67 - Radiances alpha-opiques des stimuli LowMel, HighMel10F et HighMel2 à luminance fondamentale unitaire d'après le standard S026 de la CIE [CIE ; 2018] (mesures au niveau de l'œil du participant) 207
Tableau 68 - Eclairements verticaux des stimuli mesurés au niveau de l'œil du participant, et éclairements horizontaux à hauteur du plan utile (0.80m) 208
Tableau 69 - Tailles d'effet (comparaison par paires) 215
Tableau 70 - Moyennes des estimations de magnitude d'inconfort 216
Tableau 71 - Résultats du modèle mixte (estimation de magnitude, n=34) 216
Tableau 72 - Tailles d'effet (estimation de magnitude) 217
Tableau 73 - Luminances moyennes des seuils entre le confort et l'inconfort déterminées par la méthode des stimuli constants 219
Tableau 74 - Luminances des niveaux fixes des stimuli évalués et résultats moyennés de la comparaison par paires et de l'estimation de magnitude 219
Tableau 75 - Luminances moyennes des seuils entre le confort et l'inconfort déterminées par la méthode des stimuli constants, expérimentation sur les procédures psychophysiques (chapitre IV) 220
Tableau 76 - Luminances des niveaux fixes des stimuli et résultats moyennés de la comparaison par paires et de l'estimation de magnitude, expérimentation sur les procédures psychophysiques (chapitre IV) 220

Introduction

La consommation globale d'électricité due à l'éclairage est de plus de 50 TWh en France [AFE 2019]. Elle représente plus de 10 % de la consommation nationale totale. Les dépenses liées à l'éclairage intérieur des bâtiments en constituent la part la plus importante : la consommation globale liée à l'éclairage dans les bâtiments non résidentiels est de 37 TWh. Par exemple, pour les collectivités françaises, les dépenses énergétiques dues à l'éclairage intérieur sont plus élevées que celles dues à l'éclairage public (7 TWh contre 5.6 TWh [AFE 2019]). L'éclairage est un poste de réduction important des consommations du bâtiment. Il correspond en moyenne à 13% de la consommation d'électricité des ménages français [AFE 2019]. Ainsi, l'objectif de réduction des dépenses énergétiques est souvent la première approche sollicitée pour l'éclairage. En témoigne le succès du changement de technologie vers les luminaires LED (*Light-Emitting Diode*), moins énergivores, depuis une dizaine d'années.

Cependant, ces réductions énergétiques ne doivent pas être réalisées au détriment du confort visuel des occupants. Il est important de considérer ce critère qualitatif essentiel de l'éclairage autant que le critère économique. La connaissance des paramètres du confort visuel, mobilisables pour sa caractérisation et sa prédiction, est donc un enjeu important. Or le confort visuel est un sujet complexe, influencé par de nombreux paramètres dont les principaux sont [ISO 2002; AFNOR 2011] :

- la quantité de lumière
- l'uniformité de la répartition de cette lumière
- le rendu des couleurs fourni par les sources
- l'absence d'éblouissement

Parmi ces paramètres, nous nous intéressons dans cette thèse à l'absence d'éblouissement, et en particulier à l'une de ses composantes : l'éblouissement d'inconfort, défini par la Commission Internationale de l'Eclairage (CIE) comme un éblouissement entraînant un inconfort sans empêcher la vision[1] [CIE-eilv 2017]. Précisons que ce sujet est ciblé par la CIE comme l'un des principaux sujets de recherche à étudier [CIE 2019]. Les paramètres principaux de l'éblouissement d'inconfort sont [CIE-117 1995] :

- la luminance de la source éblouissante
- la luminance de fond de l'ensemble du champ visuel
- la taille de la source éblouissante (caractérisée par son angle solide)
- la position de la source par rapport à l'observateur (caractérisée par son indice de position [Luckiesh and Guth 1949])

A partir de ces paramètres, plusieurs modèles ont été développés depuis près d'un siècle. Le plus utilisé actuellement est celui officialisé par la CIE en 1995, l'*Unified Glare Rating* (UGR [CIE-117 1995]).

Le recours à la technologie LED a fait émerger de nouvelles problématiques concernant des paramètres qui étaient peu (voire pas) considérés, comme l'uniformité de la répartition des luminances des sources lumineuses ou leur distribution spectrale [CIE-205 2013; CIE-232 2019]. Il en résulte la nécessité d'une adaptation des connaissances sur l'éblouissement d'inconfort aux technologies actuelles. En particulier, l'influence de la distribution spectrale est une problématique présente dans

[1] L'éblouissement est généralement divisé en deux catégories : l'éblouissement d'inconfort (causant de l'inconfort, sans empêcher la vision) et l'éblouissement d'incapacité (empêchant la vision, sans inconfort).

la littérature mais encore peu étudiée, contrairement à la problématique de la non-uniformité des sources éblouissantes, qui a fait l'objet d'un rapport technique de la CIE en 2019 [CIE-232 2019].

Depuis le début du XX^{ème} siècle, les chercheurs ont eu recours à une grande variété de méthodes pour caractériser l'éblouissement d'inconfort. Ces méthodes peuvent être réparties dans deux catégories : psychophysique et physiologique [Goldstein 2010]. L'approche psychophysique consiste à mesurer la relation entre les stimuli et la perception (par exemple, demander si une différence d'intensité entre deux stimuli est perçue). L'approche physiologique implique de mesurer la relation entre les stimuli et les processus physiologiques d'une part, et entre ces processus physiologiques et la perception d'autre part (par exemple, mesurer des réponses électriques du système nerveux en présence d'un stimulus ou expliciter les principes d'élaboration d'une image perçue à partir du fonctionnement neuronal). Cette deuxième catégorie d'approche physiologique est parfois appelée psychophysiologie. Les conclusions présentes dans la littérature peuvent aussi être réparties selon ces deux approches : des modèles reliant des paramètres de la scène visuelle (luminance et position de la source éblouissante, luminance de fond du champ visuel, *etc.*) au ressenti perceptif, ou des explications physiologiques de la perception de l'éblouissement (implication des muscles de l'iris contrôlant l'ouverture de la pupille, de certaines zones corticales, *etc.*).

Notre travail bibliographique a mis en évidence deux problématiques, dont le traitement est exposé dans cette thèse :

- une problématique méthodologique sur les procédures psychophysiques et les mesures physiologiques d'étude de l'éblouissement d'inconfort ;
- une problématique sur l'influence du contenu spectral sur l'éblouissement d'inconfort.

Précisons que lors de l'étude de cette deuxième problématique, nous nous sommes particulièrement intéressés à l'hypothèse selon laquelle les Cellules Ganglionnaires Rétiniennes intrinsèquement photosensibles (CGRips) sont impliquées dans le processus de perception de l'éblouissement d'inconfort. Ces cellules, découvertes au début du XXI^{ème} siècle, sont responsables des effets non-formateurs d'images (ou non-visuels) [Lucas et al. 2014].

Dans l'objectif d'étudier d'une part les méthodes de caractérisation de l'éblouissement d'inconfort et d'autre part l'influence de la distribution spectrale sur celui-ci, nous nous sommes basés sur une démarche expérimentale.

Ce manuscrit de thèse est composé de six parties, qui ont permis de répondre à nos problématiques. Le chapitre I dresse l'état de l'art des travaux menés sur l'éblouissement d'inconfort en éclairage électrique intérieur. Il expose d'abord les fondamentaux de la vision et les récentes découvertes sur les effets non-formateurs d'image afin d'expliciter leurs implications dans le phénomène d'éblouissement. Puis il présente l'éblouissement d'inconfort ainsi qu'un bref historique des métriques existantes en éclairage intérieur. Les méthodes de mesure et les paramètres influençant l'éblouissement y sont aussi présentés. Pour conclure, ce chapitre détaille les problématiques de ce travail de thèse résultant de l'état de l'art. Le chapitre II expose dans un premier temps les dispositifs expérimentaux développés pour répondre à nos problématiques. Puis il définit la méthodologie employée pour déterminer les stimuli lumineux des différentes expérimentations ainsi que leur mise en œuvre. Enfin, il présente les méthodes d'analyse statistique des données psychophysiques obtenues expérimentalement. Les chapitres suivants (chapitres III, IV, V et VI) détaillent les différentes expérimentations menées. Le chapitre III décrit deux expérimentations préliminaires qui ont permis de valider la pertinence de nos problématiques : la première portant sur l'influence de la distribution spectrale sur l'éblouissement d'inconfort pour des stimuli blancs et colorés, la seconde portant sur l'influence du biais d'étendue et son potentiel impact sur les données psychophysiques récoltées.

Cette dernière a démontré l'importance de traiter de la problématique méthodologique qui est étudiée dans les chapitres IV et V. Le chapitre IV porte sur les méthodes psychophysiques. Il présente tout d'abord un état de l'art des différentes méthodes utilisées dans la littérature pour caractériser l'éblouissement d'inconfort. Puis après une sélection des procédures les plus pertinentes (sept), il détaille l'expérimentation mise en place pour les étudier ainsi que les résultats obtenus. Le chapitre V s'intéresse aux méthodes physiologiques et, de manière symétrique au précédent, il introduit la bibliographie sur le sujet, avant de détailler l'expérimentation mise en place pour étudier quatre outils de mesure physiologique et de présenter les résultats. Ces expérimentations ont permis de sélectionner les méthodes les plus pertinentes pour l'étude de notre problématique liée à l'influence spectrale (trois méthodes psychophysiques du chapitre IV). Le chapitre VI de ce manuscrit décrit l'expérimentation finale exploitant ces méthodes. L'objectif de cette expérimentation est de statuer sur la significativité de l'influence du spectre d'un stimulus éblouissant sur l'éblouissement d'inconfort et de conclure sur l'implication des CGRips dans son processus de perception. Dans ce but, celle-ci présente des stimuli métamères différant en contenu mélanopique et en température de couleur proximale.

I. Vision, lumière et éblouissement d'inconfort

Ce chapitre introduit l'éblouissement d'inconfort en présentant l'historique de la recherche sur ce phénomène perceptif, ses facteurs d'influence ainsi que les hypothèses physiologiques de son origine. Avant de développer ces éléments correspondant au cœur du sujet étudié dans ce travail de thèse, nous exposons les principes de base de la perception visuelle (structure et fonctionnement du système visuel, des neurones rétiniens au cortex visuel) et quelques éléments essentiels de photométrie et de colorimétrie.

I.1 Traitement physiologique de la lumière

Le traitement de l'information visuelle des stimuli lumineux pouvant expliquer leur perception, il est nécessaire de connaître la composition et le fonctionnement du système visuel. En particulier, nous décrirons dans cette partie les photorécepteurs de la rétine (initiateurs de l'information visuelle et premiers éléments d'une longue chaîne de neurones), ainsi que les Cellules Ganglionnaires Rétiniennes intrinsèquement photosensibles (CGRips, régissant les effets non-formateurs d'images). De plus, nous expliciterons le codage de l'information de la couleur par le système visuel car nous apporterons par la suite une grande importance au contenu spectral et à la couleur des sources lumineuses dans notre travail. Nous détaillerons aussi les mécanismes de l'œil (évolution du diamètre pupillaire) et des neurones car nous nous intéresserons dans ce manuscrit à la physiologie de l'éblouissement d'inconfort ainsi qu'à des outils de mesure physiologique.

I.1.1 Perception visuelle[2]

Le processus de perception visuelle (*visual perceptual process*) se décompose en plusieurs étapes (Figure 1 et Figure 2) [Goldstein 2010] :

- Parmi l'environnement visuel (*environmental stimulus*), un stimulus sur lequel l'attention du sujet se porte (*attended stimulus*) se projette sur la rétine sous forme d'énergie lumineuse.
- L'information du stimulus est transmise sous forme d'électricité (Figure 3) : les photorécepteurs de la rétine réalisent la transduction, qui consiste à transformer l'énergie lumineuse provenant du stimulus (photons) en signal électrique (potentiels électriques). Puis survient l'étape de la transmission, les signaux électriques activent d'autres neurones qui à leur tour activent d'autres neurones. Cela permet au signal d'être envoyé au cerveau. L'étape suivante est le traitement par les réseaux de neurones du cerveau (*processing*). Il faut souligner que le signal analysé est une représentation du signal d'entrée, différente du signal original.
- Le signal électrique est ensuite transformé en perception (fait de voir), puis a lieu la récognition (habilité à placer un objet dans une catégorie, lui attribuant un sens, une signification) d'où l'expérience du stimulus par le sujet. Puis celui-ci réalise une action en réaction à cette expérience du stimulus (se déplacer, bouger sa tête ou les yeux, *etc.*)

[2] Cette partie s'appuie principalement sur trois références : le livre *Sensation and Perception* de Goldstein (2010), le livre en ligne *Œil et Physiologie de la Vision* de F. Rigaudière *et al.* (2016), et le cours *Human Vision* d'Eric Dinet (Master CIMET, Université Jean Monnet, 2016).

- Une dernière étape est la connaissance (*knowledge*), lorsqu'une information sur le stimulus, provenant du sujet, vient compléter la perception.

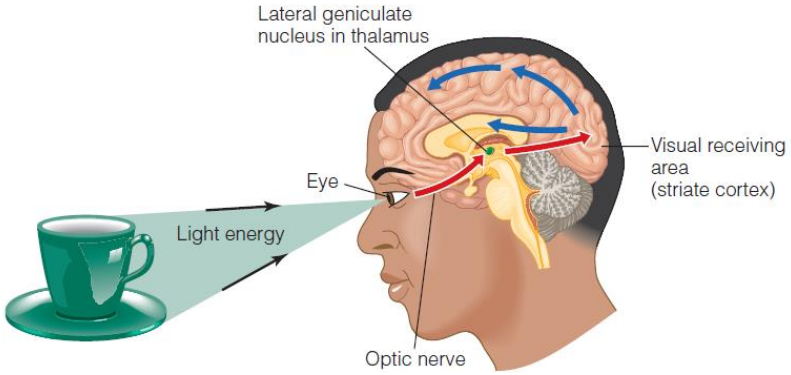


Figure 1 - Le parcours de l'information visuelle [Goldstein ; 2010]

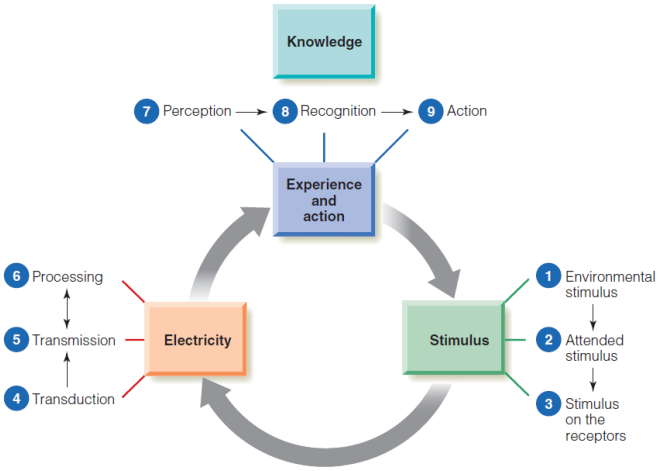


Figure 2 - Processus de perception [Goldstein ; 2010]

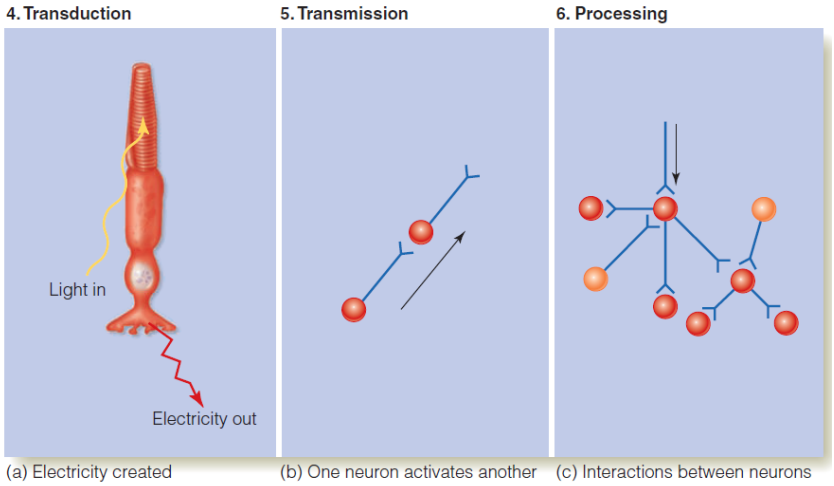


Figure 3 - Illustration des étapes de transduction, transmission et traitement de l'information visuelle [Goldstein ; 2010]

L'information visuelle suit donc un parcours, elle est initiée, transmise et traitée, ce qui aboutit à son expérience (Figure 1) : elle débute au niveau de la rétine de l'œil (*retina*), puis passe par le corps genouillé latéral (*lateral geniculate nucleus*) avant d'arriver aux aires visuelles du cortex cérébral (flèches rouges) et d'être traitée dans le cerveau (flèche bleues).

I.1.1.1 Structure et fonctionnement des neurones

Le neurone est l'élément de base de traitement du signal. Il s'agit d'une cellule qui initie et transmet des signaux électriques. Deux types de neurones sont impliqués dans la perception visuelle : les neurones de transduction (initialisation de l'information électrique par les photorécepteurs), capables de répondre aux stimuli environnementaux et ceux de transmission du signal, qui communiquent entre eux (neurones « classiques »).

Un neurone de transmission du signal est composé (Figure 4) :

- d'un corps cellulaire (lieu des fonctions vitales)
- de dendrites (réception des signaux d'autres neurones)
- d'un axone (ou fibre nerveuse) rempli de fluide pour la conduction du signal électrique.

Un nerf est composé de fibres nerveuses issues de nombreux neurones.

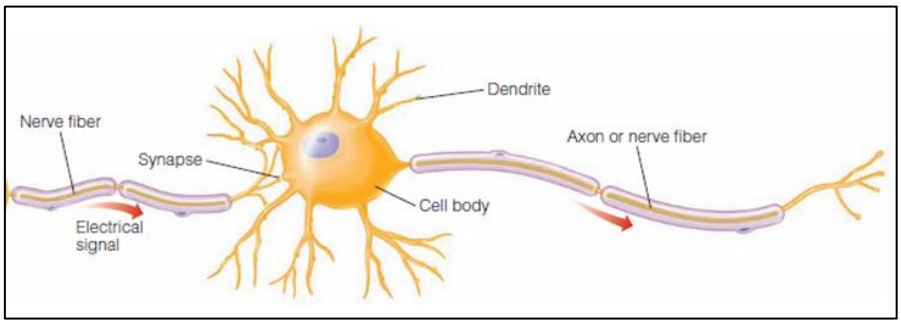


Figure 4 - Détail structurel d'un neurone [Goldstein ; 2010]

L'activité électrique d'un neurone se mesure en un point de son axone en relevant la différence de potentiel entre cette localisation de l'axone et un lieu externe au neurone. Par la variation de la fréquence de potentiels d'action (variation du potentiel propagée le long du neurone), l'information de l'intensité d'un stimulus est transmise, de neurone en neurone jusqu'au cerveau et aux organes qui réagiront à cette information. Les neurones sont séparés par un espace appelé synapse et ceux-ci doivent recourir à un processus chimique impliquant des molécules appelées neurotransmetteurs pour y transmettre leur information. Ces neurotransmetteurs sont relâchés par le neurone pré-synaptique excité, et activent le neurone post-synaptique lorsque celui-ci les reçoit en son site récepteur (ce qui déclenche un potentiel d'action pour ce deuxième neurone). Des neurotransmetteurs excitateurs entraînent la tension du neurone à être plus positive (dépolarisation), puis lorsque suffisamment de neurotransmetteurs sont transmis, le potentiel d'action survient (réponse excitatrice). Des neurotransmetteurs inhibiteurs entraînent la tension du neurone à être plus négative (hyperpolarisation), ce qui peut empêcher le neurone d'atteindre le niveau de dépolarisation requis pour générer un potentiel d'action (réponse inhibitrice). La probabilité de générer des potentiels d'action va augmenter ou diminuer en fonction du type de neurotransmetteurs (excitateur ou inhibiteur). Ainsi, une inhibition ou une excitation du neurone (fonction de la somme d'excitation et d'inhibition) se produit en fonction des proportions de neurotransmetteurs de chaque catégorie. De par l'agencement des neurones entre eux, les neurotransmetteurs permettent donc de traiter l'information (*processing*).

Le circuit neuronal, composé de plusieurs neurones, va transmettre l'information de façon différente en fonction de l'agencement des neurones entre eux et de leurs caractéristiques inhibitrices ou excitatrices. A partir d'un même nombre de neurones, il est donc possible d'obtenir des informations différentes sur le stimulus. Cette organisation permet une analyse du stimulus par l'interaction des neurones alors qu'intrinsèquement le neurone ne fait que transmettre une information simple. L'aire de l'ensemble des neurones influençant la fréquence de potentiels d'action d'un neurone constitue son champ récepteur. Les champs récepteurs sont qualifiés de centre-périphérie car ils se partagent en deux aires aux fonctions différentes (inhibitrices ou excitatrices). L'effet obtenu est qualifié d'effet antagoniste centre-périphérie. Le traitement de l'information s'obtenant par comparaison relative de signaux, le codage de l'information neuronale est relatif et non pas absolu. Le cerveau, à partir de l'ensemble de ces informations relatives, construit une perception absolue, par exemple en déterminant des niveaux lumineux à partir d'informations de contraste.

Notons que les neurones récepteurs visuels initiant l'information visuelle (appelés photorécepteurs) ne codent pas l'information de la même façon que les neurones de transmission : leur potentiel diminue lorsque de la lumière leur parvient. Cette modification de potentiel est proportionnelle à la quantité de photons absorbée par ces récepteurs visuels (potentiels électriques gradués, pas de codage selon la fréquence des potentiels d'action). Lorsqu'ils ne sont pas stimulés, les récepteurs visuels se dépolarisent et relâchent des neurotransmetteurs. Par contre, lorsqu'ils sont stimulés par de la lumière ils s'hyperpolarisent et réduisent la quantité de neurotransmetteurs relâchés. Les récepteurs visuels peuvent être saturés lorsque la quantité de lumière est tellement importante qu'aucun neurotransmetteur n'est relâché dans la synapse (ils sont inhibés et ne transmettent plus de signal).

I.1.1.2 L'œil et la rétine

L'œil est le point de départ de la vision. La lumière entre dans l'œil à travers la pupille et est concentrée par la cornée et le cristallin (*lens*) pour former des images inversées des objets sur la rétine. Le cristallin, en changeant de forme, permet d'ajuster le focus de l'œil afin d'avoir une image nette sur la rétine pour des stimuli à différentes positions, ce phénomène s'appelle l'accommodation. La pupille, en se contractant, permet d'éviter qu'une trop grande quantité de lumière pénètre dans l'œil, ce qui entraînerait une saturation des récepteurs visuels disposés sur la rétine. Le diamètre moyen de la pupille est de 3 à 4 mm, sa taille variant entre 2 mm et 8 mm environ. Deux muscles antagonistes de l'iris, appelés dilatateur et sphincter, assurent la motricité pupillaire.

La rétine est un tissu nerveux composé de trois principales couches de neurones aux fonctions différentes (Figure 5): les récepteurs visuels (*visual receptors*), ou photorécepteurs, génèrent les signaux transmis par les cellules bipolaires (*bipolar cells*) aux cellules ganglionnaires (*ganglion cells*). Les axones des cellules ganglionnaires sont très longs et vont former à la sortie de l'œil le nerf optique. Deux autres types de cellules (ou neurones) s'ajoutent aux neurones précédents, formant deux couches de connexions synaptiques séparant les trois couches précédentes : les cellules horizontales et les cellules amacrines (connexion latérale). La disposition des couches cellulaires est telle que la lumière traverse les trois couches cellulaires avant de parvenir aux photorécepteurs. Il est alors intéressant de remarquer l'absence des deux couches de cellules bipolaires et ganglionnaires au niveau de la fovéa, une petite surface correspondant au centre de notre champ visuel (angle de 2°) : cela permet de faire arriver la lumière directement sur les photorécepteurs (d'où une meilleure acuité, ou résolution spatiale). L'épithélium pigmentaire compose le fond de la rétine. La macula (ou tache jaune) se situe dans la partie centrale de la rétine (jusqu'à 10°-15°) : sa coloration a pour effet de réduire la diffraction et d'accroître l'acuité visuelle [Sève 2009].

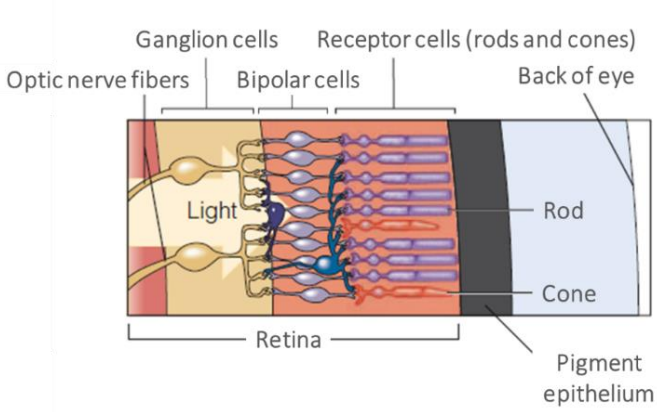


Figure 5 - Les trois principales couches cellulaires composant la rétine : cellules ganglionnaires, cellules bipolaires et photorécepteurs, d'après [Goldstein ; 2010]

Les photorécepteurs se départagent en deux catégories : les cônes et les bâtonnets. Ils contiennent des pigments visuels qui réagissent à la lumière (photosensibles) et déclenchent des signaux électriques : ces photopigments sont responsables de la transduction (processus de transformation de la lumière en électricité). Ces signaux parcourent ensuite le réseau de neurones qui constitue la rétine et émergent ensuite par le nerf optique (à l'arrière de l'œil) qui les conduit jusqu'au cerveau. On assiste donc ici au commencement du processus de perception. Il est important de comprendre que bien qu'une image précise sur la rétine soit une condition nécessaire pour obtenir une bonne vision, on ne voit pas l'image projetée sur la rétine : la vision se produit dans le cerveau, à partir des signaux électriques créés à partir de la lumière projetée sur la rétine.

Les bâtonnets et les cônes sont situés sur la surface de la rétine. Le ratio de cônes et de bâtonnets ainsi que leurs répartitions dépendent de la position sur la rétine (Figure 6). La fovéa (2°, correspondant au centre du champ visuel) ne contient que des cônes (la densité des cônes y est la plus forte). La rétine périphérique (toute la rétine hors fovéa) contient des cônes et des bâtonnets. Il y a beaucoup plus de bâtonnets que de cônes dans la rétine périphérique (environ 120 millions contre 6 millions par rétine). Enfin, une petite surface, correspondant au départ du nerf optique (ensemble des axones des cellules ganglionnaires) vers le cerveau, est exempte de tout photorécepteur, elle est appelée point aveugle (*blind spot)*. Aucun signal n'est envoyé depuis cette zone, cependant le cerveau se charge de reconstruire les informations manquantes (en créant une perception qui concorde avec les signaux alentours). La rétine est symétrique et la répartition des photorécepteurs est invariante par rotation (mis à part le lieu du point aveugle).

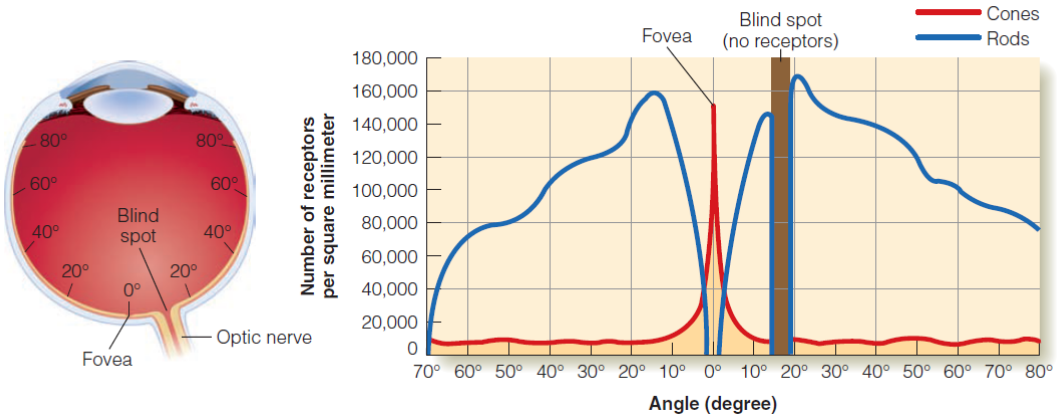


Figure 6 - Distribution des cônes et des bâtonnets sur la rétine [Goldstein ; 2010]

Les cônes et les bâtonnets possèdent des propriétés différentes, ce qui a une conséquence sur notre perception. Ils ne nécessitent pas le même temps d'adaptation au noir (terme désignant le fait que la sensibilité des récepteurs augmente lorsque l'on plonge un observateur dans l'obscurité, jusqu'à atteindre une valeur limite). En effet, le temps d'adaptation des cônes est d'environ 5 minutes alors que celui des bâtonnets est d'environ 25 minutes. Cependant, la sensibilité adaptée au noir finale des bâtonnets est plus importante que celle des cônes. A l'inverse, les bâtonnets saturent à des niveaux lumineux plus faibles que les cônes. Ainsi, trois domaines de vision sont définis en rapport avec l'implication des cônes ou bâtonnets dans le traitement de l'information visuelle (Figure 7) :

- le domaine scotopique (vision nocturne) où seuls les bâtonnets produisent une information visuelle (les cônes ne sont pas assez sensibles) ;
- le domaine photopique (vision diurne) où seuls les cônes produisent une information visuelle (les bâtonnets sont saturés) ;
- le domaine mésopique, à l'interface entre les visions scotopique et photopique, où les bâtonnets et les cônes produisent l'information visuelle.

Le passage d'une vision photopique impliquant les cônes à une vision scotopique impliquant les bâtonnets permet notamment au système visuel de percevoir des luminances variant de 10^{-6} à 10^{8} cd/m² alors que les photorécepteurs n'ont une sensibilité que de 10^{2} au maximum [Stockman and Sharpe 2006]. Des limites de niveaux lumineux peuvent être approximées pour le domaine scotopique (en dessous de 10^{-3} cd/m²), le domaine mésopique (de 10^{-3} à 3 cd/m²) et le domaine photopique (au-delà de 3 cd/m²) [CIE-41 1978].

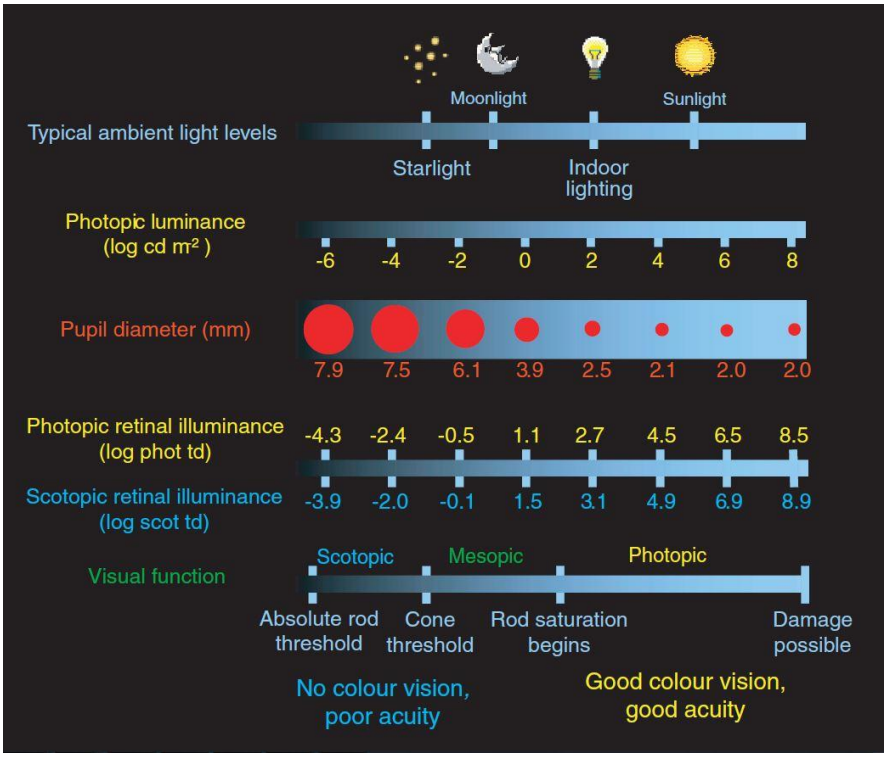


Figure 7 - Domaines scotopiques, mésopiques et photopiques [Stockman and Sharpe ; 2006]
(log phot td = log photopic trolands ; log scot td = log scotopic trolands)

La lumière est un rayonnement d'énergie électromagnétique réparti sur un domaine visible de longueurs d'ondes (entre 380 et 780 nm, variable suivant les sujets). Le seuil de perception d'un stimulus par un photorécepteur varie en fonction de sa longueur d'onde. Cela définit une courbe de sensibilité spectrale. Cette courbe de sensibilité spectrale n'est pas la même pour les bâtonnets et pour

les cônes. Les différences de sensibilité des cônes et des bâtonnets sont dues aux différences du spectre d'absorption de leurs photopigments. Un photopigment se décompose en un rétinal (identique pour tous les photorécepteurs) et une opsine (protéine). Le spectre d'absorption est le tracé de la quantité de lumière absorbée par une substance en fonction de la longueur d'onde de la lumière. Il existe trois types de cônes, chacun possédant un spectre d'absorption différent en fonction de son pigment : le pigment à courtes longueurs d'ondes (S pour *short*, opsine cyanolabe) absorbe au maximum la lumière à 420 nm, le pigment à longueurs d'ondes moyennes (M pour *medium*, opsine chlorolabe) absorbe un maximum à 530 nm et le pigment à grandes longueurs d'ondes (L pour *long*, opsine erythrolabe) absorbe un maximum à 560 nm [Leid et al. 2001]. La courbe de sensibilité des bâtonnets correspond à l'absorption du pigment des bâtonnets (rhodopsine, maximum à 507 nm). Cette courbe correspond à la sensibilité scotopique. La courbe de sensibilité photopique globale est obtenue à partir des absorptions des trois types de cônes, son maximum se situant à 555 nm, et est déterminée en grande partie par la sensibilité des cônes M et L car ces cônes sont plus présents en proportion que les cônes S. En effet, habituellement les cônes L et M sont les plus nombreux (90%) et les cônes S sont les moins nombreux (10%), les proportions variant entre les individus [Rigaudière 2016]. Le centre de la fovéa n'a pas de cônes S (d'où le fait que certains détails colorés ne peuvent pas être perçus au centre du champ visuel).

Le nombre total moyen de cellules ganglionnaires chez l'homme est de l'ordre de 1 million. La moitié des cellules ganglionnaires se situe dans la zone rétinienne centrée sur la fovéa et vue sous un angle de 32° (7% de la surface rétinienne totale). Il n'y a pas de cellules ganglionnaires au centre de la fovéa [Rigaudière 2016]. Trois types de cellules ganglionnaires ont été identifiés : les cellules parasols (ou cellules alpha), les cellules naines (ou cellules bêta) et les cellules bistratifiées (ou cellules gamma). Chaque cellule ganglionnaire correspond à un chemin particulier : les cellules ganglionnaires parasols, naines ou bistratifiées transmettent respectivement l'information aux couches magnocellulaires (voie M), parvocellulaires (voie P) ou koniocellulaires (voie K) du corps genouillé latéral.

Le fait qu'une cellule bipolaire reçoive des signaux provenant de plusieurs récepteurs (ou qu'une cellule ganglionnaire reçoive des signaux de plusieurs cellules bipolaires et donc de plusieurs photorécepteurs) est appelé convergence neuronale (Figure 8). La convergence est un point important, en effet 126 millions de récepteurs sont présents dans la rétine alors que seulement un million de cellules ganglionnaires sont présentes : une compression de l'information est donc réalisée. Une importante différence entre les cônes et les bâtonnets est que les signaux provenant des bâtonnets convergent plus que ceux des cônes (il y a en effet 120 millions de bâtonnets contre 6 millions de cônes dans la rétine). De plus on remarque qu'au niveau de la fovéa la convergence est très faible (ce qui correspond à de petits champs récepteurs), beaucoup de cônes étant connectés en ligne directe avec une cellule ganglionnaire. Cette différence de convergence a deux conséquences importantes sur la perception :

- les bâtonnets sont associés à une sensibilité plus élevée que les cônes (cette sensibilité s'explique aussi par le fait qu'un bâtonnet nécessite un plus petit apport de lumière pour générer une réponse),
- la vision associée aux cônes a une meilleure acuité visuelle. Cela explique notamment pourquoi la fovéa est le lieu où l'acuité est la plus importante (l'acuité diminue avec l'excentricité).

Ainsi, haute sensibilité et haute acuité ne sont pas compatibles (car la convergence associée à chaque cas est faible ou forte). De plus, l'acuité s'explique aussi par la densité des photorécepteurs.

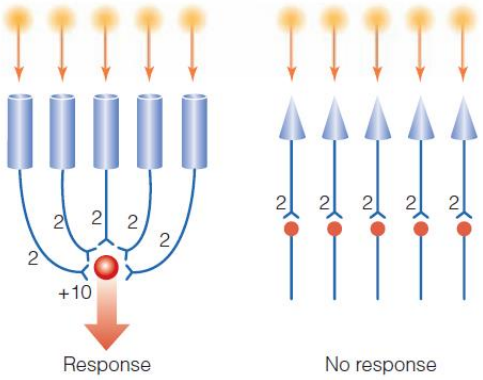


Figure 8 - Schéma d'illustration de la convergence neuronale (bâtonnets à gauche, cônes à droite) [Goldstein ; 2010]

I.1.1.3 Voies visuelles cérébrales

La plupart des signaux en provenance de la rétine se déplacent, via le nerf optique, vers le Corps Genouillé Latéral (CGL) situé dans le thalamus. La fonction des neurones du CGL n'est pas d'analyser, mais de réguler et d'organiser l'information neuronale en direction du cortex visuel. C'est un relai qui reçoit des données du nerf optique mais aussi du cortex, du tronc cérébral, des neurones du thalamus et d'autres neurones du CGL, avant d'envoyer une réponse au cortex.

La première aire rencontrée par les signaux en provenance du CGL est l'aire V1 ou cortex strié, dans le lobe occipital du cortex (situé à l'arrière de la tête, Figure 9). Les neurones de cette aire sont utilisés exclusivement pour la vision. Le cortex strié, comme toute aire corticale, est composé d'une fine feuille de matière grise repliée sur elle-même, proche de la surface. Sous la matière grise repose la matière blanche, qui contient les fibres nerveuses. Depuis ce cortex strié, les signaux sont ensuite transmis le long de deux voies, vers le lobe temporal et vers le lobe pariétal (Figure 9). L'information visuelle est analysée de façon plus complexe au fur et à mesure de sa transmission, elle est « digérée » progressivement. Par exemple, certains neurones de l'aire V1, appelés cellules corticales simples, répondent aux stimuli ayant la forme de barres d'orientations précises. D'autres neurones corticaux, appelés cellules complexes, répondent aux mouvements des stimuli. Ces deux types de cellules sont des détecteurs de caractéristiques. D'autres aires du cerveau entrent ensuite en jeu : l'information est analysée, elle circule vers une quarantaine d'autres aires d'ordre supérieur (V2, V3, *etc.*) selon ce que l'on appelle des voies (*streams*) dans le but d'interpréter le stimulus de façon plus complexe. L'information circule selon deux principales voies : la voie *What* ou voie ventrale (du cortex strié vers le lobe temporal) et la voie *Where* ou voie *How* ou voie dorsale (du cortex strié vers le lobe pariétal). La première concerne la discrimination d'un objet, sa perception. La seconde concerne la détermination de sa localisation, mais implique aussi le fait d'interagir avec l'objet (comment diriger une action tenant compte de la localisation d'un stimulus). Les neurones des aires visuelles supérieures réagissent à des stimuli de plus en plus complexes (photographie de bâtiment par exemple). Sur le même principe de mécanismes de convergence, excitation et inhibition, grâce à l'interconnexion d'innombrables neurones (un neurone du cortex reçoit des informations d'en moyenne un millier d'autres neurones), certains types de neurones sont capables de réagir à des stimuli aussi complexes qu'un visage ou un type de paysage.

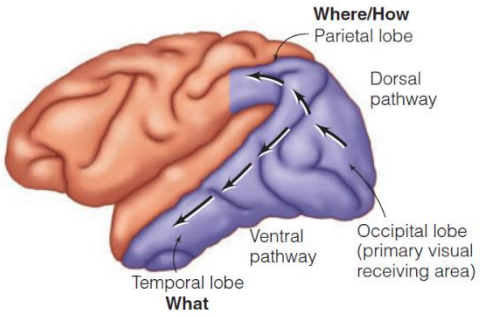


Figure 9 - Localisation des aires corticales et des voies What et How (cerveau de singe) [Goldstein ; 2010]

La Figure 10 récapitule la structure du traitement de l'information visuelle.

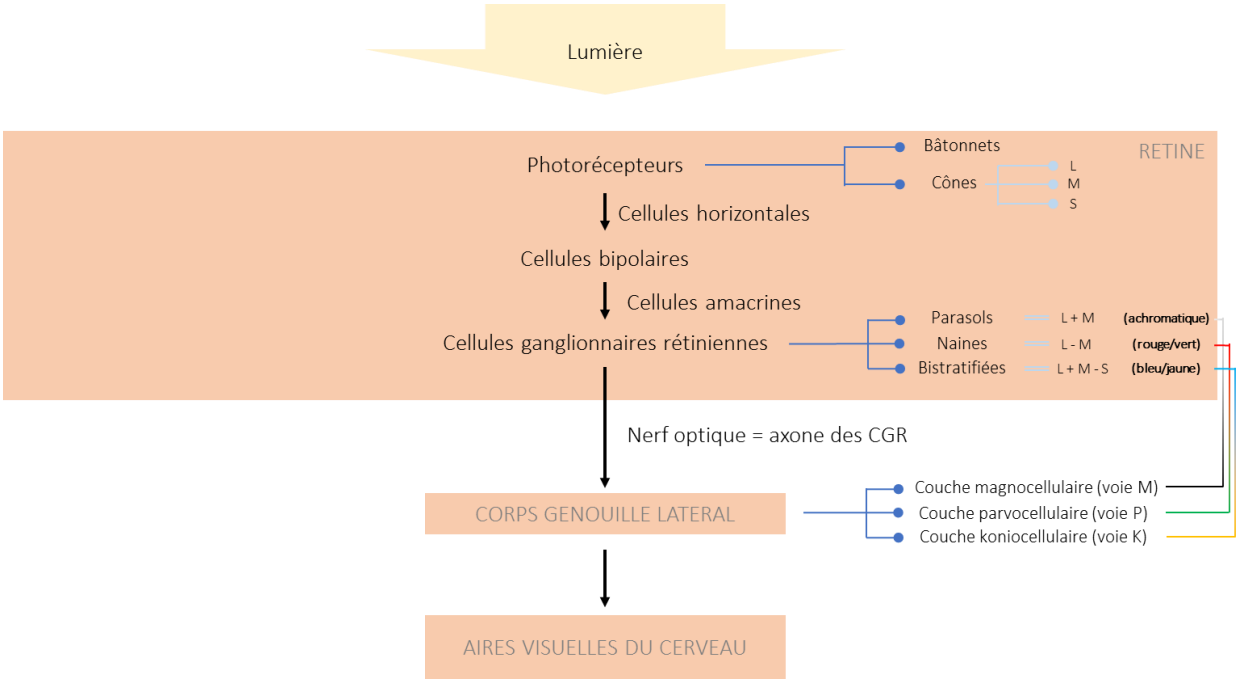


Figure 10 - Schéma récapitulatif de la partie 1.1.1. Vision

I.1.1.4 Codage de l'information visuelle : la perception de la couleur

Comme expliqué précédemment, en raison du système de transmission et d'analyse neuronal (antagonisme centre/périphérie des champs récepteurs, interconnexions des neurones et inhibition/excitation) le codage de l'information neuronale est relatif et non pas absolu. Un exemple est l'obtention de la perception de luminosité à partir du contraste (comme mentionné dans la partie I.1.1.1). Un autre exemple est la perception de la couleur.

La couleur perçue n'est pas intrinsèque à la longueur d'onde. Elle est dépendante du traitement de l'information de la longueur d'onde par le système nerveux. Le processus permettant au cerveau de construire cette perception de la couleur a été explicité par deux théories complémentaires : la théorie trichromatique (*trichromatic theory*), concernant les photorécepteurs, et la théorie des couleurs antagonistes (*opponent-process theory*), basée sur le concept de neurones antagonistes et témoignant du codage relatif de l'information.

I.1.1.4.1 La théorie trichromatique

La théorie trichromatique de la vision des couleurs se base sur le fait que la vision des couleurs dépend de l'activité de trois types de photorécepteurs différents (cônes de type L, M et S) ayant des sensibilités spectrales différentes (sensibilité de leurs photopigments située dans les grandes, moyennes et courtes longueurs d'onde). De la lumière à une certaine longueur d'onde va donc stimuler ces trois cônes différemment, et la combinaison des proportions de leur activité va être associée à la perception d'une certaine couleur (codage à trois degrés de liberté). En fonction de la longueur d'onde, les cônes sont donc plus ou moins activés (le blanc correspond à une activité égale pour chacun). Cette théorie permet aussi de prédire les couleurs perçues par des stimuli répartis sur plusieurs longueurs d'ondes : chaque longueur d'onde active plus ou moins les récepteurs, l'activation de cette somme de longueurs d'onde correspond donc à la somme des activations dues à chaque longueur d'onde. Puis la combinaison d'activité des trois types de cônes se traduit par la perception d'une couleur. Des sources de lumière peuvent alors être physiquement différentes (ne contenant pas les mêmes longueurs d'onde) mais être perçues comme identiques. On qualifie de tels stimuli de métamères, et cette situation porte le nom de métamérisme. Deux spectres métamères paraissent identiques parce que les combinaisons de réponse des trois types de cônes qui leur sont associées sont identiques. Nous recourrons à de tels stimuli dans le cadre de nos expérimentations.

Précisons que la vision des couleurs est impossible avec un seul type de cône (il n'est possible de percevoir que des variations de luminosité, d'où une vision en nuances de gris). De même, la vision des couleurs est impossible en vision scotopique car cette vision ne fait intervenir qu'un seul type de photorécepteurs (les bâtonnets). Elle est possible avec deux types de cônes mais ne permet pas de percevoir autant de couleurs qu'avec trois types de cônes. Certaines personnes ne possèdent pas tous les types de photorécepteurs : les monochromates (un seul type de cône) perçoivent des niveaux de gris, les dichromates (deux types de cônes), appelés protanopes, deutéranopes et tritanopes (en fonction des types de cônes présents), perçoivent moins de couleurs que les trichromates (trois types de cônes). Le terme « daltonisme » est généralement utilisé pour décrire la deutéranopie (confusion rouge-vert), la dichromatie la plus commune (environ 8% de la population masculine et 0.4% de la population féminine). Des tests permettent de vérifier si une personne présente une déficience de couleur, par exemple les planches d'Ishihara [Ishihara 1917] (exemples de planches à la Figure 11) ou les tests de Farnsworth-Munsell [Farnsworth 1943].

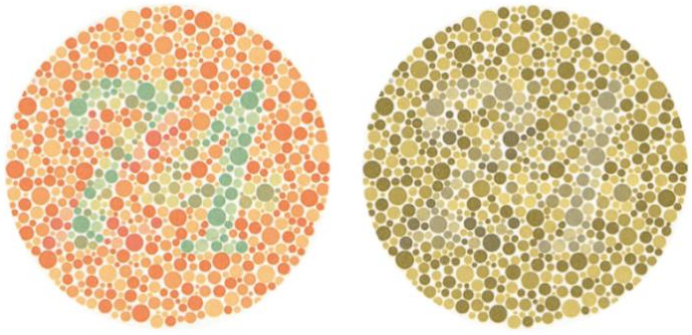


Figure 11 - Exemple de planches d'Ishihara [Ishihara ; 1917]

I.1.1.4.2 La théorie des couleurs antagonistes

La théorie des couleurs antagonistes vient compléter la théorie trichromatique dans la suite du processus de traitement de l'information visuelle (après que les cônes aient émis des réponses plus ou moins importantes). Elle se base sur le principe que la couleur perçue est causée par des réponses antagonistes générées par le bleu et le jaune, et par le rouge et le vert, deux ensembles de couleurs appariées, mais aussi par le blanc et le noir. Le mécanisme Noir(-)/Blanc(+) répond positivement à la lumière blanche et négativement à l'absence de lumière (addition des stimulations des cônes L, M voire S), le mécanisme Vert(+)/Rouge(-) répond positivement au vert et négativement au rouge (addition des stimulations des cônes M et soustraction de celles des cônes L), et celui Jaune(+)/Bleu(-) répond positivement au jaune et négativement au bleu (addition des stimulations des cônes M et L, et soustraction des cônes S). Ainsi, les neurones antagonistes dans la rétine (cellules ganglionnaires) et dans le CGL sont excités par une partie des longueurs d'ondes du spectre et inhibés par une autre partie du spectre, en fonction des combinaisons de connexions inhibitrices ou excitatrices au niveau de leurs synapses. Le principe d'une structure antagoniste centre-périphérie des champs récepteurs est le même que celui expliqué dans la partie I.1.1.1, cependant il ne code pas l'absence ou la présence de lumière, mais l'absence de lumière verte ou la présence de lumière rouge (par exemple). L'information obtenue est donc une mesure relative de différence chromatique (de même qu'il s'agissait précédemment d'une information de contraste, donc relative, et non pas d'une quantité de lumière absolue). L'antagonisme achromatique a comme support la voie magnocellulaire, l'antagonisme vert-rouge a comme support la voie parvocellulaire et l'antagonisme bleu-jaune a comme support la voie koniocellulaire [Leid et al. 2001] (Figure 10). Cette théorie explique notamment le contraste simultané : la luminosité, la teinte et la saturation d'un stimulus dépendent de la couleur du stimulus environnemental qui l'entoure.

Le recours à deux méthodes de codage de la couleur pourrait sembler redondant, mais cette théorie des couleurs antagonistes est pertinente car elle permet d'obtenir une spécification des longueurs d'ondes de façon plus précise et efficace qu'avec la seule théorie trichromatique. La théorie trichromatique explique comment les cônes initialisent le signal de couleur au début du système visuel, tandis que la théorie des couleurs antagonistes détaille ce qui se produit à partir de leurs signaux lors de leur intégration via les synapses inhibitrices ou excitatrices des neurones suivants. Le cerveau transforme ensuite ces signaux en perception de couleur. Il semble qu'il n'y ait pas un seul « module » du cerveau spécialisé dans la vision des couleurs, mais que son traitement soit distribué dans le cortex, avec l'implication de nombreuses aires dans le traitement de l'information de la longueur d'onde et celui de la création de la perception de la couleur.

I.1.2 Effets non-formateurs d'image

Outre les effets visuels, la lumière influence aussi la physiologie et le comportement humains. Ces réponses de l'organisme non associées à la vision, sont qualifiées de non-formatrices d'images ou non-visuelles[3] (*non-image-forming, non-visual*). La synchronisation de l'horloge biologique à la lumière fait partie de ces réponses, permettant un rythme circadien (cycle de 24h). Le terme de réponse non-visuelle englobe aussi d'autres effets, dont la constriction de la pupille, la suppression de production de mélatonine (hormone du sommeil) ou l'augmentation du rythme cardiaque et de la température corporelle interne. Les effets non-visuels de la lumière peuvent être impactés par l'éclairage artificiel et il est important de les prendre en compte dans la conception de l'éclairage [Lucas et al. 2014].

[3] Ce terme est utilisé même si l'information circule par des voies visuelles.

La découverte d'un nouveau type de photorécepteur, au début des années 2000, a permis de localiser l'origine des signaux non-formateurs d'images dans la rétine [Berson et al. 2002]. En effet, même si la capacité de photoréception de la rétine est dominée par les cônes et les bâtonnets, une petite partie des cellules ganglionnaires rétiniennes (troisième couche de la rétine, comme détaillé précédemment) est en réalité directement photosensible. Cette caractéristique explique que des personnes non-voyantes aient des fonctions non-visuelles. Ces Cellules Ganglionnaires Rétiniennes intrinsèquement photosensibles (CGRips) possèdent un photopigment dont l'opsine s'appelle la mélanopsine. Les CGRips ne constituent qu'une petite partie de la population totale des cellules ganglionnaires (1 à 5%). Comme toutes les cellules ganglionnaires, leurs signaux sont ensuite envoyés vers différentes aires du cerveau. La découverte de ce nouveau type de photorécepteur a permis d'émettre l'hypothèse que la sensibilité spectrale des réponses non-formatrices d'images pouvait être différente de celle de la vision basée sur les cônes et les bâtonnets. Cependant, aucune fonction de sensibilité spectrale des effets non-visuels n'a pour l'instant été définie car cette fonction diffère selon les effets non-visuels étudiés (réponses circadiennes, neuroendocrines, et neurocomportementales) et que ceux-ci sont plus ou moins difficiles à mesurer, dépendant notamment du contexte [Lucas et al. 2014]. De plus, il existe cinq types de CGRips, qui ne traitent pas les contributions des cônes, bâtonnets ou de la mélanopsine de la même façon. Les types de CGRips diffèrent aussi selon leur morphologie, leur contenu en mélanopsine et leur photosensibilité intrinsèque [Schmidt et al. 2011; Zhao et al. 2014]. A ce jour, il n'y a pas suffisamment de données récoltées expérimentalement pour construire une telle fonction. La seule hypothèse assurée concernant une fonction des effets non-visuels est qu'elle est une composition des signaux en provenance des cônes et des bâtonnets (reçus par les CGRips) et de ceux initiés par la phototransduction de la mélanopsine en leur sein, avec une variation de l'importance relative de ces signaux.

Sans fonction permettant de calculer un indicateur de réponse non-visuelle, il est donc conseillé de mesurer les relevés spectraux des stimuli lumineux et de communiquer les indicateurs correspondant aux quantités d'excitation des cinq photorécepteurs pouvant impacter les CGRips : cônes de type L, M et S, bâtonnets, et photorécepteurs intrinsèques des CGRips (via la mélanopsine). Dans ce but, la norme S 026 de la Commission Internationale de l'Eclairage (CIE) a officialisé en 2018 un système de fonctions spectrales (sensibilités alpha-opiques) pour la métrologie des rayonnements lumineux (dans le cadre de l'étude des CGRips) et basées sur la sensibilité des photopigments [CIE-S026 2018] : spectres d'action S-cone-opique $s_{sc}(\lambda)$, M-cone-opique $s_{mc}(\lambda)$, L-cone-opique $s_{lc}(\lambda)$, rhodopique $s_{rh}(\lambda)$ et mélanopique $s_{mel}(\lambda)$ (Figure 12). La norme présente le calcul des cinq grandeurs correspondantes en radiances alpha-opiques (W/(m².sr)) ou en éclairements énergétiques alpha-opiques (W/m²). Il s'agit de quantités pondérées par ces fonctions de sensibilité spectrale. Nous nous réfèrerons à ces courbes de sensibilité pour calculer l'excitation des photorécepteurs produite par les stimuli visuels présentés dans notre travail. Les pics des cinq sensibilités correspondent respectivement aux longueurs d'ondes suivantes : 448 nm, 541 nm, 569 nm, 507 nm et 490 nm.

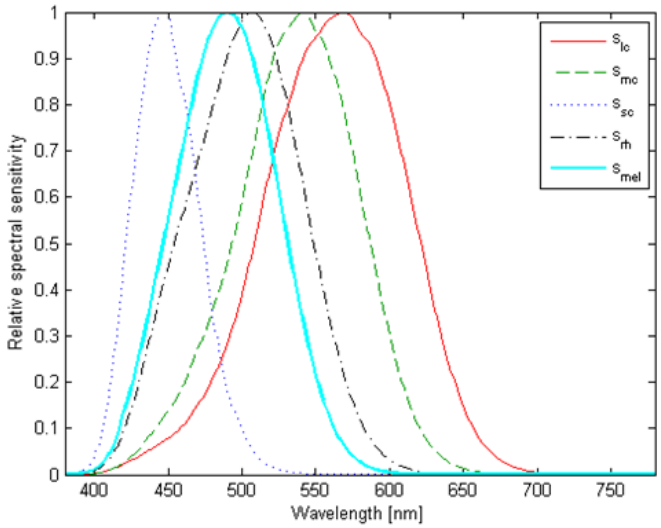


Figure 12 - Spectres d'action relatifs :
S-cone-opique s_{sc}, M-cone-opique s_{mc}, L-cone-opique s_{lc}, rhodopique s_{rh} et mélanopique s_{mel}

La photoréception de la mélanopsine est beaucoup moins sensible que celle des cônes et des bâtonnets. Cependant, les CGRips peuvent être sensibles à des niveaux plus faibles de luminosité grâce aux contributions des cônes et des bâtonnets. Les champs récepteurs des CGRips sont larges et elles sont lentes à réagir : la résolution spatio-temporelle est sacrifiée pour obtenir une représentation d'ambiance lumineuse globale en éclairement [Cao and Barrionuevo 2015]. Leurs larges champs récepteurs permettent que les CGRips réagissent aussi dans le cas où leur stimulation n'est localisée que sur une petite surface. De plus, il n'y a pas de CGRips au niveau de la fovéa (des éléments concernant leur répartition sur la rétine sont détaillés dans un article de Dacey et al. [Dacey et al. 2005]). Enfin, la mélanopsine peut jouer le rôle d'une mémoire photique [Chang et al. 2011], elle a la capacité de conserver « l'empreinte » d'une exposition lumineuse précédente et peut donc être influencée par un historique lumineux [Mure et al. 2009].

Un des effets non-formateurs d'images, pilotés par les CGRips, les plus étudiés est l'influence de la lumière sur le réflexe pupillaire. Cette caractéristique fera l'objet d'une partie de notre expérimentation sur les outils de mesure physiologique (chapitre V). A partir du signal de la quantité de lumière, le réflexe pupillaire à la lumière (RPL, *pupillary light reflex*) contrôle l'intensité de la lumière atteignant la rétine grâce à la constriction pupillaire : la surface pupillaire diminue avec l'augmentation de l'éclairement énergétique au niveau de l'œil. Un élément fondamental du RPL est sa réponse tonique en lumière forte : la constriction est constante sous un éclairage continu (après une réponse de transition appelée réponse phasique, Figure 13). Les données expérimentales indiquent que les cônes, les bâtonnets et la mélanopsine participent au RPL [Lucas et al. 2014]. Un changement abrupt dans l'éclairage provoque une rapide constriction pupillaire (réponse phasique) pilotée en plus grande partie par les cônes et/ou les bâtonnets. L'amplitude de cette réponse initiale et la contribution relative des photorécepteurs dépendent de l'éclairement énergétique et du spectre du stimulus. Après cette constriction pupillaire phasique, la pupille se détend progressivement à un état plus dilaté et, si le seuil d'activation de la mélanopsine est dépassé, son diamètre atteint une valeur qui reste stable pendant la stimulation lumineuse (réponse tonique). La contribution de la mélanopsine augmente pendant cette réponse et, pour un éclairage d'une durée supérieur à trois minutes, la réponse est pilotée majoritairement par la mélanopsine. Lorsque l'éclairage cesse, si l'éclairement rétinien précédent a dépassé le seuil d'activation de la mélanopsine, la constriction persiste quelques secondes puis se termine par une réponse pupillaire post-éclairement. Cette réponse est considérée comme

majoritairement dépendante de la mélanopsine. Ainsi, la contribution relative de chaque photorécepteur varie en fonction de l'intensité du stimulus, de son contenu spectral et change en fonction de la durée [Lucas et al. 2014]. Précisons que nous nous intéresserons particulièrement à l'évolution du diamètre pupillaire en situation d'éblouissement procuré par deux stimuli de spectres différents (chapitre V).

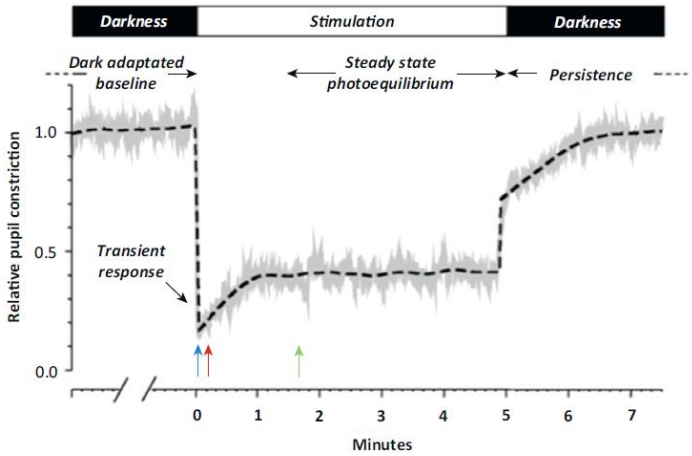


Figure 13 - Illustration du réflexe pupillaire à la lumière : suite à une stimulation lumineuse, réponse phasique de transition (transient response) puis tonique (steady state)

En conclusion, les CGRips ont été découvertes récemment et leurs rôles et leurs caractéristiques ne sont pas encore connus de façon satisfaisante. D'où l'intérêt que nous porterons dans nos travaux à caractériser leur implication dans le processus de perception de l'éblouissement d'inconfort.

I.2 Lumière et éclairage

I.2.1 Photométrie et colorimétrie : calcul de la perception de quantité de lumière ou de couleur à partir d'une grandeur énergétique

La lumière est un rayonnement électromagnétique mesuré par la radiométrie. Dans le but de caractériser la lumière perçue par un être humain (quantité lumineuse et couleur), des fonctions photométriques et des systèmes colorimétriques ont été développés tout au long des XX^{ème} et XXI^{ème} siècles.

En 1924, la CIE a officialisé la fonction d'efficacité lumineuse relative spectrale en vision photopique $V(\lambda)$ [CIE 1926; Sharpe et al. 2005] (Figure 14) d'après les recommandations faites par Gibson et Tyndall en 1923 [Gibson and Tyndall 1923]. Il s'agit d'une fonction de visibilité relative, qui permet d'évaluer le flux lumineux, en lumen, à partir du flux énergétique d'un stimulus, en Watt [CIE-eilv 2017]. Les contributions à chaque longueur d'onde sont ajoutées après avoir été pondérées, puis multipliées par le coefficient K_{cd} = 683 lm/W (K_m auparavant) pour obtenir la grandeur photométrique correspondante. Cette fonction renseigne sur la sensibilité photopique du système visuel en son centre pour un angle (total) d'observation de 2°, correspondant donc à la fovéa (taille des stimuli utilisés lors des expérimentations). Le maximum de cette fonction se situe à 555 nm. Au fil du temps, de nouvelles fonctions d'efficacités lumineuses relatives spectrales ont été déterminées pour complémenter $V(\lambda)$: $V_M(\lambda)$ (pour mieux prendre en compte les courtes longueurs d'ondes [Vos 1978]), $V_{10}(\lambda)$ (pour des stimuli d'angle de 10°, Figure 14 [CIE 1964]).

De même pour le domaine scotopique (contribution exclusive des bâtonnets), la fonction V'(λ) a été élaborée en 1951 (Figure 14) [ISO 2005]. Elle a été ensuite reprise comme spectre d'action rhodopique $s_{rh}(\lambda)$. Le calcul d'une quantité photométrique à partir d'une quantité radiométrique est identique à celui dans le domaine photopique, en prenant K = 1700 lm/W. La fonction V'(λ) a la même forme que la fonction V(λ) mais est décalée vers les courtes longueurs d'onde (maximum à 507 nm) : ce phénomène s'appelle l'effet Purkinje [CIE-eilv 2017].

La fonction de sensibilité mésopique est, elle, plus complexe à évaluer à cause des changements visuels associés au passage du système scotopique au système photopique, deux systèmes réceptionnant et analysant les stimuli lumineux différemment (passage des bâtonnets aux cônes, mais aussi changement des voies neuronales réceptrices de leurs signaux). Stockman et Sharpe ont détaillé les caractéristiques et causes de cette complexité [Stockman and Sharpe 2006]. La CIE a officialisé un ensemble de fonctions d'efficacités lumineuses relatives spectrales mésopiques, obtenues en pondérant les fonctions scotopiques et photopiques pour prendre en compte leur importance relative en fonction de la proximité au domaine photopique ou au domaine scotopique [CIE-191 2010].

Comme expliqué dans la partie précédente, l'information de la couleur est induite par les trois types de cônes présents au niveau de la rétine. Un système colorimétrique la résumant doit donc se baser sur trois dimensions. A partir des expérimentations d'égalisations visuelles de stimuli colorés effectuées par Guild et Wright [Guild 1932], la CIE a officialisé le premier système de référence colorimétrique en 1931 : les composantes trichromatiques R (Red), G (Green) et B (Blue) s'obtiennent en pondérant la distribution spectrale d'un stimulus par les fonctions colorimétriques $\bar{r}(\lambda)$, $\bar{g}(\lambda)$, $\bar{b}(\lambda)$ et en intégrant sur la gamme du visible 360-830 nm [CIE-15 2018]. Les expérimentations d'égalisations de stimuli colorés ont été réalisées pour des stimuli d'angles compris entre 1° et 4° localisés au centre du champ visuel, correspondant à la vision au niveau de la fovéa et donc dépourvue de bâtonnets et de cônes S, comme expliqué dans la partie précédente. A partir de ce système RGB un nouveau système colorimétrique fut défini sur le même principe, avec de nouvelles fonctions colorimétriques $\bar{x}(\lambda)$, $\bar{y}(\lambda)$, $\bar{z}(\lambda)$, permettant de calculer les composantes trichromatiques X, Y et Z. L'intérêt de ce nouveau système est que les trois fonctions colorimétriques sont positives et que la courbe $\bar{y}(\lambda)$ correspond à la courbe d'efficacité V(λ). Ainsi, la grandeur Y correspond à la luminance ou à l'éclairement lorsqu'elle est calculée, respectivement, à partir d'une radiance spectrale ou d'un éclairement énergétique spectral. L'observateur colorimétrique ainsi défini est appelé observateur colorimétrique de référence 1931 ou observateur colorimétrique de référence 2°. A partir de ce système de référence colorimétrique ont été élaborés l'espace chromatique xyY (coordonnées trichromatiques x, y et luminance/éclairement Y ; les coordonnées trichromatiques sont calculées à partir des composantes trichromatiques X, Y et Z) et le diagramme de chromaticité xy de la CIE [CIE-15 2018].

Le système colorimétrique officialisé en 1964 [CIE 1964] est adapté aux stimuli ayant un angle de vue supérieur à 4° (basé sur les expérimentations de Stiles et Burch [Stiles and Burch 1959], utilisant des stimuli plus larges). Sur le même principe que pour l'observateur de référence colorimétrique CIE 1931, les fonctions colorimétriques $\overline{x_{10}}(\lambda)$, $\overline{y_{10}}(\lambda)$, $\overline{z_{10}}(\lambda)$ permettent de calculer les composantes trichromatiques X_{10}, Y_{10} et Z_{10}.

Récemment, un nouveau système colorimétrique a été préconisé par la CIE [CIE-170-1 2006; CIE-170-2 2015]. Basées sur les expérimentations de Stiles et Burch [Stiles and Burch 1959] et les fonctions colorimétriques 10°, ainsi que sur les idées proposées par Stockman et Sharpe [Stockman and Sharpe 2000], des fonctions de sensibilité spectrale des cônes sensibles aux grandes (L), aux moyennes (M) et aux courtes (S) longueurs d'onde, mesurées dans le plan de la cornée pour un champ visuel de 10°, ont été déterminées. A partir de fonctions de sensibilités des cônes, dérivées pour des stimuli de 10°, des

fonctions de sensibilité ont été déterminées pour tout angle visuel entre 1° et 10° en tenant compte d'éléments structurels de l'œil (spectres d'absorption des milieux oculaires, du pigment maculaire, et densité optique des pigments visuels des cônes, *etc.*) [CIE-170-1 2006]. A partir de ces fonctions de sensibilité, la CIE a déterminé en 2015 [CIE-170-2 2015] des fonctions d'efficacité lumineuse relative spectrale basées sur les fondamentales de cônes pour des observateurs photométrique 2° $V_F(\lambda)$ et 10° $V_{F,10}(\lambda)$ (Figure 14). De plus, afin de permettre des comparaisons avec les procédures traditionnelles de la CIE, les fondamentales de cônes ont été transformées en fonctions colorimétriques fondamentales permettant de calculer des composantes trichromatiques fondamentales X_F, Y_F, Z_F, des coordonnées trichromatiques fondamentales x_F, y_F, z_F et de représenter des diagrammes fondamentaux de chromaticité [Vienot 2016]. Précisons que les sensibilités L, M et S correspondant à l'observateur fondamental 10° sont les sensibilités choisies comme spectres d'action S-cone-opique $s_{sc}(\lambda)$, M-cone-opique $s_{mc}(\lambda)$, L-cone-opique $s_{lc}(\lambda)$ pour les études portant sur les effets non-formateurs d'image liés aux CGRips (voir partie I.1.2).

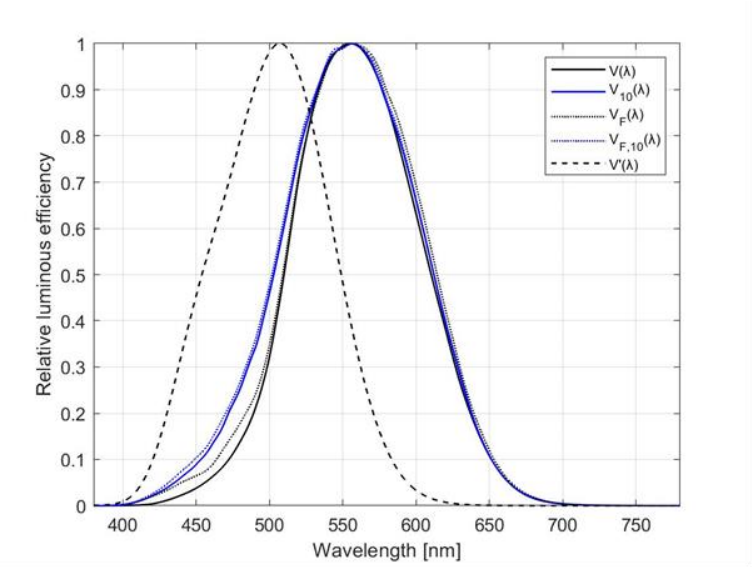


Figure 14 - Fonctions d'efficacité lumineuse relative spectrale photopiques ($V(\lambda)$, $V_{10}(\lambda)$, $V_F(\lambda)$ et $V_{F,10}(\lambda)$) et scotopique ($V'(\lambda)$)

La Figure 15 récapitule les systèmes colorimétriques évoqués dans cette partie. L'ensemble des fonctions colorimétriques et des sensibilités fondamentales est disponible en téléchargement sur le site du *Color and Vision Research Laboratory* (www.cvrl.org).

D'autres systèmes colorimétriques plus uniformes existent pour caractériser ou modéliser la couleur (CIELAB, CIELUV, CIECAM02) [CIE-15 2018] et d'autres sont toujours en cours de développement (travaux du comité technique joint JTC 10 de la CIE[4]).

Dans notre travail nous utiliserons les observateurs 2° 1931 et 10° 2015 (fondamental) de la CIE. Ainsi, nous mentionnerons les coordonnées trichromatiques basées respectivement sur les fonctions colorimétriques $\bar{x}(\lambda)$, $\bar{y}(\lambda)$, $\bar{z}(\lambda)$ ou sur les fonctions colorimétriques fondamentales $\overline{x_{F,10}}(\lambda)$, $\overline{y_{F,10}}(\lambda)$, $\overline{z_{F,10}}(\lambda)$ et nous calculerons les valeurs de luminance et d'éclairement avec les fonctions d'efficacité lumineuse relative spectrale d'observateur 2° 1931 ou 10° 2015 (fondamentale).

[4] JTC 10 (D8/D1) : *A new colour appearance model for colour management systems: CIECAM16*

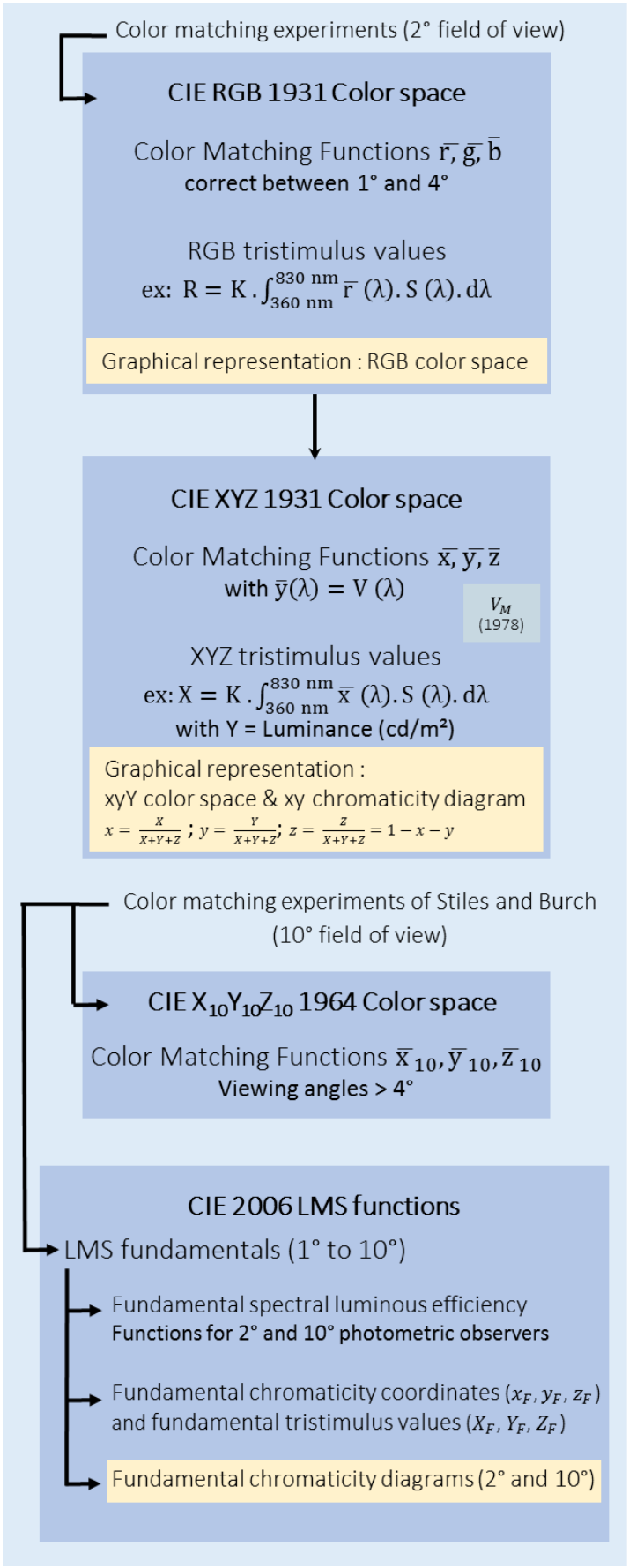


Figure 15 - Schéma récapitulatif des systèmes colorimétriques de la CIE

I.2.2 Eclairage intérieur

Notre travail s'intéresse à l'éclairage artificiel en intérieur. Nous n'aborderons pas l'éclairage urbain en environnement nocturne extérieur ni la lumière naturelle en provenance des fenêtres. Les cartes de luminance présentées à la Figure 16 renseignent sur les ordres de grandeur des luminances rencontrées dans ce type d'environnement (luminances au sol variant de 5 à 80 cd/m² environ, luminances de paroi de 10 à 100 cd/m², luminances d'environnement central de travail de 60 à 250 cd/m², luminances de sources aux alentours de 25000 cd/m²).

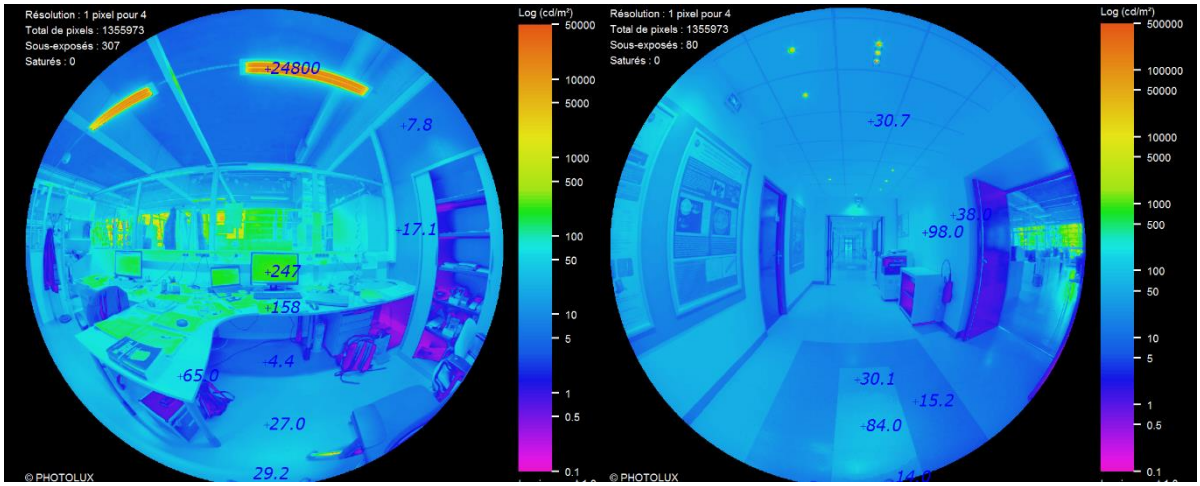


Figure 16 - Cartes de luminances d'environnements intérieurs éclairés artificiellement (bureau et couloir)

I.2.2.1 Technologie de sources

Différentes technologies de sources lumineuses ont été développées pour permettre de s'éclairer lorsque la lumière naturelle n'est pas disponible ou accessible : lampe à incandescence ou halogène, lampes à décharge, tubes fluorescents et lampes fluo-compactes, *etc.* Chaque type de source est différent par sa technologie et donc par les caractéristiques du rayonnement lumineux produit : efficacité lumineuse (quantité de lumière par quantité énergétique), couleur émise, durée de vie, *etc.* Au début des années 2000, un nouveau type de source a émergé et est progressivement devenu la source principalement installée, la diode électroluminescente (*light-emitting diode*, LED). L'explication de l'engouement pour ce nouveau type de source s'explique notamment par son efficacité lumineuse élevée (de l'ordre de 100 lm/W pour le marché résidentiel en 2018 [IEA 2019] et un optimum estimé à 390 lm/W [Dai et al. 2016]) entraînant des dépenses énergétiques moindres, sa longue durée de vie (50 000 heures proclamées par les fabricants) diminuant la fréquence de remplacement, sa petite taille permettant de s'insérer dans tout type de luminaire et la possibilité de gradation beaucoup plus simple avec les LEDs qu'avec les lampes à décharge. Cependant, une LED est un composant électronique qui émet un rayonnement monochromatique (centré aux alentours d'une longueur d'onde précise en fonction des semi-conducteurs utilisés). Afin de produire une lumière blanche, deux solutions sont possibles : l'ajout de luminophores (*phosphors*) ou le mélange de plusieurs LEDs monochromatiques. Suivant les semi-conducteurs utilisés, les luminophores, ou en fonction des mélanges effectués, différents types de distributions spectrales (représentation de la quantité de rayonnement émise longueur d'onde par longueur d'onde) peuvent être obtenues. Lors de leur étude pour déterminer les nouveaux illuminants à LED, Jost *et al.* [Jost et al. 2017] ont montré qu'il existe actuellement quatre types de LEDs blanches présentes sur le marché, chacune produisant une forme spécifique :

- Des LEDs bleues à luminophores jaunes qui représentent 95% du marché (LED-B). La radiation bleue produite par la LED excite le luminophore qui engendre une émission jaune : la superposition de ces deux rayonnements produit une lumière perçue blanche. La CIE recommande cinq illuminants représentatifs de cette technologie pour différentes températures de couleur proximales [CIE-15 2018]. La Figure 17 représente en particulier la distribution spectrale de l'illuminant LED-B3 qui pourrait devenir le spectre de référence pour la photométrie [Kokka et al. 2018].
- Des LEDs hybrides qui se composent d'un mélange d'une LED bleue à luminophore jaune et d'une LED rouge (LED-BH1). Elles représentent 4% du marché.
- Des LEDs violettes à luminophores verts et rouges qui produisent un spectre plus complet avec un meilleur indice de rendu des couleurs (LED-V1).
- Et des mélanges utilisant plusieurs LEDs monochromatiques émettant dans les grandes, moyennes et courtes longueurs d'ondes (par exemple rouge, verte et bleue – LED-RGB1).

Outre les distributions spectrales relatives des LEDs, la Figure 17 représente le spectre de l'illuminant (FL2) représentatif d'un éclairage fluorescent et de l'illuminant A typique d'une source à filament (tungstène-halogène). De par leur différence de technologie, les sources de lumière présentent des « formes » de distribution spectrale variées.

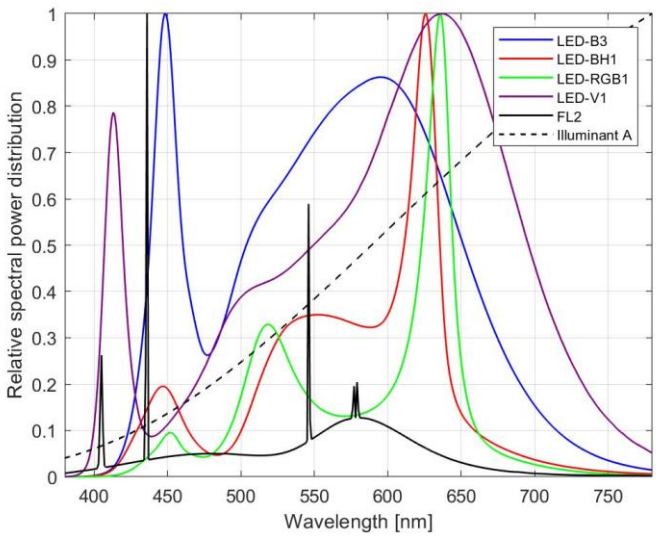


Figure 17 - Exemples de distributions spectrales pour différents types de sources lumineuses (LED, fluorescence, filament)

I.2.2.2 Confort visuel

Le confort visuel (*visual comfort*) ressenti par les occupants est une notion essentielle en qualité d'éclairage intérieur de bâtiments. Il s'agit d'un ressenti très complexe : ses causes et facteurs explicatifs sont multiples et difficiles à analyser et modéliser.

Parmi les paramètres quantifiables influençant le confort visuel, citons les quatre paramètres repris dans la norme ISO 8995 d'éclairage des lieux de travail intérieurs [ISO 2002; AFNOR 2011] :

- l'éclairement (quantité de lumière reçue par unité de surface),
- l'uniformité (éclairement minimal par rapport à l'éclairement moyen),
- l'indice de rendu des couleurs (IRC),

- l'*Unified Glare Rating* (UGR, indice quantifiant l'éblouissement d'inconfort dû aux sources présentes dans la pièce considérée, la définition de cet indice sera explicitée dans la suite de ce chapitre tout comme la notion d'éblouissement d'inconfort).

Nous pouvons aussi citer d'autres paramètres tels que la répartition des luminances dans le champ de vision [AFNOR 2011] ou des luminances maximales à ne pas dépasser [AFNOR 2013]. D'autres facteurs qualitatifs d'ergonomie et de ressenti sont plus difficiles à quantifier et modéliser, comme par exemple la vue sur un environnement extérieur, ou la position de l'occupant vis-à-vis de son poste de travail [AFNOR 2013]. En fonction de leur distribution spectrale, des sources peuvent émettre des blancs perçus comme chauds (nuance de blanc jaune) ou froids (nuance de blanc bleue). Or le confort visuel est aussi lié à l'ambiance chaleureuse ou froide produite par l'éclairage. La température de couleur proximale (T_{cp}) est un indicateur qui renseigne sur cette notion : il s'agit de la « température du radiateur de Planck dont la couleur perçue ressemble le plus, dans des conditions d'observation spécifiées, à celle d'un stimulus donné de même luminosité » [CIE-eilv 2017]. C'est uniquement lorsqu'il y a une correspondance exacte entre le spectre considéré et celui du radiateur de Planck que l'on parle de température de couleur. Par abus de langage, la température de couleur proximale est souvent appelée température de couleur.

L'absence d'éblouissement d'inconfort est le paramètre de confort visuel sur lequel nous nous focaliserons par la suite. Le confort visuel est particulièrement lié à l'absence d'éblouissement [Coutelier 2006]. Il est intéressant d'étudier ce paramètre simultanément au développement des luminaires LED, qui proposent un nouveau type de distribution spectrale et de nouvelles répartitions spatiales des luminances (pics de luminance élevés dans les luminaires en cas de diffuseur peu diffusant).

I.3 Eblouissement d'inconfort

I.3.1 Définition et historique[5]

Nous nous intéressons dans cette partie à l'historique de l'étude de l'éblouissement d'inconfort. Nous y verrons notamment pourquoi le phénomène de l'éblouissement est actuellement divisé en deux notions dans la communauté de recherche en éclairage : l'éblouissement d'inconfort et l'éblouissement d'incapacité.

Les premières études référencées qui se sont intéressées au phénomène de l'éblouissement provoqué par des sources lumineuses datent du début du XXème siècle : des études de Parsons, Uhtoff, Depene, ou Brorschke sont présentes dans la littérature [Poulton 1991; Perry 1991]. Selon Vos [Vos 2003], le mot *« glare »* (éblouissement) est apparu dans la littérature scientifique pour la première fois en 1910, employé par Parsons. Weber a notamment explicité trois facteurs comme influençant majoritairement l'éblouissement : la luminance de la source, la luminance de fond et la position de la source. Mais c'est dans les années 20 que l'étude de ce phénomène perceptif a véritablement pris de l'importance avec

[5] Cette partie s'appuie principalement sur les trois articles de Perry, Poulton et Fischer extraits des *Proceedings* du *First International Symposium on Glare* de 1991 [Perry 1991; Poulton 1991; Fischer 1991]

les travaux de deux chercheurs : Stiles en Angleterre [Stiles 1929] et Holladay aux Etats-Unis [Holladay 1926]. Notamment, un élément du travail publié par Stiles aura un impact majeur sur la recherche sur l'éblouissement, à savoir la séparation du phénomène d'éblouissement en deux catégories : le premier empêchant la vision des objets, appelé éblouissement d'incapacité, parfois traduit par éblouissement perturbateur en français (*disability glare*, appelé éblouissement « physiologique » en allemand) ; le deuxième entraînant une gêne mais sans empêcher la vision des objets (donc indépendamment d'une baisse de performance visuelle), appelé éblouissement d'inconfort (*discomfort glare*, éblouissement « psychologique » en allemand). Cette distinction a grandement influencé les études postérieures sur l'éblouissement, celles-ci se classant dans une catégorie ou dans l'autre. Ces deux termes sont toujours utilisés de nos jours : la CIE définit l'éblouissement d'incapacité comme l'éblouissement troublant la vision des objets sans provoquer nécessairement une sensation inconfortable, et l'éblouissement d'inconfort comme l'éblouissement produisant une sensation inconfortable sans nécessairement troubler la vision des objets [CIE-eilv 2017].

Avec l'introduction des lampes à fluorescence dans les années 50, la recherche sur le sujet de l'éblouissement s'est développée (les lampes fluorescentes utilisées à nu étant rapidement ressenties comme éblouissantes). Hopkinson et Petherbridge poursuivirent le travail de Stiles (Angleterre), pendant que Guth et Luckiesh poursuivirent le travail de Holladay (Etats-Unis). Dans la même période, de Boer et Vermeulen étudiaient l'éblouissement aux Pays-Bas. Les études d'Hopkinson, Guth et de Boer se basèrent sur des évaluations subjectives de degrés d'inconfort causés par des sources seules. En particulier, deux systèmes de qualification d'éblouissement d'inconfort ont été élaborés à cette période. Ces systèmes influenceront considérablement les expérimentations ultérieures sur l'éblouissement d'inconfort (ils furent réutilisés en l'état ou modifiés) :

- le concept du BCD (*Borderline between Comfort and Discomfort*) établi par Luckiesh et Guth ; sensation à la limite entre le confort et l'inconfort recherchée par le participant par ajustement de la luminosité de la source éblouissante [Luckiesh and Guth 1949];
- les quatre niveaux d'éblouissement d'inconfort d'Hopkinson (*just perceptible, just acceptable, just uncomfortable, just intolerable*) ; différents degrés d'éblouissement d'inconfort définis, que le participant doit rechercher par ajustement de la luminosité de fond du champ visuel [MacGowan 2010]

Les conclusions de ces études (entre 1948 et 1950) étaient que le degré d'inconfort pouvait être relié aux quatre paramètres suivants :

- luminance de source L_s
- luminance de fond L_f
- angle solide de source ω
- indice de position de source p

La formule développée pour qualifier l'éblouissement d'inconfort était la suivante :

$$G = \frac{{L_S}^m \times \omega^n}{L_f \times p^m} \quad (1)$$

Les valeurs des exposants *m* et *n* associés aux facteurs variaient entre les études (voir [Fischer 1991] pour le détail des exposants). Ces études se différenciaient aussi par leur protocole expérimental (par exemple stimuli d'expositions intermittentes de 1 seconde pour les expérimentations de Guth, exposition continue pour les autres). De plus, ces groupes de recherche ne s'accordaient pas sur la façon de sommer les contributions d'éblouissement causées par plusieurs sources simultanées.

Cela aboutit aux deux principaux systèmes d'évaluation de l'éblouissement : le *British Glare Index* (BGI) en Angleterre (1961) et le *Visual Comfort Probability* (VCP) aux Etats-Unis (1971). D'autres formules

étaient aussi proposées (par de Boer aux Pays-Bas ou Söllner et Fischer en Allemagne notamment). Malgré la formation du comité E-3.1.1.2 de la CIE *« Estimation of Comfort in Lighting »* en 1951, les groupes de chercheurs n'arrivèrent pas à un compromis, trop attachés à leur propre formule. Perry mentionne que cette tentative de consensus se heurtait à des intérêts nationaux forts. De Boer et Söllner tentèrent de trouver expérimentalement un autre système d'évaluation empirique de l'éblouissement en recueillant les jugements de participants face à des scènes réduites (maquettes) et des scènes réelles (1966). Elles aboutirent à la construction d'une méthode basée sur quatre facteurs : luminance du luminaire, longueur et hauteur de la salle, niveau d'adaptation, et type du luminaire. Fischer (1972) approxima ensuite ce système pour aboutir à un système graphique, plus simple, appelé *Limiting Luminance Curve System*. Ce système tient compte de l'activité mise en jeu (catégorisée en classes) et indique une luminance maximale pour le luminaire. Ce système est aussi plus simple à utiliser que le VCP et le BGI, au détriment de la précision des paramètres considérés. Les trois systèmes VCP, BGI, et *Luminance Curve System* étaient alors les trois méthodes majoritairement utilisées, aboutissant à des conclusions raisonnablement semblables et permettant d'éviter l'éblouissement d'inconfort lors du dimensionnement d'installations d'éclairage. Fischer propose un tableau de correspondance entre les valeurs de ces systèmes [Fischer 1991]. Cependant, beaucoup d'autres indices étaient utilisés dans d'autres pays, indices dérivés des méthodes américaine, britannique et allemande pour la plupart (par exemple le *Discomfort Glare Index* en Afrique du Sud ou le *Glare Limiting Methods* en URSS [CIE-55 1983]).

Dans les années 70, un comité technique de la CIE (TC 3-4) fut constitué pour fixer un indice international de l'éblouissement. Il officialisa un indice, proposé par Einhorn, dans le cahier technique CIE 55 : le CGI (*CIE Glare Index*) [CIE-55 1983]. Ce modèle était aussi inclus, avec le *Limiting Luminance Curve System* de Söllner, dans le cahier 29.2 *Guide on interior lighting* de la CIE [CIE-29.2 1986]. Cependant, cette formule ne convainquit pas et le *Luminance Curve System* commença à devenir obsolète car dimensionné pour des luminaires des années 60. De plus, ces deux systèmes n'avaient pas été élaborés pour être compatibles. Un nouveau comité technique fut alors mis en place en 1987 (TC 3-13). Il fut décidé qu'un consensus devait être trouvé entre la formule d'Hopkinson et celle d'Einhorn et qu'en plus d'avoir une formule précise, un système de courbes de luminance limitante plus simple d'utilisation devrait aussi être produit (pour avoir deux systèmes compatibles). Ce comité technique officialisa un nouveau modèle en 1995 (cahier 117 [CIE-117 1995]): l'*Unified Glare Rating* (UGR), d'après une formule proposée par Sørensen. Ainsi, le terme *Unified* est très important dans la dénomination de l'UGR, il porte une vraie signification : il existait à cette époque une dizaine de modèles et il était difficile pour certains chercheurs de renoncer à leur formule au profit d'une autre. Cela a donc été un véritable enjeu de produire un indice accepté par tous, et utilisé par les différents acteurs de l'éclairage. Cette formule a été présentée comme composée des meilleures parties des formules principales, et comme un compromis apportant praticabilité et familiarité avec les résultats de prédiction d'éblouissement. Ses constantes ont été décidées pour obtenir un modèle dont les valeurs seraient le plus possible en accord avec celles du modèle d'Hopkinson (moins d'une unité de différence sur l' « échelle d'Hopkinson »[6]). Il n'y a donc pas eu d'expérimentation pour valider cet indice. Sur la base de cette formule d'UGR, un « système UGR » a été défini, ajoutant à cet indice des courbes et des tableaux. En effet, toujours dans un contexte international, cela permit d'avoir :

- des tableaux individuels d'UGR, similaires (dans la forme) aux tableaux d'indices non corrigés du BGI ;

[6] Suite aux expérimentations d'Hopkinson et de la définition du modèle BGI, une échelle de sensation d'inconfort fut construite, reprenant les quatre niveaux d'éblouissement d'inconfort positionnés par un panel d'experts à des niveaux précis de BGI.

- des tableaux standards, similaires à ceux utilisés dans les pays scandinaves ;
- des courbes UGR correspondant au *Luminance Curve System* (appelées *Glare Limiting curves*) ; cependant Fischer précise que ce système de courbe ne doit pas être utilisé pour des évaluations précises.

Le fait que différents pays ne caractérisaient pas l'éblouissement de la même façon a donc eu une grande influence sur la réponse du comité technique au problème d'éblouissement d'inconfort. L'historique de l'étude d'un phénomène peut en effet expliquer certaines décisions scientifiques.

Un autre comité technique, TC 1-25 (« *The Fundamentals of Discomfort Glare* »), a été initié en 1987 par la CIE (simultanément au TC 3-13, lors de la 21ème conférence de la CIE à Venise) pour étudier les mécanismes physiologiques de l'éblouissement : le comité technique TC 3-13 avait comme objectif de proposer une formule phénoménologique pour qualifier l'éblouissement d'inconfort pendant que le TC1-25 explicitait les mécanismes de cet inconfort. Malheureusement, à cause d'un manque de compréhension de la nature de l'éblouissement, ce TC n'a pas abouti et a été dissous. Néanmoins, l'importance de l'investigation des causes fondamentales de la perception de l'éblouissement d'inconfort a été grandement soulignée par les chercheurs travaillant sur le TC 3-13.

Cela illustre le fait que les investigations sur l'éblouissement d'inconfort peuvent appartenir à deux catégories [Fischer 1991] :

- L'étude des mécanismes fondamentaux qui permettent d'expliquer l'expérience de l'éblouissement et son effet sur l'organisme. Cette problématique est toujours d'actualité car aucune réponse claire n'a été donnée (des éléments de bibliographie seront notamment présentés dans la partie I.3.3.2).
- L'étude de la relation empirique entre la sensation d'éblouissement et les caractéristiques de l'environnement lumineux (photométrie et géométrie).

Comme nous le détaillerons dans la partie suivante, les méthodes expérimentales se départagent elles aussi en méthodes axées sur la physiologie ou sur les relations entre les caractéristiques environnementales (stimuli) et la perception du participant (étude psychophysique).

Près de 70 ans après la distinction entre éblouissement d'inconfort et éblouissement d'incapacité, Vos [Vos 1999] questionna cette séparation en deux catégories : selon son analyse, elle avait été un moyen d'expliciter le phénomène d'éblouissement d'incapacité, réduisant l'éblouissement d'inconfort aux autres phénomènes d'éblouissement, ce qui avait entraîné une simplification trop rapide du problème. Ainsi, Vos proposa une catégorisation du phénomène d'éblouissement selon trois axes : temporel, spatial et de degré (intensité). Huit types d'éblouissement ont alors été définis : *dazzle, light adaptation, distracting glare, flash blindness,…* L'éblouissement causé par une petite source lumineuse de forte intensité devant un fond lumineux non éblouissant (par exemple un luminaire), et l'éblouissement causé par un fond uniforme de très forte intensité (ciel) n'appartenaient par exemple pas à la même catégorie. Le but de cette distinction était de départager précisément la nature du phénomène étudié, pour pouvoir mieux comparer les études entre elles : des études d'éblouissement d'inconfort peuvent ne pas porter sur la même configuration d'étude, et donc présenter des résultats différents sans se contredire. Par la suite, Vos simplifia sa conception de l'éblouissement pour la réduire à trois types d'éblouissement différents: l'éblouissement d'incapacité (celui défini par Stiles), l'éblouissement d'inconfort (effet distrayant de sources en périphérie dans le champ visuel, correspondant à l'exemple précédemment cité d'une petite source lumineuse devant un fond lumineux non éblouissant) et l'éblouissement *dazzling* (*dazzling glare*, décrit comme un champ visuel très lumineux irritant les yeux et donnant envie de mettre des lunettes de soleil, correspondant à l'autre exemple précédemment cité). Cette analyse rejoint celle de l'*Illuminating Engineering Society*

of North America (IESNA) qui détaille qu'il existe deux types d'éblouissement d'inconfort : le cas où les niveaux de luminosité globale sont trop élevés et celui où le contraste de luminosité est trop différent entre le champ visuel global et la source éblouissante [IESNA 2011]. Vos relie le *dazzling glare* à la photophobie [Vos 2003]. Malgré cette partition de l'éblouissement, Vos précise que l'éblouissement produit toujours de l'inconfort, qu'il soit *disability glare, discomfort glare* ou *dazzling glare*.

En 2012, Mainster et Turner résument les différents types d'éblouissement en synthétisant la littérature de différents domaines de recherche (optique, médical, éclairage,…) [Mainster and Turner 2012]. Ils ajoutent à ces trois catégories une quatrième catégorie d'éblouissement appelée éblouissement scotomatique (*scotomatic glare,* aussi appelé *photostress*) correspondant au cas où une source localisée cause de l'incapacité visuelle (*visual distability*) et des images rémanentes (*afterimages*) à cause du blanchiment (*bleaching*) des photopigments[7]. Mainster et Turner font la distinction entre l'éblouissement d'inconfort, une réponse normale à un éclairage anormal, et la photophobie, une réponse anormale à un éclairage normal (qui peut être exagérée par une exposition anormale à la lumière). Ainsi, avec ces distinctions, l'éblouissement d'inconfort défini par la CIE correspondrait à trois catégories d'éblouissement plus précises (inconfort, *dazzling* et scotomatique).

Précisons que contrairement à l'éblouissement d'inconfort (dont le phénomène sous-jacent n'est pas bien connu), l'éblouissement d'incapacité est précisément défini en tant que phénomène physiologique. Ce qui a été observé de façon expérimentale a été expliqué par un modèle physiologique : l'éblouissement d'incapacité est causé par de la lumière dispersée (*scattered light*) dans l'œil, qui projette une luminance de voile sur la rétine, réduisant le contraste de l'image et perturbant la vision. De plus, la perte de contraste est plus significative dans des ambiances sombres parce que les bâtonnets ont besoin de plus grandes différences de contraste pour détecter une cible que les cônes (environ 20% contre 1%) [Mainster and Turner 2012].

I.3.2 Mesure et évaluation expérimentales

I.3.2.1 Méthode psychophysique ou physiologique

Une fois un phénomène perceptif défini, deux approches permettent de l'étudier expérimentalement [Goldstein 2010] :

- L'approche psychophysique, dont le terme a été inventé par Gustav Fechner dans *Elements of Psychophysics* [Fechner et al. 1966], consiste en une utilisation de méthodes dans le but de mesurer la relation entre les stimuli et la perception (par exemple, demander à un observateur s'il perçoit une différence d'intensité entre deux stimuli).
- L'approche physiologique implique de mesurer la relation entre les stimuli et les processus physiologiques d'une part, et entre ces processus physiologiques et la perception d'autre part (le terme psychophysiologie est parfois employé [Stern et al. 2001]). Les processus

[7] Au niveau de la rétine, lors de l'absorption d'un photon par un photopigment, la structure de celui-ci se modifie par la dégénérescence de son opsine (rhodopsine pour bâtonnet par exemple), ce qui permet de déclencher la transduction (commencement du signal neuronal). Cependant, l'opsine doit être régénérée ensuite pour que le photopigment puisse de nouveau absorber un photon (c'est un cycle perpétuel). Avant la régénération, il ne peut y avoir de transduction, donc de nouveau signal visuel. Ainsi, lorsqu'une très forte lumière cause le blanchiment de la totalité des photopigments d'une zone de la rétine, celle-ci n'envoie plus d'information visuelle temporairement.

physiologiques sont mesurés sous forme de réponses électriques du système nerveux, en étudiant l'anatomie ou les processus chimiques, *etc.*

Chaque approche procure des informations sur différents aspects du processus de perception, il est donc intéressant de les utiliser conjointement.

En ce qui concerne l'éblouissement d'inconfort, la plupart des expérimentations se sont basées sur l'approche psychophysique. Par exemple, en ayant recours à :

- l'ajustement (le participant ajuste un paramètre de la scène visuelle, par exemple l'intensité de la source éblouissante, pour atteindre le seuil de perception demandé) ;
- la notation sur une échelle (le participant décrit l'éblouissement ressenti en le notant sur une échelle donnée) ;
- la discrimination (deux scènes visuelles sont comparées, le participant indique la scène perçue comme plus éblouissante) ;
- l'égalisation (le participant doit ajuster un paramètre d'une scène visuelle pour égaliser l'éblouissement ressenti à celui d'une scène visuelle de référence).

Le chapitre IV se focalisera sur les méthodes psychophysiques et présentera en détail la bibliographie sur celles utilisées pour caractériser l'éblouissement d'inconfort.

Quelques études sur l'éblouissement d'inconfort ont eu recours à des méthodes physiologiques, impliquant des outils de mesures physiologiques, par exemple :

- des mesures oculaires (diamètre pupillaire, suivi de regard) ;
- des mesures musculaires (muscles proches de l'œil) ;
- des mesures de l'activité cérébrale.

Le chapitre V se focalisera sur les méthodes physiologiques. Elles seront détaillées au début de ce chapitre.

I.3.2.2 Conditions expérimentales

Les conditions des expérimentations sur l'éblouissement d'inconfort sont très variées en fonction des études et des domaines de recherche. Les études sont essentiellement réalisées en laboratoire ou en environnement contrôlé (espace clos, extérieur de nuit), cependant certaines études de terrain mentionnent ce sujet (par exemple une étude comparant les tubes LED aux tubes fluorescents en situation de bureau [Ryckaert et al. 2012]). Quelques chercheurs se sont aussi intéressés à la construction de dispositifs plus ou moins portatifs (deuxième moitié du XX^{ème} siècle), dans le but d'évaluer l'inconfort d'un environnement de travail réel : ce type de dispositif permettait par exemple d'ajuster le niveau d'une source de référence au même niveau d'éblouissement que l'environnement de travail observé simultanément [Poulton 1991].

Selon les études (environnement contrôlé), les conditions expérimentales peuvent être abstraites (pénombre, fond uniforme ou sphère intégratrice) ou concrètes (mise en situation dans une salle à taille réelle ou en maquette), comme illustré dans la Figure 18 (exemples d'installations utilisées dans la littérature). De plus, les types de sources peuvent varier (LED, fluorescence, *etc.*), leurs dimensions aussi. Dans la majorité des études, les temps de présentation des stimuli lumineux sont très courts (quelques secondes), mais des études indiquent que des évaluations faites pendant des stimuli courts

sont représentatives de celles réalisées pour des stimuli plus longs (1h ou 2h) [Geerdinck 2012; Chen et al. 2015].

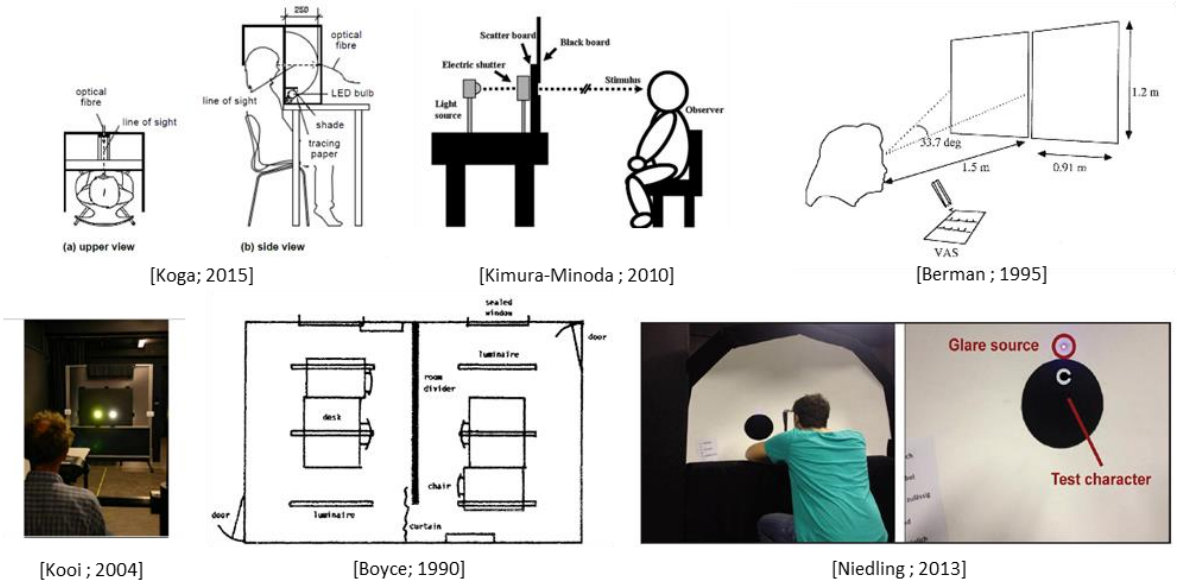


Figure 18 - Illustrations d'installations expérimentales d'étude de l'éblouissement d'inconfort

I.3.3 Paramètres, modèles et explications physiologiques

Les résultats et analyses obtenus par les expérimentations ont permis de mettre en évidence des paramètres influençant l'éblouissement d'inconfort provoqué par un stimulus lumineux (approche psychophysique). A partir de ces observations, des modèles d'éblouissement ont été construits. Certaines études ont également proposé des hypothèses d'explications physiologiques de l'éblouissement d'inconfort, mais il n'y a pour l'instant aucun consensus sur ces explications.

I.3.3.1 Paramètres de l'éblouissement d'inconfort

Nous listons dans cette partie les principaux paramètres de l'éblouissement d'inconfort. Après avoir présenté les paramètres « classiques » et l'UGR, le modèle prédominant d'éblouissement d'inconfort en éclairage intérieur artificiel, nous détaillerons trois paramètres dont l'étude a émergé plus récemment : la non-uniformité de la luminance de la source éblouissante, son contenu spectral, et sa position lorsqu'elle est située hors du champ visuel.

I.3.3.1.1 Les paramètres classiques considérés dans les modèles et l'UGR

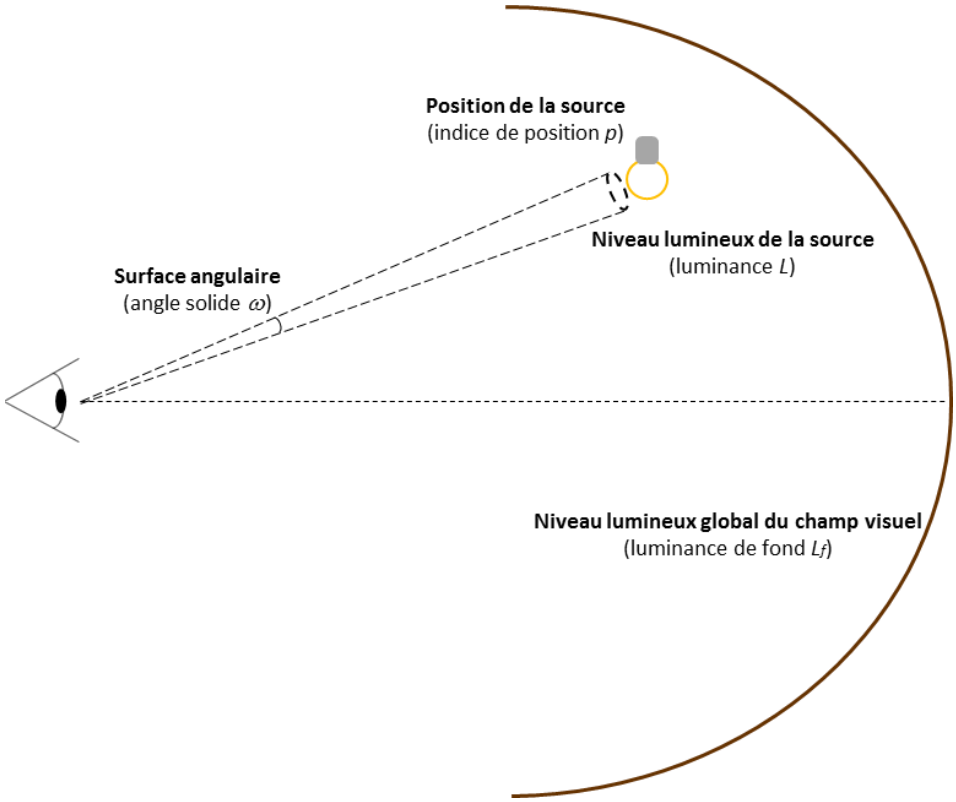


Figure 19 - Illustration des quatre paramètres principaux de l'éblouissement d'inconfort

Les quatre principaux facteurs influençant l'éblouissement d'inconfort sont (Figure 19) la luminance de la source éblouissante L_s (en cd/m²), la luminance de fond L_f (en cd/m²), la taille de la source via l'angle solide ω (en stéradian) et l'indice de position p [Luckiesh and Guth 1949]. Cependant, la CIE s'accorde sur le fait que pour une luminance de source inférieure à 500 cd/m², il n'y a pas d'éblouissement d'inconfort [CIE ; 2013].

En fonction des modèles, la luminance de fond (ou luminance d'adaptation) est calculée en considérant (ou pas) l'apport de luminance des sources éblouissantes. L'indice de position a été défini empiriquement par Guth de façon tabulaire (tableau disponible en annexe A) puis analytiquement via une formule établie par Levin [Levin 1975; Ashdown 2005] (formule disponible en annexe A). Notons que cet indice augmente avec l'excentricité de la source et la diminution de la gêne : il varie de 1 (source au centre du champ visuel) à 16 (source fortement excentrée). Par exemple, l'indice de position de sources situées en face d'un occupant à 10° ou 20° au-dessus du centre de son champ visuel ont pour valeur respectivement environ 1.4 et 2.2. Cet indice n'est défini que pour des sources situées dans le champ de vision supérieur : de nouveaux indices de position correspondant au champ de vision inférieur (sensibilité à l'éblouissement mesurée plus forte dans la partie basse que dans la partie haute du champ de vision [Iwata and Tokura 1997]), voire à l'ensemble du champ de vision [Kim et al. 2009; Kim and Kim 2010a; Kim and Kim 2010b] ont été modélisés mais non intégrés aux indices d'éblouissement officiels.

Comme expliqué au début de cette partie, l'influence de ces paramètres a été étudiée pour obtenir plusieurs modèles d'éblouissement d'inconfort en éclairage intérieur. La contribution de chaque

paramètre varie en fonction de ceux-ci. Les modèles sont en général adaptés à certains types de sources et à certaines tailles de sources. Clear liste de nombreux indices d'éblouissement d'inconfort et les compare dans un article publié en 2013 [Clear 2013]. Les principaux modèles utilisés actuellement pour la lumière artificielle sont l'UGR [CIE-117 1995] et le VCP [IESNA; 1984] [CIE-205 2013].

A titre d'exemple, nous présentons la formule de l'UGR, la méthode la plus utilisée pour caractériser l'éblouissement d'inconfort en Europe. Depuis 2001, les normes internationales et européennes d'éclairage intérieur des bâtiments y font référence (norme NF-EN-12464-1 [AFNOR 2011] ou norme ISO 8995-1 [ISO 2002]). L'annexe A détaille plus précisément l'UGR et présente les indices du VCP et du BGI.

$$UGR = 8\,log_{10}\left[\frac{0{,}25}{L_f}\sum_{i=0}^{n}\frac{{L_i}^2\omega_i}{{p_i}^2}\right] \qquad (2)$$

(avec n le nombre de sources lumineuses, L_f la luminance de fond [cd/m^2][8], L_i la luminance de la source i [cd/m^2], ω_i l'angle solide sous lequel est vu la source i [stéradian], p_i l'indice de position de Guth de la source i)

Cette formule est valable pour des sources lumineuses d'une certaine taille angulaire (de 0.0003 à 0.1 stéradian au niveau de l'œil de l'observateur) [CIE-117 1995]. Les constantes 8 et 0.25 ont été choisies pour obtenir des valeurs similaires à l'échelle du BGI (échelle d'Hopkinson) pour laquelle la plus petite différence perceptible équivaut à un changement d'une unité, et une variation de sensation aisément remarquable correspond à un pas de trois unités [Eble-Hankins and Waters 2005]. Ainsi, l'UGR permet d'obtenir une notation de l'éblouissement, de 10 (« imperceptible ») à 34 (« intolérable »). Les différences entre les valeurs de cette échelle représentent des différences perceptibles de façon égale. La valeur UGR = 19 qualifie l'éblouissement de « juste acceptable » et est souvent considérée comme une valeur limite entre le confort et l'inconfort [Cai and Chung 2013], cependant nous verrons par la suite que la fusion entre les notions de confort et d'acceptabilité est peu précise. Une formule d'UGR pour petites sources (aire effective < 0.005 m^2) a aussi été officialisée par la CIE en 2002 [CIE-146/147 2002]. Enfin, des valeurs tabulées d'UGR sont fournies par la CIE pour plusieurs configurations pré-définies [CIE-117 1995; CIE-190 2010]. Cette méthode tabulée est notamment utilisée par les fabricants de luminaires pour définir l'UGR de leurs produits.

Notre travail s'est limité à l'étude de l'éblouissement d'inconfort en éclairage artificiel intérieur, cependant des modèles variés de l'éblouissement ont été proposés par la recherche en éclairage, pour décrire l'éblouissement d'inconfort ou celui d'incapacité et pour d'autres domaines (éclairage naturel en intérieur, éclairage routier, *etc.*). Nous pouvons mentionner :

- le *General Glare Observer* de la CIE, caractérisant l'éblouissement d'incapacité en éclairage intérieur [Vos 2003; CIE-146/147 2002] ;
- le *Threshold Increment* (TI), caractérisant l'éblouissement d'incapacité en éclairage routier [CIE-140 2019];
- le *Daylight Glare Probability* (DGP), caractérisant l'éblouissement d'inconfort en provenance des fenêtres (lumière naturelle) [Wienold and Christoffersen 2006];

[8] La luminance de fond correspond à la luminance moyenne calculée sur l'ensemble du champ visuel (calcul notamment discuté par Kim et Koga qui indiquent qu'une luminance de fond calculée sur les environs de la source éblouissante serait plus représentative de l'influence du fond sur l'éblouissement d'inconfort [Kim and Koga 2004]).

- le *Glare Control Mark* (GM) [CIE-31 1976], et le *Cumulative Brightness Evaluation* (CBE) [IESNA 1980; Adrian 1991] caractérisant l'éblouissement d'inconfort en éclairage routier[9].

I.3.3.1.2 Paramètres étudiés dans la littérature non considérés dans les modèles

D'autres paramètres ayant potentiellement une influence sur l'éblouissement ont été mis en évidence dans les années 90. Parmi ceux-ci, les principaux sont l'uniformité de la source éblouissante, sa distribution spectrale et sa position en dehors du champ de vision.

La non-uniformité de luminance des sources éblouissantes

La plupart des modèles d'éblouissement d'inconfort ont été élaborés d'après des solutions d'éclairage de tubes fluorescents diffus, donc à répartition de luminance uniforme [CIE-205 2013]. Ces indices se basant sur un paramètre de luminance moyenne de source, ils ne peuvent pas tenir compte de l'influence potentiellement causée par la non-uniformité de celle-ci. Ce point commençait déjà à être questionné en 1991, comme une problématique à investiguer par la suite [Fischer 1991]. Or celle-ci est devenue cruciale avec le développement des sources à LED : la majorité des luminaires à LED ont des distributions de luminance uniformes, ne différant donc pas de celles des sources à fluorescence, mais d'autres luminaires peuvent présenter des répartitions de luminance non uniformes avec de forts contrastes (pour une LED seule ou une matrice de LEDs non suffisamment diffusées, Figure 20). Or pour une même luminance moyenne (et à taille identique), une source à répartition de luminance non uniforme procure un éblouissement plus important qu'une source à répartition de luminance uniforme [CIE-205 2013]. De nombreuses études se sont intéressées à cette problématique à partir des années 2000, ce qui a produit une littérature très riche sur ce sujet. Le comité technique joint JTC-7 de la CIE[10] a ensuite synthétisé cette littérature (43 publications scientifiques publiées entre 2012 et 2016 pour la plupart, synthèse disponible dans [Geerdinck et al. 2016]), puis comparé trois modèles de modification du calcul de l'UGR, pour en recommander l'un deux. Ainsi, une nouvelle méthode de calcul de l'éblouissement d'inconfort pour sources non-uniformes est détaillée dans le cahier technique CIE 232:2019 [CIE-232 2019]. Celle-ci se base sur des cartes de luminance provenant de vidéoluminancemètres et ne considère comme source éblouissante que les pixels dépassant une valeur seuil de luminance. La formule de l'UGR est ensuite adaptée pour calculer l'éblouissement d'inconfort à partir de la luminance de ces pixels. Notons que l'objectif de ce comité était de proposer une formule basée sur une modification de l'UGR : toute autre formule ou méthode de calcul proposée dans la littérature sans lien avec la formule de l'UGR n'a donc pas été prise en compte lors de la sélection de la méthode à recommander.

[9] Le TC 4-33 de la CIE (*Discomfort Glare in Road Lighting*) rédige actuellement une synthèse sur les modèles d'éblouissement d'inconfort pour l'éclairage des routes et des véhicules.
[10] JTC 7 (D1/D3) : *Discomfort Caused by Glare from Luminaires with a Non-Uniform Source Luminance*.

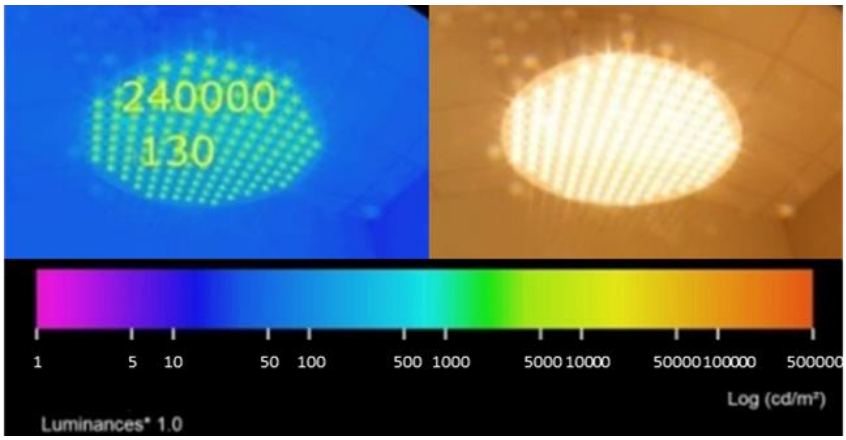


Figure 20 : Exemple de non-uniformité d'un luminaire LED (carte de luminance réalisée à l'aide du logiciel Photolux, à gauche, correspondant à la photo d'un luminaire LED, à droite)

Le contenu spectral des sources éblouissantes[11]

Comme expliqué dans la partie I.2.2.1, les sources lumineuses présentent des distributions spectrales variant en fonction de leur type. Or ce paramètre n'est jamais pris en compte dans les formulations de l'UGR, du VCP ou de tout autre indice de l'éblouissement [Coutelier 2006; Clear 2013].

L'influence de la distribution spectrale des sources éblouissantes a néanmoins été étudiée depuis une trentaine d'années, majoritairement (près de trois quarts des études recensées) dans les domaines de l'éclairage automobile et de l'éclairage extérieur de nuit [Flannagan et al. 1989; Sivak et al. 2005; Fekete et al. 2006; Várady et al. 2009; Bullough 2009; Fekete et al. 2010a; Fekete et al. 2010b; Kimura-Minoda and Ayama 2011; Niedling et al. 2013; Koga and Saita 2015; Ayama et al. 2015]. Elle a fait l'objet de quelques études en éclairage intérieur [Boyce and Cuttle 1990; Berman et al. 1996; Yang et al. 2016; Huang et al. 2017] et d'une étude sur les filtres de lunettes [Kooi and Alferdinck 2004]. Les conditions expérimentales testées étaient variées (source éblouissante ponctuelle devant un fond uniforme, simulation de conduite, salle réelle, *etc.*), tout comme les procédures (échelles de notation, ajustement, *etc.*) et le type de source lumineuse (tubes fluorescents, lampes filtrées, LEDs colorées). Pour la plupart des études (près des trois quarts), la taille des sources éblouissantes était petite (≤ 3.5°) sauf pour les études de Ayama *et al*. et Boyce *et al.* (véritables luminaires) [Boyce and Cuttle 1990; Ayama et al. 2015], celle de Berman et al. (24°x33°) [Berman et al. 1996] et celles de Yang et al. (10cmx10cm,à 1.65m) [Yang et al. 2016; Huang et al. 2017]. Les sources éblouissantes étaient positionnées proches du centre du champ visuel dans la plupart des études (de 0° à 10°) et les niveaux lumineux étaient scotopiques ou mésopiques, dans la pénombre ou à des niveaux de luminance très faibles (≤ 0.5 cd/m² ou ≤ 10 lux sur un plan de travail horizontalement). Seulement trois études ont considéré des niveaux lumineux de fond plus élevés (12 cd/m² pour Berman *et al.* [Berman et al. 1996], 60 lux au niveau de l'œil du participant pour Kooi et Alferdinck [Kooi and Alferdinck 2004], ou jusqu'à 600 lux sur le plan de travail pour Boyce *et al.*[Boyce and Cuttle 1990]).

Les résultats et conclusions de ces différentes études sont variés et parfois contradictoires.

[11] La synthèse bibliographique de cette partie a été reprise par la suite dans le rapport de la CIE 232:2019 [CIE-232 2019].

Tout d'abord, certaines ont conclu que la couleur des stimuli avait une influence sur l'éblouissement d'inconfort. Une LED bleue produit plus d'éblouissement que d'autres stimuli colorés testés [Kimura-Minoda and Ayama 2011] et davantage d'éblouissement qu'un stimulus blanc [Mochizuki et al. 2011; Yang et al. 2016]. Flannagan *et al.* [Flannagan et al. 1989] ont indiqué que l'inconfort est minimal pour les longueurs d'ondes situées vers le milieu du domaine visible de la lumière (577 nm) et augmente aux extrémités du domaine visible (480 nm and 650 nm). Koga et Saita [Koga and Saita 2015] ont conclu que filtrer une source blanche au xénon à 532 nm (± 13.3 nm) diminue l'éblouissement d'inconfort que cette source produit.

D'autres études ont, quant à elles, fourni des conclusions sur l'influence de la température de couleur proximale des stimuli blancs :

- La plupart (près des deux tiers) ont conclu qu'une augmentation de la température de couleur entraîne une augmentation de l'éblouissement d'inconfort perçu [Flannagan et al. 1989; Sivak et al. 2005; Huang et al. 2017] ou que des stimuli dont le contenu spectral dans les courtes longueurs d'ondes est plus important produisent plus d'éblouissement [Niedling et al. 2013], cet effet augmentant avec l'excentricité du stimulus (comparaison entre des excentricités de 5° et 10°) [Bullough 2009]. Flannagan *et al.* [Flannagan et al. 1989] ont indiqué que cette influence des courtes longueurs d'ondes est dépendante de l'âge et est plus forte sur les jeunes sujets (comparaison entre deux populations de moyennes d'âge de 23 et 68 ans), ce qui pourrait s'expliquer par la variation de transmission du cristallin. De même, Kooi et Alferdinck [Kooi and Alferdinck 2004] ont conclu qu'une augmentation de la stimulation des cônes S (pic à 448 nm) augmente l'inconfort, tandis qu'une augmentation de la stimulation des bâtonnets (pic à 507 nm) n'augmente pas l'inconfort ressenti.
- A l'inverse, Berman *et al.* [Berman et al. 1996] ont indiqué que l'absence de grandes longueurs d'ondes est associée à des niveaux d'éblouissement moins élevés.
- Deux autres études n'ont pas trouvé d'influence de la température de couleur sur l'éblouissement d'inconfort [Boyce and Cuttle 1990; Ayama et al. 2015].

Remarquons que les conclusions concernant les stimuli colorés ou les températures de couleur proximales semblent d'une façon générale cohérentes entre elles car une température de couleur élevée est habituellement liée à un contenu spectral plus important dans les courtes longueurs d'ondes.

Enfin, certaines études ont indiqué que la sensibilité spectrale de l'éblouissement d'inconfort diffère de la fonction d'efficacité lumineuse spectrale V(λ) et ont étudié cette sensibilité spectrale ou la contribution des différents photorécepteurs de l'œil dans sa perception. Niedling *et al.* [Niedling et al. 2013] et Sivak *et al.* [Sivak et al. 2005] ont relevé une forte corrélation entre l'excitation des cônes S et les notations d'éblouissement d'inconfort. Selon Koga et Saita [Koga and Saita 2015], l'éblouissement d'inconfort implique une importante contribution des cônes M. D'autres études ont proposé des modèles de la sensibilité spectrale de l'éblouissement d'inconfort basés sur la combinaison du V(λ), des sensibilités spectrales des bâtonnets (fonction d'efficacité lumineuse scotopique V'(λ)) et des cônes L, M et S [Fekete et al. 2006; Bullough 2009; Várady et al. 2009; Fekete et al. 2010a; Fekete et al. 2010b; Kimura-Minoda and Ayama 2011].

Yang *et al.* [Yang et al. 2016] ont proposé récemment plusieurs modélisations basées sur les sensibilités spectrales détaillées dans le Tableau 1 et sur un modèle de sensibilité spectrale de luminosité issu d'une étude de Bullough [Bullough 2015]. Les coefficients de pondération de ces sensibilités spectrales développées dans la littérature ont été modifiés dans l'étude de Yang *et al.* pour correspondre à leurs données expérimentales. Ils ont aussi proposé une formule modifiée d'UGR, appelée mUGR, obtenue

en remplaçant la fonction d'efficacité V(λ) par une de ces sensibilités spectrales. Cela revient à déterminer une luminance d'éblouissement d'inconfort plutôt qu'une luminance de vision. Il est intéressant de remarquer que, parmi ces sensibilités, la sensibilité spectrale de luminosité utilisée se basait en partie sur la sensibilité spectrale de la mélanopsine (appelée "Mel"), le photopigment des CGRips. Rappelons que le rôle des CGRips n'est pas complètement compris et défini à ce jour (voir partie I.1.2). Leur sensibilité ayant une absorption maximale dans les courtes longueurs d'ondes, Bullough a émis l'hypothèse selon laquelle ces cellules sont impliquées dans la perception de la luminosité et de l'éblouissement d'inconfort, et donc sont à considérer pour un modèle de sensibilité spectrale d'éblouissement d'inconfort [Bullough 2009]. Enfin, Yang *et al.* [Yang et al. 2016] ont aussi proposé un indice, appelé QUGR, basé sur le modèle de luminosité CAM15u [Withouck et al. 2015] et adapté à la gamme de valeurs de l'UGR. Cette dernière approche est différente car il ne s'agit pas d'une sensibilité spectrale : cet indice considère le niveau de coloration (*colourfulness*), la teinte (*hue*) et le signal achromatique du stimulus pour estimer l'éblouissement d'inconfort.

Les modèles de sensibilité spectrale d'éblouissement d'inconfort proposés dans la littérature sont détaillés dans le Tableau 1. La Figure 21 en présente quelques exemples. Les équations suivantes présentent l'indice QUGR établi par Yang *et al.* [Yang et al. 2016].

$$Q_{SPD} = A + \frac{f(h)}{0.201} \times 2.559 \times M^{0.561} \quad (3)$$

$$QUGR_{SPD} = Q_{SPD} - 55\ log_{10}\left(\frac{1}{L_f P^2}\right) \quad (4)$$

(Avec l'indice de position de la source éblouissante *P* et la luminance de fond L_f ; le signal achromatique *A* et le niveau de coloration *M* sont calculés avec la procédure du CAM15u décrite dans l'article de Withouck *et al.* [Withouck et al. 2015]; *f(h)* est une fonction liée à la teinte, décrite dans l'article de Fairchild et Pirotta [Fairchild and Pirrotta 1991].)

Paper	Spectral discomfort glare sensitivity	Source size	Source position	Legend (Figure 21)
[Fekete et al. 2006]	0.73 V(λ)+0.36 V'(λ)	2°	5° vertical	
	0.7 V(λ)+0.3 V'(λ)		30° oblique to the right	
[Várady et al. 2009]	0.936 V'(λ)+0.204 [1.62 L(λ)+M(λ)]+0.683 [L(λ)-M(λ)]-0.071 [S(λ)-(1.62 L(λ)+M(λ))]	2°	5° vertical	
[Fekete et al. 2010a]	2.756 V'(λ)+0.587 [1.82 L(λ)+M(λ)]+2.120 [L(λ)-M(λ)]+0.2 S(λ)	2°	0° horizontal 5° vertical	Fekete 0°_a
	3.735 V'(λ)+0.185 [1.82 L(λ)+M(λ)]+0.540 [L(λ)-M(λ)]+0.2 S(λ)		10° horizontal 5° vertical	Fekete 10°_a
	1.814 V'(λ)+0.108 [1.82 L(λ)+M(λ)]+0.365 [L(λ)-M(λ)]+0.2 S(λ)		20° horizontal 5° vertical	Fekete 20°_a
[Fekete et al. 2010b]	0.963 V'(λ)+0.0613 [1.62 L(λ)+M(λ)]+0.719 [L(λ)-M(λ)]+0.082 [(1.62 L(λ)+M(λ))+1.395 S(λ)]	2°	0° horizontal 5° vertical	Fekete 0°_b
	0.606 V'(λ)+0.157 [1.62 L(λ)+M(λ)]+0.751 [L(λ)-M(λ)]+0.109 [(1.62 L(λ)+M(λ))+2.3452 S(λ)]		10° horizontal 5° vertical	Fekete 10°_b
[Bullough 2009]	V_{10}(λ)+ 0.19 S(λ)	R=1cm D= 4.25m (≈ 0.3°)	5° horizontal	Bullough 5°
	V_{10}(λ)+ 0.15 S(λ)			
	V_{10}(λ)+ 0.18 S(λ)			
	V_{10}(λ)+ 0.75 S(λ)		10° horizontal	Bullough 10°
[Kimura-Minoda and Ayama 2011]	V(λ)+0.578 abs(L(λ)-1.235 M(λ)+0.182 S(λ))+0.020 abs(L(λ)+M(λ)-5.835 S(λ))	1°	0°	Kimura Minoda 0°
[Yang et al. 2016]	V_{10}(λ)+ 0.64 S(λ)	10cmx10cm D = 1.65m (≈ 4°)	0°	
	0.895 V'(λ)+ 0.9973 [L(λ)-M(λ)]			
	V(λ)+ abs(L(λ)-1.235 M(λ)+0.182 S(λ))+ 0.049 abs(L(λ)+M(λ)-5.835 S(λ))			
	V(λ)+ 0.5Mel(λ)+ 0.49 S(λ)			
	V_{10}(λ)+ 0.66 S(λ)		20° vertical	Yang 20°_1
	0.8689 V'(λ)+ [L(λ)-M(λ)]			Yang 20°_2
	V(λ)+ 0.9654 abs(L(λ)-1.235 M(λ)+0.182 S(λ))+ 0.0625 abs(L(λ)+M(λ)-5.835 S(λ))			Yang 20°_3
	V(λ)+ 0.5Mel(l)+ 0.55 S(λ)			Yang 20°_4

Tableau 1 – Sensibilités spectrales d'éblouissement d'inconfort, tailles et positions de sources des études correspondantes (niveaux scotopiques et mésopiques pour toutes les études)

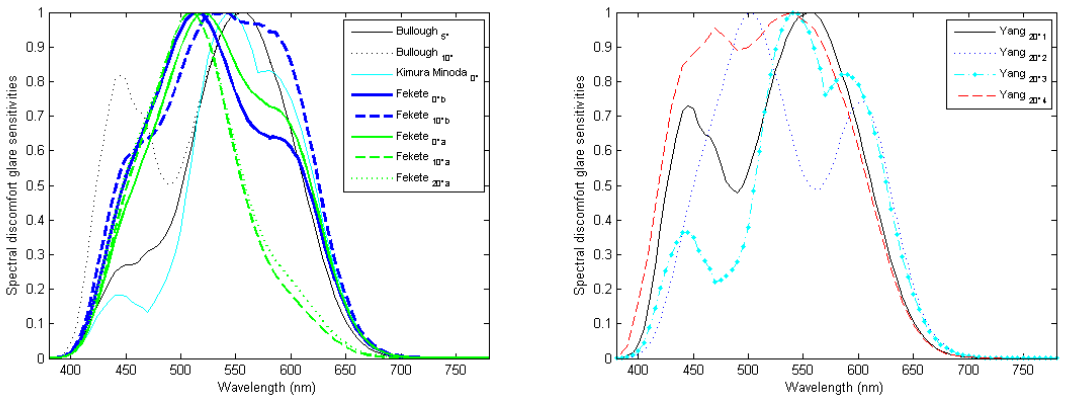


Figure 21- Exemples de sensibilités spectrales d'éblouissement d'inconfort

L'hypothèse selon laquelle la distribution spectrale d'une source éblouissante influence l'éblouissement d'inconfort qu'elle produit se retrouve donc dans plusieurs articles. Il est aussi intéressant de mentionner que de nombreuses études ont conclu que la perception de luminosité (*brightness* ou *spatial brightness*) est aussi influencée par le contenu spectral des sources (comme l'éblouissement d'inconfort, la luminosité est une sensation liée à la quantité de lumière présente dans l'environnement). Un article de Fotios *et al.* résume ces différentes études [Fotios et al. 2015].

La CIE n'a pas encore proposé de formule prenant en compte l'influence spectrale des sources sur l'éblouissement d'inconfort (à ce jour aucun comité technique ne travaille sur ce sujet). Nous nous intéresserons à ce facteur par la suite, en particulier dans les chapitres III et VI de ce manuscrit.

L'éblouissement supracrânien

Le champ visuel humain s'étend approximativement de 55° au-dessus de son centre, à 70° en-dessous et un peu plus de 100° des côtés gauche et droit (légère variation en fonction des individus) [CIE-232 2019]. Les luminaires disposés au-dessus d'un observateur en dehors de son champ visuel peuvent causer de l'inconfort, comme l'ont démontré Ngai et Boyce, il y a une vingtaine d'années, avec des sources positionnées jusqu'à 85° au-dessus du centre du champ visuel [Ngai and Boyce 2000]. Ce cas d'éblouissement est appelé éblouissement supracrânien ou subcrânien (*overhead glare*). L'indice de position de Guth ne tient pas compte de ce phénomène puisqu'une source située hors du champ visuel n'est pas considérée par cet indice (le rapport de la CIE sur l'UGR précise que des luminaires situés au-delà de 71° des côtés gauche et droit et au-dessus de 60° ne sont pas considérés comme produisant de l'éblouissement [CIE-117 1995]). De plus, un indice de position élevé entraîne une forte diminution de l'UGR, du fait de sa position au dénominateur dans la formule de l'UGR et de son exposant de valeur 2. Ce phénomène n'est donc pas pris en compte par l'UGR. Ce sujet a été peu considéré par la recherche. D'après les études présentes dans la littérature [CIE-205 2013], l'éblouissement supracrânien augmente avec la luminance et la taille de la source, et diminue avec la luminance d'adaptation. La valeur maximale recommandée dans la normalisation américaine se base sur les travaux de Boyce *et al.* [Boyce et al. 2003] : 16000 cd/m² pour des lieux de travail de type bureaux ou salles de classe [CIE-205 2013]. Cette valeur limite est à considérer en particulier pour des tâches où les observateurs auraient une direction visuelle horizontale ou légèrement au-dessus de l'horizontale, par exemple lors d'échanges verbaux ou de regards vers un tableau ou un écran. Or les éclairages de type tubes fluorescents ou tubes LED fournissent des luminances supérieures à cette valeur. Une récente publication [Xia et al. 2011] étudiant l'éblouissement supracrânien d'un luminaire LED (sous forme de matrice) a conclu que l'éblouissement supracrânien était perçu dès 8300 cd/m². Cette valeur étant beaucoup plus basse que celle donnée par l'étude de Boyce, il était conclu que l'éblouissement supracrânien d'une source non uniforme est plus important que celui d'une source uniforme.

Précisons qu'un rapport de Terry McGowan [McGowan 2009] rédigé à destination de la Division 3 de la CIE dresse un état de l'art des publications sur le sujet de l'éblouissement supracrânien. Ce court rapport montre qu'il y a trop peu de connaissances sur ce sujet pour pouvoir le comprendre et le modéliser.

Autres paramètres

Nous pouvons mentionner d'autres paramètres, peu étudiés dans la littérature concernant l'éblouissement d'inconfort :

- les « variables temporelles » (*temporal variables*), appelées ainsi car elles changent constamment et dépendent de la situation du participant au moment du passage de l'expérimentation. Par exemple, il s'agit du moment de la journée (chronosensibilité), de la tâche effectuée, de la fatigue ou du taux de caféine. Elles sont notamment étudiées par Kent *et al.* [Kent et al. 2015a; Kent et al. 2015b; Altomonte et al. 2016].
- l'âge du participant, dont la physiologie de l'œil est modifiée au cours du temps (diminution des distances de focalisation, réduction de la quantité de lumière atteignant la rétine, altération de la distribution spectrale de la lumière par une absorption plus prononcée des courtes longueurs d'ondes, *etc.*). Cela entraîne une réception différente du signal éblouissant et une sensibilité plus importante [Boyce 2003].
- le pays et la culture, notamment étudiés par Pierson *et al.* [Pierson et al. 2017].

Précisons que l'article de Pierson *et al.* [Pierson et al. 2018] propose une *review* détaillée de l'ensemble des paramètres mis en évidence dans la littérature sur l'éblouissement d'inconfort.

I.3.3.2 Mécanismes physiologiques

Dans leur étude synthétisant les approches variées utilisées pour étudier l'éblouissement dans différents domaines de recherche (éclairage, optique, neurosciences, *etc.*), Mainster et Turner [Mainster and Turner 2012] expliquent que les équations empiriques de prédiction de l'éblouissement d'inconfort permettent d'estimer de façon raisonnable l'inconfort moyen d'un groupe d'observateurs mais sont de pauvres prédicteurs de l'inconfort individuel, qui est hautement variable. Selon eux, ces inconsistances persisteront tant que les origines de ce phénomène restent insuffisamment comprises. Loe constate aussi qu'il est nécessaire de s'intéresser à la physiologie de l'œil et du cerveau pour améliorer les méthodes de quantification d'éclairage [Loe 2016]. Les connaissances empiriques psychophysiques (reliant les stimuli environnementaux au phénomène perceptif) et physiologiques (explications de ces phénomènes) sont en effet souvent entremêlées. Ces deux types de savoirs complémentaires sont nécessaires pour la compréhension globale d'un phénomène, l'un apportant des renseignements sur l'autre. Il est intéressant de remarquer cette relation dans de nombreux cas de phénomènes perceptifs :

- les systèmes de sensibilités photopique et scotopique définis empiriquement s'expliquent par les sensibilités des cônes et des bâtonnets (voir parties I.1.1.2 et I.2.1) ;
- l'observateur fondamental de la CIE (colorimétrie) se base sur la sensibilité des cônes (voir parties I.1.1.2 et I.2.1) ;
- l'indice de position de Guth [Luckiesh and Guth 1949] fait écho en physiologie à l'effet Stiles-Crawford[12] ;

[12] La réduction de luminosité perçue pour les éléments non localisés au centre du champ de vision porte le nom d'effet Stiles-Crawford (physiologie de l'œil). Cet effet s'explique notamment par la physiologie et la structure des photorécepteurs ainsi que la direction des rayons lumineux à leur arrivée sur la rétine, les photorécepteurs ayant une sensibilité directionnelle [Westheimer 2008]. Vos précise par exemple que la lumière entrant dans l'œil au centre de la pupille est environ cinq fois plus lumineuse que la lumière entrant par le bord de la pupille [Vos 2003].

- le modèle d'éblouissement d'incapacité Général Glare Observer de la CIE, modélisé suite à des expérimentations psychophysiques, s'explique physiologiquement par la projection d'une luminance de voile sur la rétine réduisant le contraste de l'image (voir partie I.3.3.1.1) ;
- l'influence de la non-uniformité des sources éblouissantes observée empiriquement pourrait s'expliquer par le codage en contraste de l'information visuelle par les champs récepteurs antagonistes de la rétine (comme le proposent certains modèles présentés à la fin de cette partie).

L'explication de la physiologie de l'éblouissement d'inconfort n'est pas connue à ce jour. Cependant, nous présentons dans cette partie des études qui ont commencé à mettre en évidence quelques mécanismes physiologiques et proposer des hypothèses de transmission de l'information de l'éblouissement ressenti. Nous ne détaillons pas dans cette partie les méthodes d'étude de l'éblouissement d'inconfort basées sur l'observation des processus physiologiques (relevé de diamètre pupillaire, relevé d'électroencéphalogrammes, *etc.*) car cela sera détaillé dans le chapitre V ; nous détaillons les tentatives d'explications des mécanismes physiologiques de l'éblouissement d'inconfort. Certaines de ces études se basent d'ailleurs sur des méthodes psychophysiques pour obtenir des conclusions physiologiques.

Les recherches concernant l'initiation d'un signal d'éblouissement d'inconfort se sont d'abord portées sur l'étude de la pupille et de l'iris. En particulier, Hopkinson [Hopkinson 1956] formula l'hypothèse selon laquelle l'éblouissement d'inconfort est causé par les actions opposées des muscles dilatateur et sphincter de l'iris. En effet, la rétine étant simultanément exposée à une source éblouissante forte et à un éclairement de fond faible, ceux-ci essayent d'ajuster la pupille à des exigences conflictuelles. Fry *et al.* [Fugate and Fry 1956; Fry and King 1975] ont proposé une autre hypothèse à la même époque, selon laquelle l'éblouissement d'inconfort est relié à l'agitation pupillaire de la pupille (variation de son diamètre), appelée hippus. Ils argumentaient notamment que le seuil d'inconfort augmente lorsque la pupille est paralysée artificiellement, ce qui favorise l'hypothèse d'un lien entre les deux. Vos [Vos 2003] a proposé une piste d'explication physiologique pour l'éblouissement d'inconfort causé par une trop forte luminance de l'ensemble du champ visuel (*dazzling glare*). Selon lui, rejoignant le raisonnement des études précédentes, la réaction de surexposition à la lumière, qui peut être douloureuse, ne peut pas trouver son origine dans la rétine, dénuée de nocicepteurs (récepteurs sensoriels de la douleur initiant des signaux nerveux de douleur), mais se localise probablement au niveau du sphincter de l'iris où l'exposition à la lumière conduit la pupille à la sur-constriction et au spasme pupillaire. Vos a aussi supposé que l'éblouissement d'inconfort trouve son origine dans le stress dû au conflit entre le réflexe de diriger le regard vers les sources de lumière (attraction phototactique) et l'évitement intentionnel. Cependant, Howarth *et al.* ont conclu que l'éblouissement d'inconfort ne serait pas relié à l'hippus pupillaire [Howarth et al. 1993]. Ses mécanismes impliqueraient d'autres processus physiologiques impliquant les voies visuelles partant de la rétine et aboutissant aux centres de douleur du cerveau.

Récemment, Stringham et Snodderly [Stringham and Snodderly 2013] ont rappelé les résultats d'une étude de Lebensohn et Bellows [Lebensohn and Bellows 1934] démontrant que le nerf trijumeau (nerf transmettant notamment des signaux de douleur ressentie au niveau du visage) doit être intact pour que l'inconfort visuel soit perçu : ainsi, le nerf trijumeau semble central dans la transmission du signal d'inconfort. Ce point permet de rassembler les hypothèses précédentes car les fibres du nerf trijumeau innervent notamment les muscles dilatateur et sphincter de l'iris. De plus, le nerf trijumeau recevant des signaux des CGRips, Stringham et Snodderly [Stringham and Snodderly 2013] ont proposé une

hypothèse alternative où elles sont responsables de l'initiation du signal d'inconfort et elles le transmettent via le nerf trijumeau. Ces cellules régissant aussi l'évolution du diamètre pupillaire (muscles de l'iris), ils ont alors supposé que les variations pupillaires seraient une manifestation et non pas une cause de l'éblouissement d'inconfort initié au niveau des CGRips. Cette hypothèse est compatible avec celle de Howarth *et al.*, puisque ces cellules ganglionnaires reçoivent des signaux des photorécepteurs de la rétine (voies visuelles, *visual pathways*). Mainster et Turner résument donc que la transmission de l'information de l'éblouissement provenant des photorécepteurs (cellules ganglionnaires rétiniennes, cônes et bâtonnets) passerait par le ganglion trigéminal (ganglion nerveux du nerf trijumeau, Figure 22) avant d'être envoyée au thalamus [Mainster and Turner 2012]. Stone [Stone 2009] s'est aussi appuyé sur des connaissances médicales pour proposer une explication théorique de l'inconfort et de la douleur provoqués par la lumière, basée sur la physiologie de l'œil et du cerveau. Il s'est inspiré pour cela d'un modèle de réseau avec boucle de contrôle de la douleur [Melzack and Wall 1965]. Nous retrouvons dans cette théorie l'importance du noyau trigéminal, particulièrement impliqué dans les processus décrits.

Ainsi, le lien entre les muscles dilatateur et sphincter, les variations pupillaires, le nerf trijumeau, les CGRips, et l'éblouissement d'inconfort est bien présent. Par contre, la relation entre ces différents éléments, et en particulier la nature du moteur de l'initiation du signal de l'éblouissement d'inconfort, ne sont pas encore bien connus.

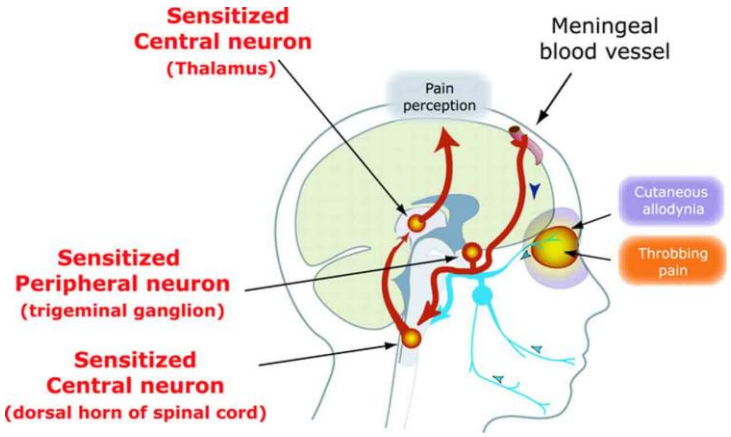


Figure 22 - Localisation du ganglion trigéminal
(source: neurology.org/content/64/10_suppl_2/S16/F1.large.jpg)

L'hypothèse de l'implication des CGRips dans la perception de l'éblouissement d'inconfort se retrouve dans d'autres études. Bullough arrive à cette conclusion en considérant la sensibilité spectrale de l'éblouissement d'inconfort, dont le pic dans les courtes longueurs d'ondes pourrait être lié à celui de la sensibilité de la mélanopsine, le photopigment des CGRips [Bullough 2009]. Il est aussi proposé dans la littérature que les CGRips participent au processus de perception de la luminosité [Raza et al. 2017; Raza 2017]. En particulier, Brown *et al.* [Brown et al. 2012] ont publié une étude où ils concluent que la mélanopsine a une influence dans la perception de la luminosité, et est impliquée dans le processus visuel. Il semble donc intéressant d'étudier l'hypothèse selon laquelle, comme pour la perception de luminosité, les CGRips seraient impliquées dans la perception de l'éblouissement d'inconfort. L'éblouissement d'inconfort ne participant pas à la formation d'images, il est même possible de le considérer comme un effet non-visuel, dont les principaux acteurs sont les CGRips.

Nous pouvons aussi nous référer aux recherches étudiant la photophobie. La photophobie est un phénomène perceptif observé dans le domaine médical et peut être considérée comme un éblouissement d'inconfort accru et, parfois, pathologique. Certaines études médicales en donnent une définition très proche de l'éblouissement d'inconfort, par exemple une « douleur résultant d'une exposition à la lumière suffisamment forte pour produire de l'inconfort » [Stringham et al. 2003]. Ainsi, la photophobie correspond à la sensation d'un éblouissement d'inconfort « intolérable », entraînant une réponse physiologique aversive. Une assimilation des deux termes et des conclusions des études qui les traitent respectivement n'est pas réalisable car les études d'éblouissement d'inconfort présentent rarement des niveaux intolérables. Cependant ces deux notions sont bien liées. En particulier, Stone [Stone 2009] pose l'hypothèse qu'elles ont la même explication neuro-physiologique et la même origine, la photophobie étant un éblouissement d'inconfort « exacerbé par une condition pathologique ».

Certaines études concluent que le pigment maculaire entre en jeu dans la sensibilité à la photophobie en ayant une influence spectrale et spatiale (position du stimulus) [Stringham et al. 2003; Stringham et al. 2004; Wenzel et al. 2006; Stringham and Snodderly 2013]. Le pigment maculaire absorbe le rayonnement de certaines longueurs d'onde (pic d'absorption à 460 nm environ), d'où sa couleur jaune. Sans pigment maculaire, la sensibilité spectrale de la photophobie augmenterait lorsque la longueur d'onde diminue [Stringham et al. 2003]. Le pigment maculaire permet donc d'atténuer la sensation d'inconfort du stimulus (la gêne serait plus forte sans pigment maculaire). Par contre cette sensibilité ré-augmente pour les très courtes longueurs d'onde, en-dessous de 460 nm (pas d'absorption par le pigment maculaire). Cette influence du pigment maculaire varie en fonction de la position du stimulus car il n'est pas réparti uniformément sur la rétine : la répartition du pigment maculaire est centrale, elle est maximale au centre du champ visuel, diminue en fonction de l'excentricité, puis est quasiment nulle au-delà de 5° [Stringham et al. 2004]. Donc pour une même quantité de lumière, l'éblouissement d'inconfort ressenti est moins fort au centre du champ visuel qu'en périphérie (pour les courtes longueurs d'ondes). Ainsi, ce point explicite un mécanisme physiologique influençant le ressenti d'éblouissement d'inconfort en fonction du spectre, et explique de potentielles variabilités entre les individus. Nous remarquons que ce point va à l'encontre des résultats sur l'influence spectrale de l'éblouissement d'inconfort énonçant que la sensibilité à l'inconfort est plus importante pour les courtes longueurs d'ondes. Cependant, cette influence spectrale maculaire ne concerne que les stimuli situés dans le centre du champ de vision. L'influence du pigment maculaire sur l'éblouissement d'inconfort ainsi présentée a pour conséquence que la densité du pigment maculaire des sujets impacterait leur sensibilité à l'éblouissement d'inconfort dans les courtes longueurs d'ondes pour des stimuli au centre du champ visuel (baisse d'inconfort avec une augmentation de pigment maculaire). Stringham *et al.* formulent aussi une potentielle fonction de la photophobie, qui entraîne une réaction aversive (par exemple détourner le regard, fermer les yeux) : une protection biologique de la rétine, plus facilement dommageable par des signaux aux courtes longueurs d'ondes (hypothèse aussi proposée par Howarth et *al.* [Howarth et al. 1993]). Le pigment maculaire a par ailleurs aussi cette fonction en filtrant les courtes longueurs d'ondes incidentes sur le centre de la rétine, d'où une protection de la fovéa, essentielle pour la performance visuelle. Ils proposent aussi l'hypothèse, au vu de leurs résultats expérimentaux, selon laquelle la photophobie serait transmise par les cellules ganglionnaires parasols (voie magnocellulaire) et bistratifiées (voie koniocellulaire), avec en particulier une prise en compte de la sensibilité spectrale par les cellules bistratifiées [Stringham et al. 2004]. Comme le résument Mainster et Turner, quelques études de photophobie concluent aussi sur l'implication de la photoréception non-visuelle (CGRips) [Mainster and Turner 2012] dans la photophobie des personnes non-voyantes [Amini et al. 2006] et potentiellement des personnes voyantes [Noseda and Burstein 2011].

Concernant le parcours du signal de l'éblouissement d'inconfort dans le cerveau, Bargary *et al.* ont tenté d'observer les mécanismes neuronaux en lien avec la perception de l'éblouissement d'inconfort à l'aide d'IRMf (Imagerie à Résonnance Magnétique fonctionnelle) [Bargary et al. 2015a]. Ils ont ainsi localisé trois zones du cerveau (dans les gyri linguaux, dans les cunei et dans les lobules pariétaux supérieurs, Figure 23) où l'activité neuronale était accrue lors de la présentation des stimuli pour les personnes les plus sensibles à l'éblouissement d'inconfort. Cependant, ces zones étaient actives pour tous les stimuli (y compris non éblouissants), d'où une impossibilité de conclure sur un lien entre la présence d'inconfort ressenti et l'activité de ces zones, une hypothèse de recherche non validée. Par contre, cette équipe de recherche a conclu que la sensibilité de l'éblouissement d'inconfort pourrait être liée à l'hyper-excitabilité (ou saturation) de certains neurones visuels, conclusion aussi donnée dans une autre étude de Bargary [Bargary et al. 2015b].

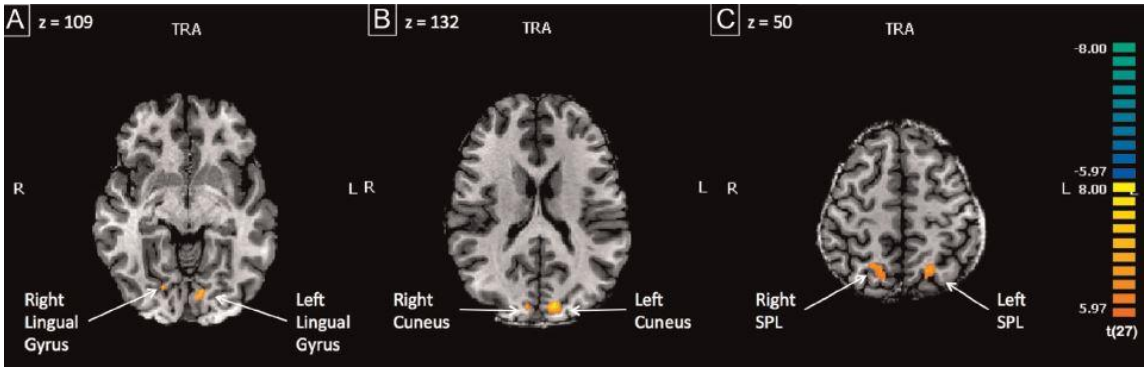


Figure 23 - Illustration des localisations des gyri linguaux, cunei et lobules pariétaux supérieurs - SPL) [Bargary 2015]

L'approche physiologique peut se mêler à l'approche psychophysique : certains modèles obtenus à partir d'expérimentations psychophysiques s'inspirent de processus physiologiques connus. Par exemple, des études s'intéressant à la prise en compte du facteur de non-uniformité des sources se sont basées sur la théorie des champs récepteurs antagonistes centre-périphérie des neurones rétiniens (voir partie I.1.1.1) pour établir un modèle de perception de l'éblouissement d'inconfort [Donners et al. 2015; Scheir et al. 2016; Safdar et al. 2016]. Scheir *et al.* ajoutent à cet élément la prise en compte de l'évolution du diamètre pupillaire (via une formule présente dans la littérature [Barten 1999]) pour construire un autre modèle d'éblouissement d'inconfort [Scheir et al. 2017]. Bargary *et al.* proposent aussi un modèle d'éblouissement d'inconfort inspiré de la physiologie, pour une source localisée au centre du champ de vision [Bargary et al. 2015b]. Ce modèle se décompose en deux niveaux de modélisation : une modélisation de la saturation des photorécepteurs, et une modélisation des contours (*edge*) de la source en pondérant la taille de la source (image obtenue au niveau des photorécepteurs) par la densité des cellules ganglionnaires naines correspondantes. Cette deuxième étape correspond à une version simplifiée de la modélisation utilisée par Donners *et al.*, Scheir *et al.* ou Safdar *et al.* (modélisation de la transmission du signal visuel par les champs récepteurs antagonistes des cellules ganglionnaires). Ces études n'expliquent pas la perception de l'éblouissement d'inconfort, mais se basent sur la physiologie de la vision pour construire leurs modèles.

Ainsi, la recherche neurophysiologique clarifie progressivement comment les photorécepteurs et les voies nociceptives du cerveau sont impliquées dans la perception des deux types d'éblouissement

d'inconfort (correspondant à une source éblouissante ponctuelle ou à un champ visuel trop lumineux) [Mainster and Turner 2012]. Une fois ces processus détaillés, des modèles d'évaluation de l'éblouissement d'inconfort pourront être développés en s'en inspirant, comme certaines équipes de recherche commencent à le faire.

Bien qu'étudié depuis un siècle, la compréhension de ce phénomène avance lentement en raison de sa nature complexe et multidisciplinaire (ophtalmologie, ingénierie d'éclairage, neurosciences et neurologie). Il y a peu de communication entre ces disciplines et celle-ci n'est pas facilitée car les terminologies et les métriques utilisées diffèrent. Or ces disciplines sont complémentaires et des travaux interdisciplinaires seraient bénéfiques à cette compréhension [Mainster and Turner 2012; Loe 2016].

I.3.4 Problématique

Comme nous venons de le voir, l'influence de la distribution spectrale des sources lumineuses sur l'éblouissement d'inconfort est un paramètre émergent mais peu étudié dans la littérature (par rapport à celui de la non-uniformité par exemple). De plus, la plupart des études explorant cette problématique n'ont pas été réalisées dans des conditions représentatives de l'éclairage intérieur de bâtiment (fond suffisamment éclairé pour être en condition photopique). Rappelons aussi que les modèles d'éblouissement d'inconfort développés pendant la deuxième partie du XX^{ème} siècle ne considéraient pas les spécificités des LEDs (inexistantes à ce moment-là, alors qu'elles constituent aujourd'hui la majorité des sources utilisées en éclairage intérieur). En particulier, comme nous l'avons vu dans la partie I.2.2.1, leurs distributions spectrales sont très différentes des sources utilisées auparavant. Les LEDs, par leur variété, offrent en outre la possibilité de proposer des spectres adaptés aux besoins des usagers, ce qui est un avantage indéniable mais pourrait être critique pour l'éblouissement d'inconfort. Il apparait donc nécessaire de mieux connaître la façon dont la distribution spectrale impacte l'éblouissement d'inconfort pour pouvoir mieux prendre en considération ce paramètre important du confort visuel. Au vu des éléments présents dans la littérature, nous avons décidé d'investiguer cette problématique, dans le domaine de l'éclairage intérieur, en nous intéressant particulièrement à l'implication des CGRips dans la perception de l'éblouissement d'inconfort. Si l'influence spectrale se révèle être une composante importante dans l'évaluation de l'éblouissement d'inconfort, il conviendra d'adapter les indices d'éblouissement d'inconfort actuels afin de prendre en compte la distribution spectrale des sources.

Cette étude bibliographique a aussi mis en évidence que de nombreuses méthodes psychophysiques et physiologiques existent et sont utilisables pour caractériser l'éblouissement d'inconfort. Cependant, lors de nos recherches nous n'avons pas trouvé dans la littérature d'étude comparative permettant de conclure si certaines méthodes sont plus fiables que d'autres. Ainsi, notre travail présente une deuxième problématique, d'ordre méthodologique, visant à étudier plusieurs méthodes expérimentales et à en proposer une sélection optimale pour de futures expérimentations sur l'éblouissement d'inconfort. Ces méthodes seront présentées plus en détail dans le chapitre IV pour les méthodes psychophysiques et le chapitre V pour les méthodes physiologiques. Nous nous sommes notamment intéressés aux relevés physiologiques car peu d'études avaient recours à ce type d'outils de mesure, et leur utilisation est une première étape vers l'explication physiologique de ce phénomène perceptif. Comme cela sera détaillé dans le chapitre V, nous avons mesuré des variations de diamètre pupillaire car la variation pupillaire est à la croisée de plusieurs éléments vus dans la bibliographie : influencée par la quantité de lumière reçue, comme l'éblouissement d'inconfort, elle est notamment pilotée par les CGRips, dont la participation à l'éblouissement d'inconfort est étudiée.

Nous avons observé dans notre étude bibliographique sur l'éblouissement d'inconfort que les deux approches psychophysique et physiologique apparaissent dans les démarches expérimentales, mais aussi dans la modélisation et la compréhension de ce phénomène perceptif (paramètres empiriques ou explications physiologiques). Ainsi, nous avons construit notre travail selon ces deux approches : en utilisant des méthodes expérimentales physiologiques et psychophysiques, et en considérant des paramètres de stimuli lumineux (contenu spectral) et des paramètres physiologiques (excitation des photorécepteurs visuels et non-visuels).

Les deux problématiques de cette thèse, d'une part l'identification des méthodes les plus aptes à caractériser l'éblouissement, et d'autre part l'influence que la distribution spectrale peut avoir sur l'éblouissement, ont été considérées concomitamment lors des différentes expérimentations :

- les expérimentations sur la problématique méthodologique (chapitres IV et V) présentent deux stimuli lumineux de distributions spectrales différentes ;
- l'étude de la problématique de l'influence du contenu spectral (chapitre VI) se base sur les méthodes sélectionnées suite à ces expérimentations.

II. Matériel et méthodes

Pour pouvoir mener nos expérimentations, nous avons développé deux dispositifs expérimentaux composés d'un environnement lumineux neutre (salles achromatiques éclairées indirectement par des projecteurs) et de stimuli éblouissants produits par des projecteurs LED ajustables en spectre et en intensité. Nous exposons ces dispositifs, ainsi que le matériel les constituant, dans ce chapitre, ainsi que les méthodes de caractérisation des stimuli et les outils statistiques auxquels nous avons eu recours pour nos expérimentations.

II.1 Dispositif expérimental

II.1.1 Matériel de mesure

Divers appareils de mesure ont été utilisés pour caractériser les ambiances lumineuses. Les valeurs de luminance ont été mesurées avec un luminancemètre LS110 (*Minolta*, Figure 24). Les valeurs d'éclairement ont été mesurées avec un chromamètre CL200, d'angle d'ouverture 1/3° (*Minolta*, Figure 24). Les valeurs d'éclairement énergétique spectral ou de radiance spectrale ont été mesurées avec un spectro-radiomètre Specbos 1211-UV, d'angle d'ouverture 1.8° (*Jeti*, Figure 24). Tous ces outils de mesure ont été calibrés par la société Scientec.

Des cartes de luminance ont été élaborées avec le système Photolux du laboratoire [Dumortier et al. 2005]. Ce système est constitué d'un appareil photo *Canon* EOS 50D généralement associé à un objectif fish-eye Sigma 4.5mm ayant un angle d'ouverture de 180° (Figure 24). L'ensemble appareil photo+objectif a fait l'objet d'un étalonnage en luminances [Duthon 2013]. Photolux est basé sur l'imagerie HDR (*High Dynamic Range*) : huit photos de la même scène sont prises à des réglages différents, le logiciel Photolux combine les huit photos en les associant aux résultats d'étalonnage pour produire une carte la plus complète possible des luminances de la scène (0.1 à 500000 cd/m²)[13].



Figure 24 – Illustrations (de gauche à droite) du luminancemètre LS110, du chromamètre CL200, du spectro-radiomètre Specbos 1211-UV et de l'appareil photo EOS 50D (sources : sensing.konicaminolta.us ; scientec.fr ; canon.fr)

[13] Par exemple, pour la carte de luminance de la Figure 39, la résolution de la surface correspondant à la source éblouissante est composée de 69279 pixels.

II.1.2 Sources lumineuses

Deux types de projecteurs à sources LED ont été utilisés lors des expérimentations :

- le Studio Daylight D60 (*ETC*, Figure 25), un projecteur composé de LEDs blanches (T_{cp} = 5478 K), uniquement contrôlable en intensité (utilisé uniquement dans la première expérimentation préliminaire, distribution spectrale relative à la Figure 26) ;
- le SourceFour LED Lustr+ (*ETC*, Figure 25), un projecteur composé de sept types de LED : rouge, blanche (T_{cp}= 5342 K), ambre, verte, cyan, bleue et indigo.



Figure 25 - Photographies des projecteurs Studio Daylight D60 et SourceFour LED Lustr+ (ETC)

La liste suivante indique les paramètres du projecteur SourceFour LED pilotables par canal séparé :

- canal 1 : intensité des LEDs rouges
- canal 2 : intensité des LEDs blanches
- canal 3 : intensité des LEDs ambres
- canal 4 : intensité des LEDs vertes
- canal 5 : intensité des LEDs cyans
- canal 6 : intensité des LEDs bleues
- canal 7 : intensité des LEDs indigo
- canal 8 : intensité globale du mélange de LEDs (codée linéairement ou exponentiellement)
- canal 9 : fréquence de pulsation
- canal 10 : ventilation

Les sept premiers canaux (niveau de chaque type de LED) et le huitième canal (intensité globale) ont été utilisés pour ce travail. Ils étaient contrôlés individuellement via une information DMX[14] envoyée par un programme LabVIEW[15] (interface sur PC portable relié au projecteur par un câblage USB/DMX). La Figure 26 montre les distributions spectrales relatives de chaque type de LED.

[14] Le DMX512 (*Digital MultipleXing*) est une norme de transmission de données permettant d'adresser plusieurs informations sous la forme de canaux, et de choisir un niveau (valeur allant de 0 à 255) pour chaque canal.
[15] LabVIEW (*Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench*) est un langage graphique de conception de systèmes de mesure et de contrôle (*National Instruments*).

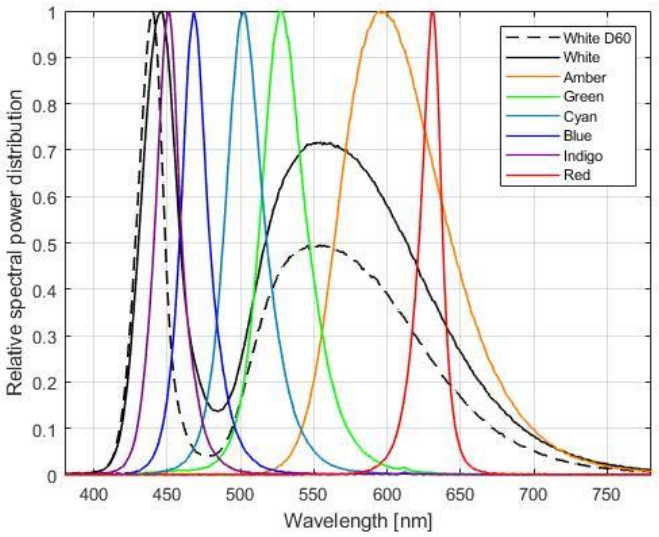


Figure 26 - Distributions spectrales relatives du canal unique du Studio Daylight D60 et des sept canaux du SourceFour LED

II.1.3 Salles expérimentales

Deux salles expérimentales ont été construites pour y mener nos expérimentations. Nous avons voulu nous rapprocher des conditions vécues habituellement en éclairage intérieur de bâtiment (exemple du travail de bureau). Dans ce but, nous avons choisi de :

- Présenter des conditions d'éclairage photopique. En effet, de nombreuses études caractérisent l'éblouissement d'inconfort dans un environnement scotopique ou mésopique. Ainsi, les conclusions obtenues ne peuvent être directement appliquées à l'environnement classique d'éclairage intérieur, où les conditions lumineuses sont photopiques (voir partie I.1.1.2 pour les limites des conditions scotopiques, mésopiques et photopiques). Une luminance de champ de vision de l'ordre de 20 cd/m² a été choisie pour nos expérimentations, comme détaillé dans les parties II.1.3.1 et II.1.3.2.
- Présenter un environnement uniforme et achromatique. Pour éviter l'influence de l'environnement du champ visuel et se focaliser uniquement sur l'influence de la source éblouissante, nous avons décidé de présenter un fond uniforme (aspect neutre, avec une distribution spatiale de luminance la plus uniforme possible). De même nous avons décidé de présenter un fond blanc pour ne pas avoir une influence de la couleur du fond. La luminosité du fond était constante pendant les expérimentations (à l'exception des phases d'adaptation au noir dans l'obscurité). Ainsi, il peut être reproché que la scène visuelle observée par le participant soit très abstraite, cependant nous avons considéré que cela était essentiel pour ne pas avoir d'influence de ces variables pendant les expérimentations. Pour éviter des variations de luminance d'adaptation, nous avons aussi écarté tout protocole impliquant que le participant réponde en utilisant un écran ; les réponses ont donc été faites oralement ou par écrit plus occasionnellement. L'autre argument en faveur de cet environnement visuel est que ces conditions expérimentales sont faciles à répliquer. Ainsi cela permet de faciliter de potentielles réplications de ces expérimentations dans le futur pour étudier la reproductibilité des conclusions.
- Construire un dispositif expérimental à l'échelle d'une salle réelle. Du fait de l'abstraction amenée par l'environnement achromatique et uniforme, nous avons décidé que la taille de la scène visuelle serait proche de celle d'une salle réelle dans laquelle le participant s'assoirait.

Le but était d'aider le participant à s'imaginer dans une condition classique d'éclairage intérieur (travail de bureau par exemple). Nous avons construit une salle fermée, plutôt qu'un simple fond couvrant le champ de vision du participant, pour favoriser les réflexions multiples à l'intérieur de la salle et améliorer l'uniformité de l'éclairage sur les parois. Ainsi, notre approche est différente de celle souvent utilisée pour des expérimentations en laboratoire, consistant à utiliser de petites boîtes ou sphères dans lesquelles le participant regarde (voir Figure 18).

- Présenter une source éblouissante excentrée dans le champ de vision. En effet, il est souvent demandé aux participants de regarder la source éblouissante pendant les expérimentations. De ce fait, les conclusions obtenues sont valables pour un stimulus localisé au centre du champ de vision. Elles ne sont donc pas directement applicables à l'environnement classique d'éclairage intérieur, où les luminaires sont situés au-dessus du centre du champ visuel de l'occupant. Ce point nous a semblé très important, car la distribution des photorécepteurs n'est pas uniforme sur la rétine (voir partie I.1.1.2), ainsi le traitement du signal visuel d'un stimulus disposé à 0° ou 20° dans le champ de vision n'est pas identique. En particulier, les CGRips ne sont pas présentes au centre de la rétine. Ainsi, nous avons décidé que la configuration étudiée dans les expérimentations de ce travail de thèse serait celle d'une source éblouissante positionnée à 20° au-dessus du centre du champ de vision[16]. Cela correspond à un luminaire situé à 3.8 m d'un observateur (pour une hauteur de plafond de 2.6 m et une hauteur des yeux à 1.2 m). La Figure 27 illustre un exemple d'environnement de bureau avec une grille détaillant les positions de 0° à 90° (tous les 10°). Notre cas d'étude correspond à un luminaire situé sur le deuxième cercle de la grille (en vert sur la Figure 27).



Figure 27 - Photographie d'un environnement de travail (prise avec un objectif fish-eye) avec superposition d'une grille des positions (tous les 10°, trait vert correspondant à 20°)

[16] Notons qu'à 20° le pigment maculaire n'est pas présent sur la rétine, et n'entre donc pas en jeu dans les mécanismes de l'éblouissement d'inconfort, y compris spectraux [Stringham et al. 2003; Stringham et al. 2004; Wenzel et al. 2006].

II.1.3.1 Salle cubique

La salle cubique n'a été utilisée que pour l'expérimentation préliminaire décrite dans la partie III.1 du chapitre III.

Cette salle, d'aspect cubique, est une salle de plus petit volume (1.95 m de largeur, 2.9 m de profondeur et 2.1 m de hauteur, Figure 28), plongeant le participant dans un environnement achromatique (panneaux en bois recouverts d'un revêtement de même tissu blanc, ρ=0.81). Le participant s'assoit à 1.5 m de la paroi centrale, où une cible de fixation est disposée à hauteur de ses yeux, à 1.20 m de hauteur (voir Figure 29). Un réflexe d'accomodo-convergence peut se produire lorsque le participant fixe une cible des yeux, correspondant à une contraction pupillaire due à la vision de près [Lemercier 2015]. L'évolution du diamètre pupillaire du participant est étudiée dans l'expérimentation du chapitre V, nous avons donc pris soin d'éviter ce phénomène en plaçant la cible à plus de 40 cm du participant.

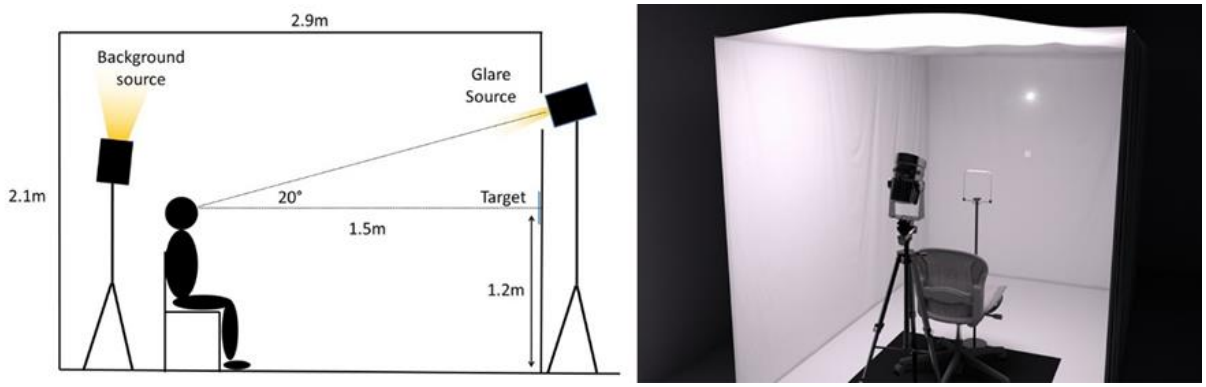


Figure 28 - Salle cubique (à gauche : schéma; à droite : image de simulation réalisée avec le logiciel Océan, Eclat Digital)



Figure 29 - Cible de fixation de la salle cubique

La salle est éclairée de façon indirecte par le projecteur Studio Daylight D60, composé de LEDs blanches et situé derrière le participant. La distribution spectrale résultant après réflexion sur le tissu blanc est représentée Figure 30, tracée à partir de la radiance spectrale mesurée au niveau de la cible de fixation (le Tableau 2 présente les caractéristiques colorimétriques correspondantes). La luminance de fond au niveau des parois est d'environ 15 cd/m² (luminance calculée avec la fonction d'efficacité lumineuse relative spectrale de l'observateur de référence CIE 2°, Figure 32). La moyenne et l'écart-type des valeurs de luminance de la paroi située en face du participant sont respectivement de 16 cd/m² et 1.2 cd/m². L'éclairement horizontal à 0.80 m de hauteur (plan utile) est de 146 lux à la position du participant. L'éclairement vertical à l'œil du participant (1m20 de hauteur) est de 49 lux.

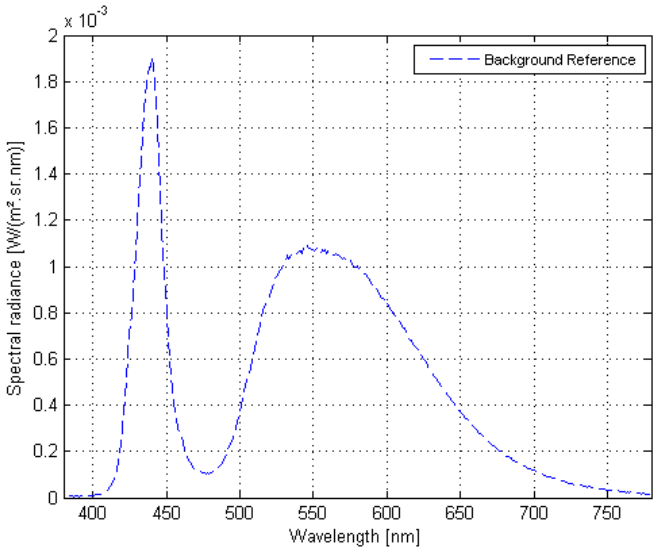


Figure 30 - Radiance spectrale mesurée au niveau de la cible de fixation depuis la position du participant, salle cubique

	$x_{F,10}$	$y_{F,10}$	x	y	T_{cp}	R_f	R_g
Stimulus de fond	0,345	0,347	0,338	0,362	5282 K	67	96

Tableau 2 - Caractéristiques colorimétriques de l'éclairage de référence, salle cubique (radiance spectrale mesurée au niveau de la cible de fixation depuis la position du participant)

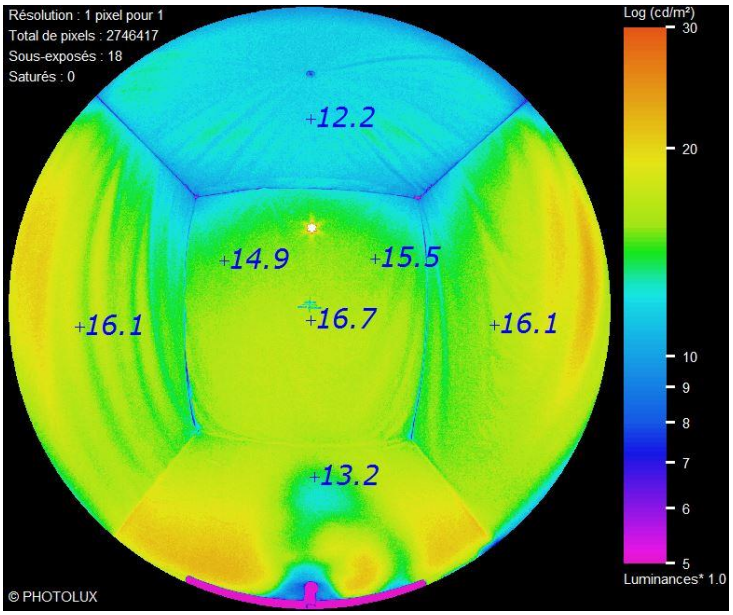


Figure 31 - Carte de luminances du champ de vision du point de vue du participant, salle cubique

La source éblouissante est composée du projecteur SourceFour LED et d'un diffuseur. Un cache est ajouté pour obtenir un disque de 2 cm de diamètre (taille angulaire de 0.7°). Un trou est découpé dans le tissu, en face du participant, de façon à positionner la source éblouissante derrière la paroi, à 20° au-dessus de la cible de fixation (située au centre du champ visuel du participant). La Figure 32 détaille la répartition des luminances de cette source.

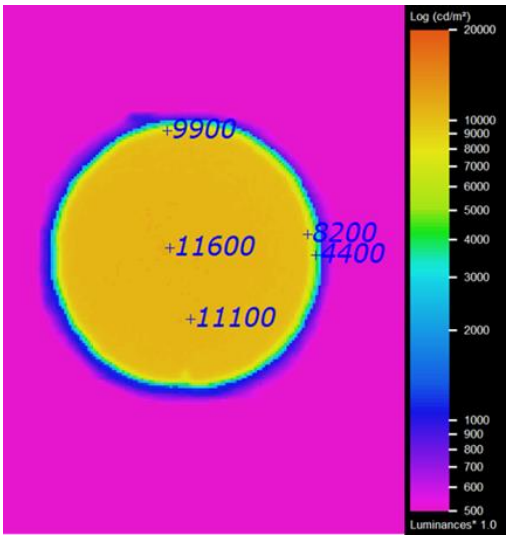


Figure 32 - Carte de luminance de la source éblouissante (salle cubique)

II.1.3.2 Salle octogonale

La salle octogonale est la principale installation expérimentale de ce travail de thèse. Les expérimentations se sont produites dans cette salle, à l'exception de la première expérimentation préliminaire. Nous avons construit cette salle après la salle cubique, pour pallier quelques limites de ce dispositif expérimental : les deux principales modifications ont été une augmentation des dimensions de la source éblouissante et de la salle, pour augmenter la sensation d'inconfort et renforcer le sentiment d'immersion dans une salle réelle (les limites de ce dispositif expérimental sont détaillées dans la partie III.1.5).

La structure tubulaire de cette salle (PVC) est recouverte de tissu blanc pour proposer un environnement achromatique (ρ=0.81, propriété diffusante du tissu vérifiée avec un goniophotomètre Stil Reflet 180). Le sol et le plafond de la salle dans laquelle a été construite la salle octogonale sont recouverts de ce même tissu blanc (Figure 33, Figure 34 et Figure 35). La base de la salle est octogonale et huit parois composent les murs de la salle. Les parois ont une largeur de 1.1 m, et le participant, situé au centre de la salle, est à 1.2 m de la paroi située en face de lui. La salle a une hauteur de 2.61 m et une aire de 5.7 m².

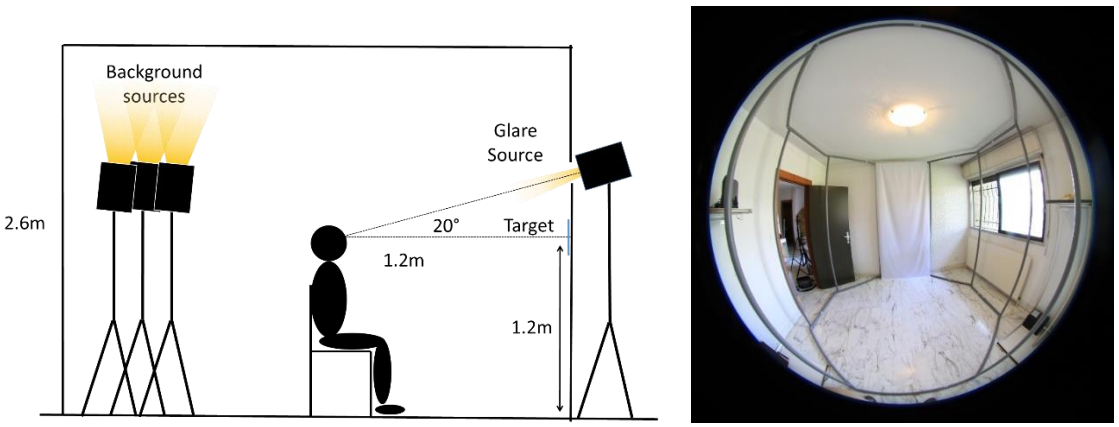


Figure 33 – Salle octogonale
(à gauche : schéma ; à droite : photo de la construction de la salle prise avec un objectif fish-eye)



Figure 34 - Salle octogonale (images de simulation réalisée avec le logiciel Océan, Eclat Digital; objectif fish-eye à gauche)

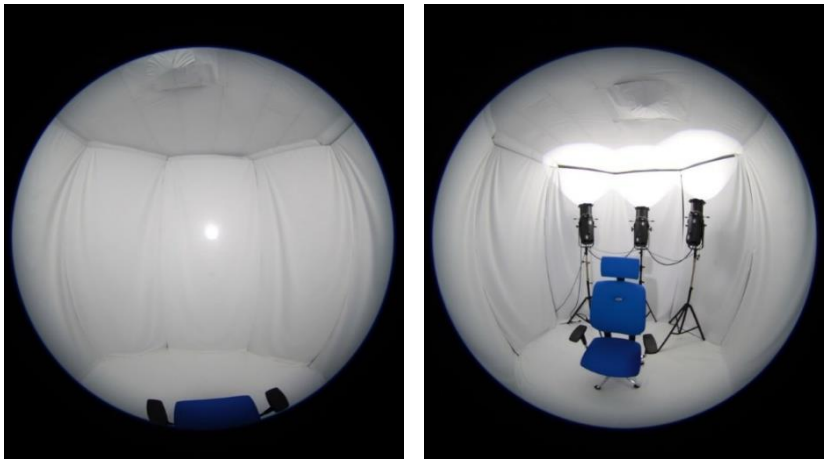


Figure 35 - Salle octogonale (photos avec objectif fish-eye, point de vue du participant à gauche)

La salle est éclairée de façon indirecte par trois projecteurs (SourceFour LED, *ETC*) situés derrière le participant (Figure 35 à droite). La distribution spectrale choisie pour éclairer la salle est celle de la LED blanche du deuxième canal du projecteur SourceFour LED. La radiance spectrale mesurée au niveau de la cible de fixation depuis l'œil du participant et prenant en compte les réflexions sur le tissu blanc est représentée à la Figure 36. Le Tableau 3 présente les caractéristiques colorimétriques correspondantes. Le niveau lumineux du fond est fixé à 20 cd/m² au niveau de la cible de fixation pour les expérimentations (luminance calculée avec la fonction d'efficacité lumineuse relative spectrale basée sur les fondamentales de cônes à 10°). La moyenne et l'écart-type des luminances des trois parois en face du participant sont respectivement de 19 et 3.0 cd/m². La Figure 37 illustre le champ de luminances faisant face au participant. Dans ce cas, l'éclairement vertical mesuré au niveau de l'œil du participant (1.20m de hauteur) est de 55 lux et l'éclairement horizontal mesuré à 0.80 m de hauteur (plan utile) est de 102 lux. Cet éclairage sera appelé « éclairage de référence » dans les chapitres suivants. Notons que différentes configurations des projecteurs (et deux optiques différentes) ont été testées au préalable pour obtenir la luminance de fond la plus uniforme possible dans le champ visuel du participant. La cible de fixation se trouve sur la paroi en face du participant à une hauteur de 1.20 m (voir Figure 38).

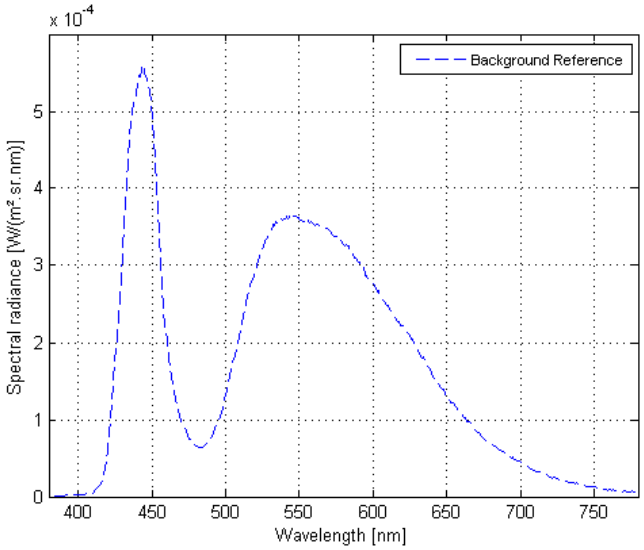


Figure 36 – Radiance spectrale mesurée au niveau de la cible de fixation depuis la position du participant, salle octogonale

	$x_{F,10}$	$y_{F,10}$	x	y	T_{cp}	R_f	R_g
Stimulus de fond	0,332	0,334	0,327	0,345	5755 K	72	97

Tableau 3 - Caractéristiques colorimétriques de l'éclairage de référence, salle octogonale (radiance spectrale mesurée au niveau de la cible de fixation depuis la position de l'œil du participant)

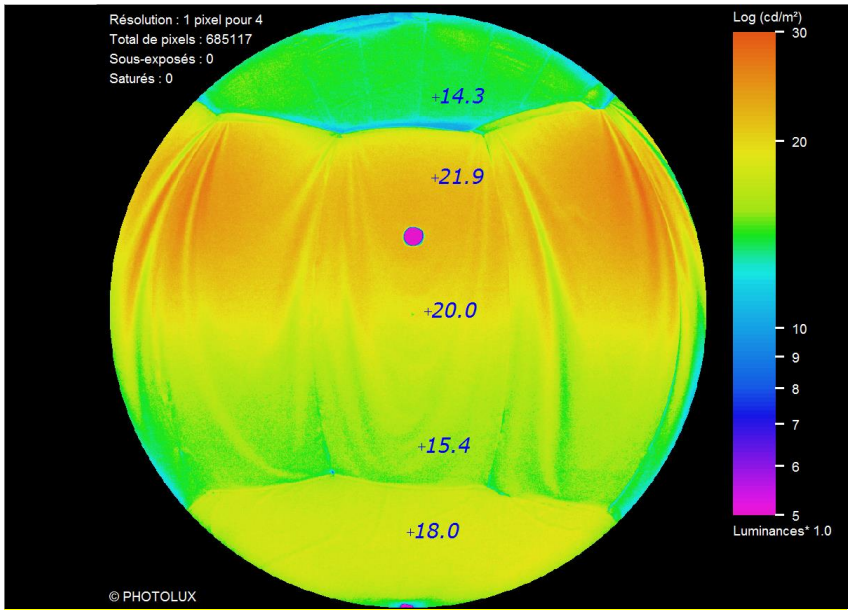


Figure 37 - Carte de luminances du champ de vision du point de vue du participant, salle octogonale

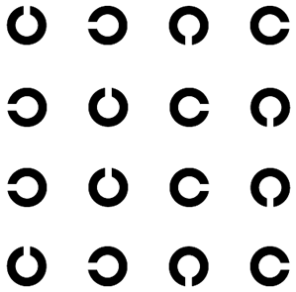


Figure 38 - Cible de fixation située en face du participant

La source éblouissante circulaire (rayon de 5 cm, taille angulaire de 2.2°) est construite à partir d'un quatrième projecteur SourceFour LED, auquel ont été ajoutés deux diffuseurs et un cache de délimitation. Elle est placée derrière la paroi située en face du participant et dirigée vers le participant à travers un trou dans le tissu, à 20° au-dessus du centre de son champ de vision. Des cartes de luminance ont été relevées pour différents diffuseurs et caches de délimitation (tailles de sources de 5 ou 6 cm de rayon) afin de trouver le meilleur compromis entre l'uniformité de la source et sa superficie. La carte de luminance de la source finale (rayon de 5 cm) est représentée Figure 39.

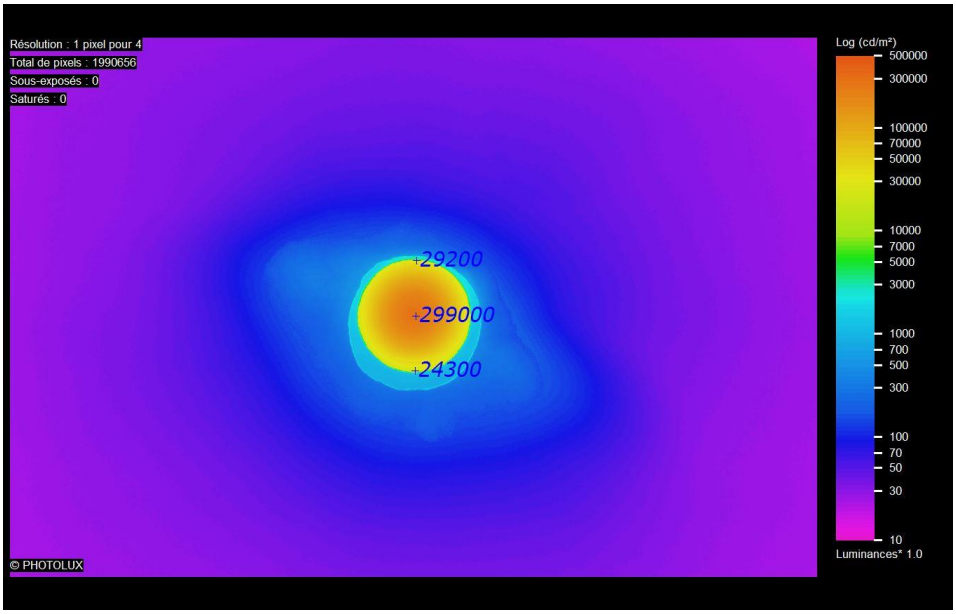


Figure 39 - Carte de luminance de la source éblouissante, salle octogonale

Deux enceintes Logitech ont été placées derrière la paroi centrale pour pouvoir diffuser des stimuli sonores (chapitre V).

II.2 Stimuli

Nous expliquons dans cette partie la méthode utilisée pour déterminer les stimuli éblouissants des expérimentations. Seul le principe de cette méthode est détaillé dans cette partie : les stimuli et leurs caractéristiques photométriques, spectrales et colorimétriques seront détaillés dans chaque chapitre expérimental correspondant.

II.2.1 Objectif

Il est nécessaire de contrôler les caractéristiques spectrales et photométriques des stimuli présentés aux participants. Cela implique d'une part de connaître les caractéristiques des distributions spectrales des projecteurs utilisés, et d'autre part de bien définir les mélanges de ces distributions spectrales pour élaborer les stimuli expérimentaux.

La problématique de l'influence spectrale sur l'éblouissement d'inconfort étant centrale dans notre travail, nous avons souvent eu recours à l'élaboration de stimuli métamères : des distributions spectrales différentes ayant mêmes composantes trichromatiques. En effet, pour tester l'influence de l'excitation des CGRips sans modifier la couleur perçue, des stimuli métamères sont nécessaires. En particulier, des stimuli métamères selon l'observateur fondamental de la CIE impliquent que les excitations des cônes L, M et S sont identiques pour ceux-ci. Ainsi, en situation de vision photopique (saturation des bâtonnets), la variation d'excitation des CGRips ne peut provenir que du contenu mélanopique, d'où une forte ou faible excitation des CGRips par les stimuli uniquement en fonction du contenu mélanopique. La méthode de substitution silencieuse a été utilisée pour élaborer des stimuli métamères [Cohen and Kappauf 1982; Viénot et al. 2012; Viénot and Brettel 2014]. En fonction des expérimentations, le métamérisme a été calculé selon l'observateur de référence CIE 2° 1931 ou l'observateur fondamental CIE 10° 2015. Du fait de la différence de fonctions colorimétriques employées pour calculer les composantes trichromatiques, deux stimuli métamères selon un observateur ne peuvent pas être simultanément métamères selon l'autre observateur. Remarquons que lorsque l'observateur 2° 1931 est utilisé, la température de couleur proximale (déterminée à partir des coordonnées trichromatiques de cet observateur) est identique pour les deux stimuli métamères, alors que ce n'est pas le cas lorsqu'un autre observateur est utilisé (plusieurs centaines de Kelvin d'écart peuvent être trouvées). Ce cas prend son importance dans l'étude présentée dans le chapitre VI où nous comparerons l'éblouissement d'inconfort causé par des stimuli métamères déterminés selon les observateurs 2° 1931 ou 10° 2015.

II.2.2 Détermination des distributions spectrales des stimuli

Les distributions spectrales des sept canaux de LEDs de la source éblouissante ont été préalablement mesurées au spectroradiomètre, à différents niveaux de codage DMX sur le lieu de l'expérimentation. La relation (linéaire) entre la luminance d'un canal LED et le codage DMX lui correspondant a été ensuite modélisée. Ainsi, cela permet de définir le codage DMX de chaque type de LED à partir des quantités photométriques voulues. Il est ainsi possible de contrôler la quantité de lumière émise par ce codage DMX, en passant par une fonction de linéarisation (fonction différente pour chaque canal).

Le stimulus métamère (à un stimulus référence défini au préalable) est obtenu, selon la méthode de substitution silencieuse, en déterminant les contributions de chaque canal LED à ce stimulus (proportion par rapport à la quantité maximale que chaque LED peut produire). Le programme Matlab *fmincon* est utilisé dans ce but. Ce programme permet de déterminer des inconnues pour minimiser ou maximiser une fonction (par exemple la quantité mélanopique [CIE-S026 2018]), tout en ayant la possibilité de prendre en compte des contraintes (par exemple, égalisation des composantes trichromatiques).

Dans ces calculs nous avons utilisé les courbes colorimétriques de la CIE [CIE-15 2018; CIE-170-1 2006] et les spectres d'action des photorécepteurs de la CIE [CIE-S026 2018].

Une fois ces sept coefficients déterminés, le codage DMX correspondant est obtenu en se référant aux courbes de linéarisation entre la luminance et le codage DMX précédemment définies. Ensuite, la

distribution spectrale du stimulus obtenu est mesurée et comparée à celle théorique donnée par le programme Matlab. La correspondance des coordonnées trichromatiques des stimuli métamères est aussi vérifiée.

A titre d'exemple, le Tableau 4 et la Figure 40 montrent les distributions spectrales et les codages DMX des canaux du projecteur pour un stimulus appelé LowMel (LED blanche seule à son maximum) et un stimulus appelé HighMel, maximisant le contenu mélanopique tout en ayant les mêmes composantes trichromatiques fondamentales que le stimulus LowMel.

Canal	LowMel	HighMel
Rouge	0	154
Blanc	255	0
Ambre	0	114
Vert	0	255
Cyan	0	254
Bleu	0	207
Indigo	0	0

Tableau 4 – Exemple de codage DMX de deux stimuli métamères

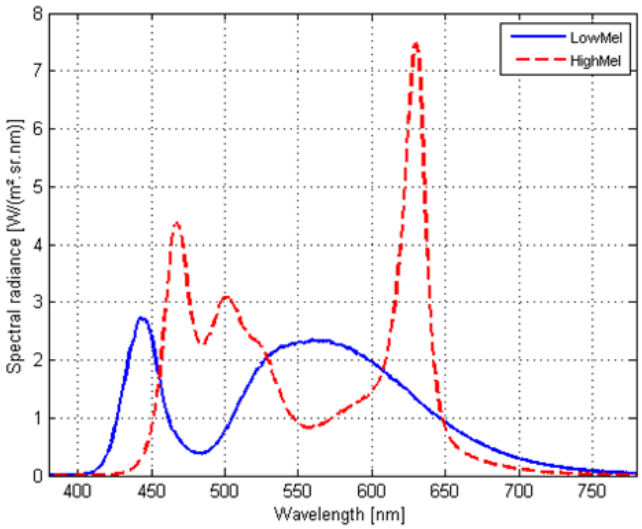


Figure 40 - Distributions spectrales de deux stimuli métamères

II.2.3 Mesures finales

II.2.3.1 Relevés

Le codage DMX des sept canaux de chaque stimulus étant défini, il reste ensuite à déterminer la variation de luminance du stimulus correspondant au huitième canal du codage DMX. Le codage des sept canaux d'un stimulus ne varie pas pendant l'expérimentation, seul le huitième canal est utilisé pour faire varier la luminance du stimulus. La luminance de chaque stimulus est ensuite mesurée à différentes valeurs de DMX, puis la fonction de linéarisation entre la luminance et le codage DMX est modélisée. De cette façon, il est ensuite possible de coder la luminance voulue en DMX, ou de calculer la luminance du stimulus à partir de son codage DMX.

Le codage DMX des niveaux des stimuli est ensuite obtenu à partir de ces fonctions de linéarisation (pour toutes les expérimentations, à l'exception de celle du chapitre VI où pour être plus précis les valeurs de luminance étaient mesurées pour le codage DMX donné par la courbe de linéarisation et pour les deux codages adjacents ; le codage DMX produisant la luminance la plus proche de la valeur de luminance ciblée était ensuite sélectionné).

Une fois les stimuli définis, des mesures spectrales d'éclairements énergétiques ou de radiances sont réalisées pour caractériser les conditions expérimentales. Sont ainsi calculés (selon l'observateur CIE choisi) :

- la luminance au niveau de la cible de fixation (en face du participant), mesurée au niveau de l'œil du participant ;
- l'éclairement vertical mesuré au niveau de l'œil du participant ;
- l'éclairement horizontal à hauteur du plan utile (0.80 m).

Des cartes de luminance sont aussi réalisées pour renseigner sur la répartition de luminance dans le champ visuel du participant, ainsi que pour vérifier l'uniformité de la source éblouissante et celle du fond.

II.2.3.2 Sécurité des participants

Le dispositif et le protocole expérimentaux ont été validés par le Comité de Protection des Personnes[17] (CPP) Sud-Est II de Lyon (14 décembre 2016), qui a considéré que cette étude n'entrait pas dans le champ d'application de la Loi du 9 août 2004 (Numéro IRB : IORG 0007596).

De plus, nous nous sommes assurés que les niveaux lumineux présentés n'étaient pas dangereux pour la rétine des participants. Pour cela, nous nous sommes basés sur les documents suivants :

- la norme de sécurité photobiologique des lampes et des appareils utilisant des lampes (NF EN 62471 ou IEC 62471, 2006) [IEC 2006] ;
- la directive 2006/25/CE du Parlement européen et du Conseil du 5 avril 2006 [Parlement Européen 2006] ;
- la norme d'application de l'IEC 62471 aux sources de lumière et aux luminaires pour l'évaluation du risque de la lumière bleue (IEC/TR 62778, 2014) [IEC 2014] ;
- le rapport de recommandations de l'*International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection* (ICNIRP) sur les limites d'exposition aux rayonnements visibles incohérents et infrarouges [ICNIRP 2013].

La norme NF EN 62471 a été conçue par la CIE en collaboration avec l'IEC (*International Electrotechnical Commission*). Elle a été publiée en 2006 puis modifiée en 2008, en s'alignant sur la directive européenne 2006/25/CE. Cette norme vise à protéger les utilisateurs des risques causés par une exposition à une lampe ou un luminaire (cataracte au rayonnement infrarouge, photo-rétinite, *etc.*). Elle considère différents types de rayonnements (ultraviolet, visible en particulier pour les courtes longueurs d'ondes, et infra-rouge), différents tissus exposés (cornée, rétine mais aussi peau) et différents temps d'exposition. Elle se base sur des relevés spectraux de la source évaluée, dans des conditions de mesure définies. Des quantités énergétiques spectrales sont calculées en pondérant les relevés spectraux par des spectres d'action dépendant du risque considéré, puis elles sont

[17] Equivalent d'un *Institutional Review Board* (IRB), formulant des avis tenant lieu d'avis éthiques.

additionnées sur un certain domaine de longueurs d'onde. Les « puissances efficaces » du rayonnement sont ensuite parfois multipliées par la durée d'exposition pour obtenir une énergie d'exposition. Cette valeur énergétique est ensuite comparée à une valeur d'exposition énergétique maximale « représentative des conditions auxquelles on estime que pratiquement tous les individus d'une population peuvent être exposés de manière répétitive sans effets délétères sur la santé » (cette valeur limite d'exposition est calculée en fonction des caractéristiques géométriques et du temps d'exposition). La norme permet ensuite de classer le luminaire ou la source dans un « groupe de risque » (en fonction du niveau de groupe de risque, une indication doit être apposée sur le luminaire). Les groupes de risque sont : groupe sans risque, groupe de risque 1 (faible risque), groupe de risque 2 (risque modéré), et groupe de risque 3 (risque élevé). Ils sont définis par une durée limite au-delà de laquelle la lampe présente un risque photobiologique (par exemple la présence d'un risque rétinien lié à la lumière bleue après 0.25 seconde d'exposition).

La norme IEC/TR 62778 vise à expliciter l'utilisation de la norme 62471 pour le risque lié à la "lumière bleue" (*blue light hazard*). Cette dénomination concerne un domaine de longueurs d'onde qui ne se restreint pas seulement aux longueurs d'ondes bleues mais s'étend sur une gamme plus large de courtes longueurs d'ondes (380 à 520 nm). Nous pouvons préciser que le risque en lumière bleue est souvent associé dans les médias à la technologie LED car celle-ci présente des luminances élevées et que la distribution spectrale des LEDs blanches et bleues recouvre de façon significative le spectre d'action $B(\lambda)$, correspondant à ce risque photobiologique. Un rapport de l'ANSES, présentant un état des lieux des risques liés à la technologie LED, a notamment identifié un risque essentiellement lié aux LEDs blanches puissantes de températures de couleur élevées et à certaines LEDs bleues (classées en groupe de risque 2) [ANSES 2010]. Ce risque est cependant maîtrisable car il concerne une petite partie des LEDs existantes. De plus, il est contrôlé via le nombre de LEDs du luminaire, la présence d'un diffuseur, et la distance d'exposition au luminaire. Il n'y a donc aucune preuve à ce jour que les éclairages LED soient dangereux pour la rétine humaine en conditions classiques d'utilisation [Point 2016; Point 2017; Point 2018].

Suite aux calculs réalisés d'après ces documents normatifs, nous avons conclu que tout risque photobiologique était absent pour nos stimuli expérimentaux (en considérant des stimuli de 180 secondes).

II.2.4 Mise en œuvre et présentation des stimuli

Les sources lumineuses sont pilotées par un programme LabVIEW, via le codage DMX (programme LabVIEW adapté à chaque expérimentation). Celui-ci permet de présenter les stimuli dans un ordre préalablement défini et de piloter la source éblouissante et l'éclairage des parois de la salle de façon synchronisée.

Le programme LabVIEW permet non seulement de présenter les stimuli selon un ordre spécifique, mais aussi de récupérer les réponses données par les participants et de les enregistrer anonymement (pour les méthodes psychophysiques). Ces données sont ensuite analysées via des programmes développés sous Matlab et R. La Figure 41 montre des exemples d'interfaces du programme LabVIEW, correspondant à deux expérimentations psychophysiques (comparaison par paires et estimation de magnitude).

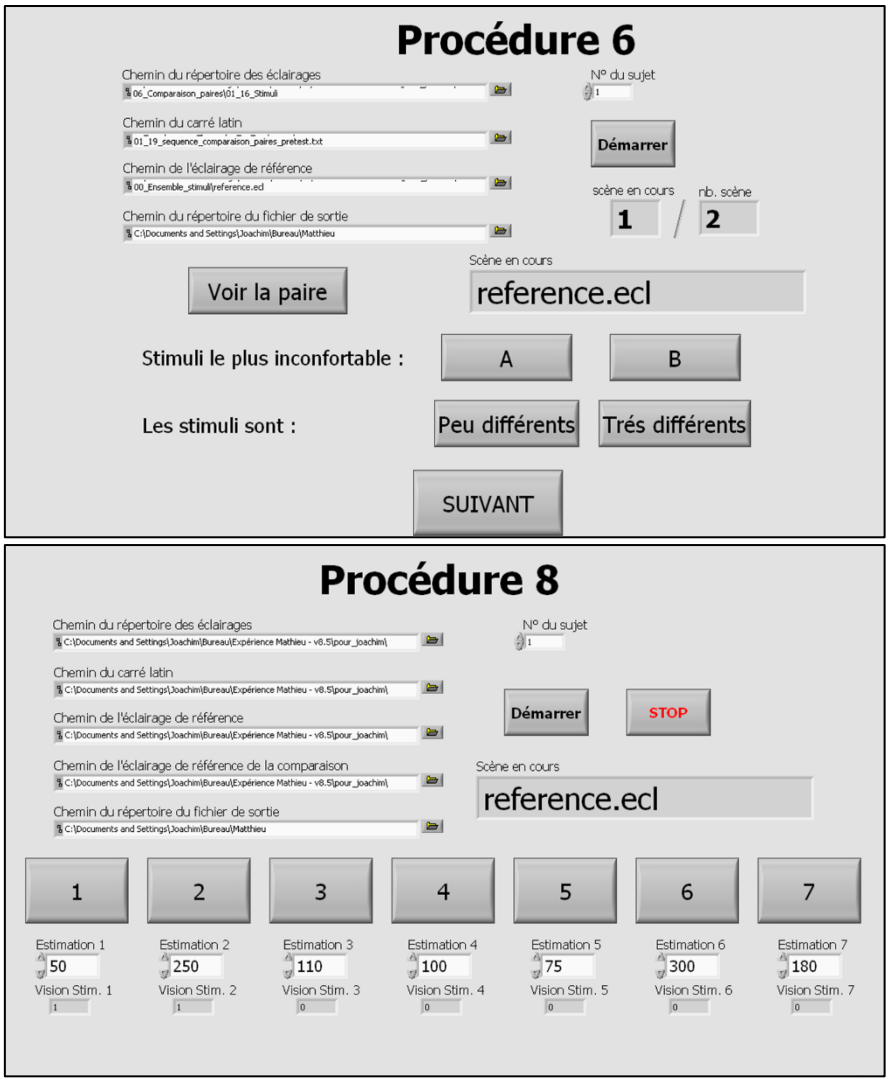


Figure 41 - Captures d'écrans d'interfaces des programmes LabVIEW
(procédures de comparaison par paires en haut ; estimation de magnitude en bas)

Un entraînement sur deux ou trois stimuli était toujours effectué par le participant avant de réaliser l'expérimentation (résultats non analysés). Le but de cet entraînement était de familiariser le participant avec la procédure utilisée.

II.3 Méthodes d'analyse de données psychophysiques[18]

Dans notre travail de thèse nous avons eu recours à des méthodes statistiques pour l'analyse de données psychophysiques (expérimentations des chapitres III, IV et VI). Nous présentons ces méthodes dans cette partie. La fonction logarithme a été systématiquement appliquée aux luminances des échantillons de données psychophysiques. Ce choix repose sur le fait que la perception d'un

[18] Cette partie s'appuie principalement sur trois références : le cours en ligne (MOOC) *Statistiques pour l'ingénieur* de l'Institut Mines-Télécom (2016), le livre *Statistical methods for psychology* de Howell (2010) et le livre en ligne *Statistique et Machine learning : de Statisticien à Data scientist* de Wikistat (2019).

phénomène est logarithmique par rapport à l'intensité de la grandeur responsable de ce phénomène (loi de Weber [Goldstein 2010]).

Pour certaines analyses statistiques, il est nécessaire de vérifier l'hypothèse de normalité des données obtenues expérimentalement. Pour cela, nous avons mené en parallèle plusieurs approches : tracé des boîtes à moustaches (*boxplots*), histogrammes, diagrammes quantile-quantile (*QQ plots*), et utilisation de tests de normalité (tests de Shapiro-Wilk et Jarque-Bera, à l'aide du logiciel Xlstat). Les analyses de normalité ne seront pas détaillées dans ce manuscrit pour des raisons de concision.

Nous représenterons dans ce manuscrit la distribution des données d'un échantillon sous la forme d'un graphe indiquant la moyenne de l'échantillon et son intervalle de confiance à 95% (représentant l'intervalle dans lequel la moyenne de la population globale, dont l'échantillon est issu, a 95% de chance de se situer théoriquement pour une distribution normale) [Howell 2010].

II.3.1 Test de Student et test de conformité à un standard

Le test de Student (ou *t-test* [Howell 2010]) permet de comparer deux échantillons de données pour conclure s'ils sont significativement différents et ainsi conclure sur la significativité de l'influence du facteur évalué (dont le niveau ou la modalité diffère pour chaque stimulus, par exemple l'intensité lumineuse ou la distribution spectrale). Il s'agit d'un test paramétrique de comparaison de moyennes, pour lequel il faut préalablement vérifier la normalité des échantillons considérés. Ce test suppose aussi que les variances des deux échantillons soient homogènes (homoscédasticité vérifiée par le test de Levene [Howell 2010]). Lorsqu'un même groupe de sujets émet un jugement pour des stimuli différents, les échantillons de réponses obtenus sont qualifiés d'appariés : les réponses des individus pour chaque stimulus sont liées. Il est alors possible de réaliser un test de Student adapté à deux échantillons appariés (dans ce manuscrit tous les stimuli présentés dans les expérimentations ont été jugés par l'ensemble des participants d'où des échantillons appariés). La conclusion du test prend la forme d'une valeur, appelée p-valeur (*p-value*). Pour conclure si la différence entre les échantillons est significative (rejet de l'hypothèse d'égalité des moyennes des deux échantillons, appelée hypothèse nulle), cette p-valeur est comparée à une valeur seuil α précédemment choisie (seuil de significativité, représentant le risque de se tromper en rejetant l'hypothèse nulle alors que celle-ci est vraie). Si la p-valeur est inférieure à la valeur seuil α, la différence entre les moyennes des échantillons est considérée significative. Pour l'ensemble de notre travail, un seuil α de 0.05 a été choisi. Notons que lorsque la différence entre les deux échantillons n'est pas significative, il n'est pas possible de rejeter l'hypothèse selon laquelle les moyennes de ces deux échantillons sont égales : il est alors important de ne pas interpréter que les moyennes des deux échantillons sont égales car le test ne permet pas d'arriver à cette conclusion.

Il est aussi possible de comparer un échantillon à une valeur référence μ, correspondant à la moyenne théorique de la population « totale » de laquelle est issu cet échantillon : ce type de test statistique est appelé un test de conformité à un standard. Ce test suppose aussi la normalité de l'échantillon. Il consiste à observer si la moyenne-référence μ est incluse dans l'intervalle de confiance à 95% de l'échantillon considéré (si ce n'est pas le cas, l'hypothèse de conformité à la moyenne μ est rejetée).

Les tests de Student ont été réalisés avec le logiciel Xlstat et les tests de conformité à un standard avec le logiciel R.

II.3.2 Modèles mixtes

Pour évaluer la significativité des facteurs des stimuli présentés dans les expérimentations, nous avons décidé d'utiliser les modèles mixtes[19] (χ^2 de type II de Wald) [Wikistat 2019; Knoblauch and Maloney 2012]. En effet, le test de Student est suffisant dans le cas de la comparaison de deux échantillons (un facteur étudié, dont deux valeurs ou modalités sont présentées) mais n'est plus utile lorsque le nombre de stimuli est plus important (plus de facteurs ou plus de modalités pour un même facteur). Il est alors nécessaire de modéliser les réponses des participants (variable à expliquer quantitative, appelée aussi variable dépendante) selon un modèle statistique prenant en compte l'influence de chacun des facteurs étudiés (variables explicatives quantitatives ou qualitatives, appelées aussi variables indépendantes ; à effets fixes), celle des sujets (variable explicative qualitative, appelée aussi variable indépendante ; à effets aléatoires) ainsi qu'une erreur résiduelle correspondant à l'écart de chaque réponse par rapport au modèle général[20]. Les facteurs qui ne varient pas sont appelés variables de contrôle. Ce modèle permet ensuite de conclure si l'influence des facteurs est significative (en comparant les p-valeurs associées à chaque facteur à une valeur seuil α). Les modèles mixtes permettent d'évaluer la significativité de l'influence de plusieurs facteurs, mais aussi la significativité de leurs interactions[21]. Le recours aux modèles mixtes suppose une vérification de la normalité des résidus obtenus (ensemble des erreurs résiduelles correspondant à chaque réponse). Comme les modèles linéaires d'analyse de variance (ANOVA), les modèles mixtes permettent de conclure uniquement sur la significativité d'un facteur, pas sur la différence entre les stimuli présentés à différentes modalités de ce facteur. Pour cela, des tests de comparaisons multiples (*pairwise comparison*) sont nécessaires. Dans notre travail nous avons utilisé des tests post hoc de Tukey, les plus souvent utilisés en analyse statistique [Howell 2010] (ils modifient la valeur de significativité α en fonction du nombre de comparaisons effectuées entre les stimuli). Pour l'ensemble des expérimentations, il a été choisi un seuil α de 0.05 pour conclure sur la significativité des p-valeurs.

Les analyses de modèles mixtes et de tests de Tukey ont été réalisées avec le logiciel R.

II.3.3 Significativité et taille d'effets

La p-valeur indique si le facteur étudié a une influence significative. En revanche, elle n'indique pas si cette influence est faible ou forte, sa valeur n'apporte aucune information sur ce point. La taille d'effet est l'indicateur renseignant sur l'importance de l'influence du facteur, elle désigne « à quel degré un phénomène donné est présent dans la population » [Cohen 1988; Bourque et al. 2009]. Il est important

---

[19] Nous avons choisi de baser notre analyse sur les modèles mixtes plutôt que sur les modèles d'analyse de variance (ANOVA ou ANOVA à mesures répétées) car ceux-ci étaient plus appropriés pour la prise en compte simultanée de plusieurs facteurs (niveau lumineux, influence spectrale, biais expérimental), tout en tenant compte du facteur « sujet ».

[20] Les modèles mixtes répartissent les facteurs explicatifs en deux catégories : effets fixes (paramètres contrôlés, auxquels on s'intéresse, par exemple le niveau lumineux ou la distribution spectrale) et effets aléatoires (effets non contrôlés, auxquels on ne s'intéresse pas mais qui peuvent influencer les données récoltées, comme le sujet ou la localisation géographique).
L'erreur du sujet et l'erreur résiduelle sont modélisées selon des distributions normales centrées sur zéro.

[21] Modéliser les interactions entre deux facteurs A et B permet de considérer qu'un facteur A varie en fonction des modalités du facteur B. Par exemple, cela permet de considérer que l'influence spectrale est différente lorsque le stimulus est présenté à faible ou à fort niveau lumineux (l'hypothèse simple, sans interaction, étant que l'influence spectrale est identique, à faible ou à fort niveau). Le modèle mixte permet de savoir si cette interaction est présente ou pas (pour conclure si les facteurs étudiés s'influencent entre eux).

de considérer la p-valeur et la taille d'effet simultanément lors de l'étude d'un facteur, car ces deux informations sont complémentaires (le calcul de taille d'effet indique la force de cet effet dans le cas où celui-ci existerait, mais n'indique pas que celui-ci existe). Dans notre travail nous considérerons les tailles d'effets selon deux approches. La première s'appuie sur une taille d'effet global, représentant le pourcentage de variabilité des données expliqué par le modèle (est-ce que le modèle explique bien les données ? Est-ce que les facteurs explicatifs ont un effet important ?). L'indice global de taille d'effet utilisé dans notre travail est le Ω^2 de Xu [Xu 2003]. Cette approche rappelle l'indice R^2 d'une régression (le terme « pourcentage de variance expliquée » est souvent utilisé). La seconde approche est de considérer la taille d'effet de chaque facteur, à partir des données de chacun des stimuli présentant les modalités de ce facteur (pour chaque modalité des autres facteurs). Par exemple, la taille d'effet du facteur A est calculée à partir des sous-échantillons de données d'évaluation des modalités A1 et A2, pour une modalité fixée B1 du facteur B. Pour cela, nous avons utilisé le d de Cohen comme indice de taille d'effet : des valeurs de 0.2, 0.5 ou 0.8 correspondent respectivement à un petit, moyen ou grand effet [Cohen 1988].

Les calculs de tailles d'effet ont été réalisés avec le logiciel R.

III. Expérimentations préliminaires

III.1 Influence du contenu spectral sur l'éblouissement d'inconfort : expérimentation basée sur une procédure d'ajustement

A la suite de l'étude bibliographique résumée au chapitre I, nous avons mené une expérimentation exploratoire dont le but était d'étudier si le contenu spectral d'une source lumineuse influence significativement la perception d'inconfort. Cette partie s'appuie sur le travail présenté dans les articles suivants [Iodice et al. 2017a; Iodice et al. 2019a].

III.1.1 Installation expérimentale et stimuli

Cette expérimentation s'est déroulée en conditions photopiques dans la salle cubique décrite dans la partie II.1.3.1 (Figure 28). Le stimulus éblouissant se trouvait à 20° au-dessus du centre du champ de vision du participant (disque de 2 cm de diamètre).

Les stimuli de l'expérimentation ont été élaborés pour s'intéresser à trois sous-problématiques :

P1 : A luminance équivalente, la couleur d'une source éblouissante a-t-elle une influence sur la perception de l'éblouissement d'inconfort ?

P2 : Pour des sources de lumière blanche, la chromaticité est-elle suffisante pour prédire l'influence du contenu spectral sur l'éblouissement d'inconfort ou est-il nécessaire de tenir compte de l'information de la distribution spectrale ?

P3 : Les CGRips sont-elles impliquées dans la perception de l'éblouissement d'inconfort ?

Treize distributions spectrales ont été déterminées pour étudier ces trois sous-problématiques (partie II.2.2).

Pour la sous-problématique P1, six stimuli colorés composés des différents canaux du projecteur sont comparés : Rouge (R), Ambre (A), Vert (G pour green), Cyan (C), Bleu (B) et Indigo (I). Ces stimuli colorés sont aussi comparés à la LED blanche (T_{cp} = 4504 K ; W pour white). La Figure 42 représente leurs radiances spectrales mesurées à puissance maximale du projecteur au niveau de l'œil du participant. Le Tableau 5 donne les caractéristiques photométriques et colorimétriques de ces stimuli. Les luminances sont calculées à partir des radiances spectrales pour un observateur fondamental CIE 10°.

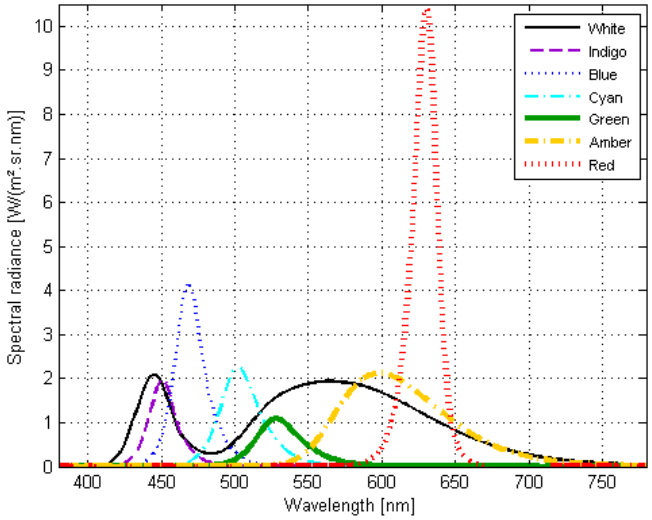


Figure 42 – Radiances spectrales de chaque canal LED de la source éblouissante (mesurées à puissance maximale au niveau de l'œil du participant)

	Luminance [cd/m²]	x	y	Pic [nm]
White	121063	0.363	0.378	
Indigo	4059	0.153	0.026	451
Blue	16609	0.126	0.077	468
Cyan	31412	0.082	0.567	502
Green	25862	0.219	0.715	528
Amber	66899	0.580	0.418	598
Red	46943	0.695	0.304	630

Tableau 5 - Caractéristiques des stimuli colorés, 1ère sous-problématique (puissance maximale)

Pour la sous-problématique P2, cinq stimuli métamères à la LED blanche (T_{cp} = 4504 K, x=0.363, y=0.378) sont comparés. Quatre de ces stimuli sont des combinaisons de trois LEDs colorées : RGB, RCB, RGI, RCI. Le dernier est une combinaison de cinq LEDs colorées (AGCBI). Nous avons choisi, dans cette expérimentation, d'utiliser l'observateur de référence CIE 2° 1931 pour calculer ces métamères car cette référence est fortement utilisée en éclairage. La Figure 43 représente les radiances spectrales de ces stimuli mesurées à puissance maximale du projecteur au niveau de l'œil du participant. Le Tableau 6 donne les caractéristiques photométriques et colorimétriques de ces stimuli (indices de rendu des couleurs R_f et R_g respectivement pour la fidélité et le gamut, calculés à partir de [IESNA 2018; CIE-224 2017]). Les luminances sont calculées pour un observateur fondamental CIE 10°. Le Tableau 7 résume le pourcentage relatif de radiance fournie par chaque LED pour les stimuli.

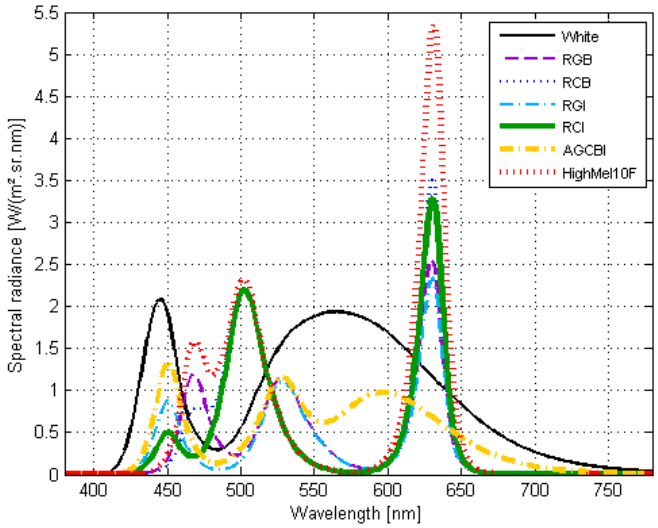


Figure 43 – Radiances spectrales de la LED blanche et de ses stimuli métamères (mesurées à puissance maximale au niveau de l'œil du participant)

	Luminance [cd/m²]	x	y	T_{cp} [K]	R_f	R_g
White	121063	0.363	0.378	4504	72	95
RGB	43341	0.358	0.376	4666	64	106
RCB	48927	0.366	0.368	4375	23	80
RGI	38631	0.364	0.371	4446	70	125
RCI	46701	0.363	0.371	4455	29	93
AGCBI	60878	0.364	0.374	4473	84	101

Tableau 6 - Caractéristiques des stimuli métamères, 2ème sous-problématique (puissance maximale)[22]

	RGB	RCB =HighMel2	RGI	RCI	AGCBI	HighMel10F
White						
Indigo			17.7%	6.6%	18.8%	
Blue	22.2%	8.9%			0.4%	15.9%
Cyan		47.9%		50.6%	2.8%	35.5%
Green	35.9%		40.5%		27.8%	
Amber					50.3%	
Red	42.0%	43.3%	41.8%	42.8%		48.6%

Tableau 7 - Pourcentage relatif de radiance fournie par chaque LED pour les stimuli métamères

[22] Nous remarquons que les températures de couleur proximales sont comprises dans (ou proches de) l'intervalle de température de couleur correspondant à une différence chromatique juste discernable par rapport à la température de couleur du stimulus White (4504K) [4395K ; 4618K] (p. 574 ; [Wyszecki and Stiles 2000]).

Pour la sous-problématique P3, trois stimuli métamères à la LED blanche sont comparés pour questionner l'implication des CGRips dans l'éblouissement d'inconfort (partie II.2.1). Nous les avons déterminés en optimisant (minimisant ou maximisant) la quantité d'énergie excitant la mélanopsine : un stimulus excitant faiblement les CGRips (appelé LowMel), et deux autres excitant fortement les CGRips (appelés HighMel2 et HighMel10F). Les stimuli excitant fortement les CGRips sont obtenus en se basant, respectivement, sur l'observateur de référence CIE 2° 1931 et sur l'observateur fondamental CIE 10° 2015 (car le stimulus est situé à plus de 10° et cet observateur se base sur les courbes de sensitivité des cônes L, M, S). La LED blanche (LowMel = W) est le stimulus d'excitation faible des CGRips (autant pour l'observateur de référence CIE 2° 1931 que pour l'observateur fondamental CIE 10° 2015). Le stimulus d'excitation forte des CGRips métamère pour l'observateur de référence CIE 2° 1931 est le stimulus RCB (HighMel2 = RCB). Le stimulus d'excitation forte des CGRips métamère pour l'observateur fondamental CIE 10° 2015 (HighMel10F) est composé des mêmes LEDs rouge, cyan et bleue dans des proportions différentes (proportions détaillées dans le Tableau 7). Ainsi, le niveau d'excitation des CGRips du stimulus HighMel2 est deux fois plus élevé que celui du stimulus LowMel (radiance mélanopique de 2.0 mW/(m².sr) par rapport à 0.7 mW/(m².sr), pour une luminance de 1 cd/m² en V(λ), soit une luminance unitaire); le niveau d'excitation des CGRips du stimulus HighMel10F est deux fois plus élevé que celui du stimulus LowMel (radiance mélanopique de 1.6 mW/(m².sr) par rapport à 0.7 mW/(m².sr), pour une luminance de 1 cd/m² en $V_{F,10}(\lambda)$, soit une luminance fondamentale unitaire). La Figure 43 représente les radiances spectrales de ces stimuli mesurées à puissance maximale du projecteur au niveau de l'œil du participant. Le Tableau 8 donne les caractéristiques photométriques et colorimétriques de ces stimuli. Les luminances sont calculées pour un observateur fondamental CIE 10°. Le Tableau 9 détaille les radiances alpha-opiques des stimuli. Elles sont présentées pour une luminance fondamentale unitaire ; les radiances correspondant aux niveaux des stimuli s'obtiennent en multipliant les radiances du tableau par les luminances fondamentales des stimuli).

	Luminance [cd/m²]	x	y	$x_{F,10}$	$y_{F,10}$	T_{cp}	R_f	R_g
LowMel/White	121063	0.363	0.378	0.371	0.365	4504 K	72	95
HighMel2/RCB	48927	0.366	0.368	0.356	0.414	4375 K	23	80
HighMel10F	60945	0.384	0.320	0.372	0.361	3323 K	21	89

Tableau 8 - Caractéristiques des stimuli, 3ème sous-problématique (puissance maximale)

	α-opic radiance [W/(m².sr)]				
	S-cone-opic	M-cone-opic	L-cone-opic	rhodopic	melanopic
White/LowMel	4,92E-04	1,22E-03	1,50E-03	8,87E-04	6,96E-04
Indigo	1,03E-02	1,94E-03	1,14E-03	5,68E-03	6,96E-03
Blue	3,80E-03	1,92E-03	1,14E-03	4,49E-03	5,43E-03
Cyan	2,74E-04	1,72E-03	1,25E-03	2,34E-03	2,16E-03
Green	3,85E-05	1,53E-03	1,34E-03	1,26E-03	8,63E-04
Amber	1,80E-06	8,46E-04	1,69E-03	2,01E-04	6,55E-05
Red	8,92E-07	3,69E-04	1,93E-03	2,97E-05	5,39E-06
RGB	4,37E-04	1,26E-03	1,48E-03	1,28E-03	1,12E-03
RCB/HighMel2	3,79E-04	1,29E-03	1,46E-03	1,71E-03	1,64E-03
RGI	4,99E-04	1,23E-03	1,49E-03	1,12E-03	9,03E-04
RCI	3,98E-04	1,29E-03	1,46E-03	1,67E-03	1,57E-03
AGCBI	4,92E-04	1,22E-03	1,50E-03	9,72E-04	7,88E-04
HighMel10F	5,06E-04	1,21E-03	1,50E-03	1,64E-03	1,63E-03

Tableau 9 - Radiances alpha-opiques des stimuli à luminance fondamentale unitaire d'après le standard S026 de la CIE [CIE ; 2018] (mesures au niveau de l'œil du participant)

III.1.2 Description de la méthode d'ajustement

La méthode d'ajustement est une procédure expérimentale psychophysique, déjà évoquée dans la partie I.3.2.1 de ce manuscrit. Le participant fait varier un paramètre de la scène visuelle de façon à répondre à une consigne donnée. Dans notre cas, le participant devait ajuster la luminance de la source éblouissante dans le but d'obtenir la sensation de limite entre le confort et l'inconfort, détaillée dans la partie I.3.1. Des stimuli égalisés au BCD doivent a priori être égalisés à des niveaux de luminance proches. Par contre, si un effet du contenu spectral se produit, les valeurs de luminance ajustées pour une même sensation d'inconfort devraient être significativement différentes. Ainsi, la base de données de cette expérimentation est constituée des valeurs de luminance des stimuli ajustés au BCD par chaque participant.

Nous verrons plus précisément dans le chapitre IV qu'il existe de nombreuses méthodes psychophysiques pour caractériser l'éblouissement d'inconfort. Pour cette première expérimentation, nous avons hésité entre les procédures d'ajustement et de notation sur des échelles catégorielles car ces deux méthodes sont les plus utilisées dans la littérature (voir partie IV.1.1.2). Nous avons décidé de nous focaliser sur l'ajustement au BCD car la compréhension des termes des échelles catégorielles nous paraissait sujette à des interprétations pouvant différer selon les participants. La notion de BCD a été définie très précisément à tous les participants, de façon identique. Une recherche bibliographique plus complète concernant cette procédure expérimentale est développée dans la partie IV.1.1.

III.1.3 Protocole

Le protocole expérimental était identique pour tous les participants. Les instructions données étaient lues par l'expérimentateur, de façon à présenter l'expérimentation de la même manière à chaque participant (exemple de fiche de protocole et d'instructions disponible en annexe B. Après une rapide description de l'expérimentation, les participants signaient un formulaire de consentement (exemple disponible en annexe C). Leur vision des couleurs était vérifiée par un test d'Ishihara [Ishihara 1917].

Leurs lunettes étaient nettoyées si nécessaire. Des informations générales leur étaient demandées (sexe, âge, *etc.*). Les participants étaient ensuite accompagnés dans la salle, et s'asseyaient à 1.5 m de la paroi où était positionnée la source éblouissante (située en face d'eux). Après avoir écouté les instructions (« s'imaginer dans une situation confortable », « assis dans un fauteuil dans un environnement de travail », « évaluer le ressenti d'inconfort en fonction de la gêne causée par la source »), ils positionnaient leur tête dans une mentonnière et leur fauteuil était ajusté pour fixer la hauteur de leurs yeux à 1.20m, pendant toute la durée de l'expérimentation. Il leur était demandé de ne jamais regarder la source éblouissante. Un potentiomètre linéaire leur était donné pour ajuster et valider le niveau de luminance au BCD pour chaque stimulus. Les participants avaient pour consigne de ne pas regarder le potentiomètre pour éviter tout effet de mémoire de position du curseur. Quand ils validaient leur ajustement, un son était émis, indiquant le passage au stimulus suivant.

L'expérimentation était pilotée par un programme LabVIEW présentant les stimuli aléatoirement et enregistrant les valeurs ajustées de façon anonyme. Les niveaux étaient ajustés au BCD en partant d'une ancre basse (source éblouissante éteinte), puis d'une ancre haute (stimulus éblouissant à puissance maximale) pour prendre en compte le biais d'ancrage causé par les conditions lumineuses initiales proposées au participant. Le Tableau 5, le Tableau 6 et le Tableau 8 présentent les valeurs des luminances maximales pour chaque stimulus.

Avant de commencer l'expérimentation, chaque participant réalisait un entraînement composé de trois stimuli, pour se familiariser avec la procédure d'ajustement et le type de stimuli qu'il verrait par la suite (lumière blanche ou colorée, étendue de luminance, *etc.*). Les stimuli de cet entraînement étaient les mêmes pour tous les participants. Les participants étaient prévenus que les résultats de cet entraînement ne seraient pas analysés. Après avoir terminé l'entraînement, chaque participant réalisait les 26 ajustements au BCD des 13 stimuli présentés dans un ordre aléatoire, à partir des deux ancres minimale et maximale. A la fin de l'expérimentation, les participants étaient remerciés de leur participation par une compensation en chèques cadeaux. La durée totale de l'expérimentation variait entre 30 et 40 minutes selon le participant.

III.1.4 Analyse des résultats

29 participants se sont portés volontaires pour participer à l'expérimentation : 20 hommes et 9 femmes, âgés de 22 à 40 ans avec une moyenne d'âge de 27 ans et un écart-type de 5.5 ans. Ainsi 754 valeurs de luminances au BCD ont été obtenues (13 stimuli x 2 ancres x 29 participants).

Le premier élément important concerne le relevé des valeurs de luminance au BCD. Nous nous sommes aperçu que certains participants avaient ajustés la valeur de BCD à la luminance de l'ancre haute (valeur maximale), ce qui peut indiquer deux possibilités de ressenti du participant au moment où il choisit cette valeur :

- la luminance de l'ancre haute est bien la valeur ressentie comme étant le BCD,
- la luminance de l'ancre haute n'est pas assez inconfortable et la luminance du BCD est supérieure à cette ancre haute, la participant choisit donc la valeur la plus élevée qu'il peut.

La deuxième possibilité est gênante pour l'analyse. En effet, cela signifie que le participant est « bridé » et que la valeur choisie comme BCD n'est pas sa véritable valeur de BCD. Ce cas s'est produit 22 fois sur les 754 valeurs de BCD ajustées. Nous avons décidé de ne pas considérer dans notre analyse les participants qui ont choisi au moins une fois la luminance de l'ancre haute comme valeur de BCD (pour

éviter un plan expérimental incomplet). Ainsi, neuf participants ont été écartés dans l'analyse des résultats[23].

La base de données de l'analyse est donc composée des 26 radiances spectrales ajustées au BCD, pour 20 participants (N=520). Leurs luminances ont ensuite été calculées à partir des radiances mesurées au niveau de l'œil du participant, avec la fonction de sensibilité spectrale de l'observateur fondamental CIE 10° 2015. Nous utilisons les logarithmes de ces luminances pour l'analyse (comme mentionné partie II.3). Le Tableau 10 présente les moyennes et les écart-types des logarithmes des luminances des stimuli au BCD, pour les 13 distributions spectrales et les deux ancrages. Précisons que la luminance au BCD et la sensation en éblouissement d'inconfort sont reliées de façon inverse : plus la luminance de BCD est élevée, et moins le stimulus est éblouissant.

	Moyennes des $\log_{10}$(luminances) au BCD [$\log_{10}$(cd/m²)]		Ecart-types des $\log_{10}$(luminances) au BCD [$\log_{10}$(cd/m²)]	
	ancre basse	*ancre haute*	*ancre basse*	*ancre haute*
Indigo	3,082	3,150	0,282	0,295
Blue	3,666	3,644	0,293	0,364
Cyan	4,046	4,069	0,204	0,246
Green	4,019	3,952	0,209	0,284
Amber	3,981	4,119	0,419	0,363
Red	3,812	3,984	0,360	0,321
White/LowMel	4,332	4,352	0,305	0,327
RGB	4,181	4,209	0,244	0,247
RCB/HighMel2	4,127	4,126	0,183	0,355
RGI	4,094	4,065	0,280	0,288
RCI	4,125	4,150	0,262	0,326
AGCBI	4,247	4,240	0,238	0,195
HighMel10F	4,122	4,084	0,310	0,386

Tableau 10 - Moyenne et écart-type des logarithmes de luminance des stimuli au BCD pour les deux ancres d'ajustement pour les 20 participants

Le guide 212 de la CIE [CIE-212 2014] détaille des recommandations pour l'utilisation des procédures psychophysiques d'évaluation de luminosité. En particulier, il conseille pour la procédure d'ajustement d'analyser la moyenne des valeurs obtenues par une ancre basse et une ancre haute. Le Tableau 11 présente les valeurs moyennes des logarithmes de luminances et les valeurs de luminance correspondantes. Les radiances spectrales correspondantes sont tracées à la Figure 44. On peut considérer ces luminances et ces radiances spectrales comme ajustées par un participant moyen.

[23] Les résultats ont aussi été analysés avec le panel complet de participants, et bien que les valeurs moyennes de luminance au BCD varient, les conclusions obtenues sont identiques avec celles obtenues avec l'échantillon de 20 participants. Elles n'ont pas été détaillées pour rendre le manuscrit de thèse plus concis.

	Moyennes des $\log_{10}$(luminances) au BCD [$\log_{10}$(cd/m²)]	Luminances correspondantes au BCD [cd/m²]
Indigo	3,116	1306
Blue	3,655	4519
Cyan	4,058	11421
Green	3,985	9667
Amber	4,050	11222
Red	3,898	7908
White/LowMel	4,342	21983
RGB	4,195	15650
RCB/HighMel2	4,126	13380
RGI	4,079	12008
RCI	4,138	13727
AGCBI	4,244	17520
HighMel10F	4,103	12679

Tableau 11 - Moyenne des logarithmes de luminance des stimuli au BCD pour les 20 participants, et luminances correspondantes (moyennes pour les deux ancres)

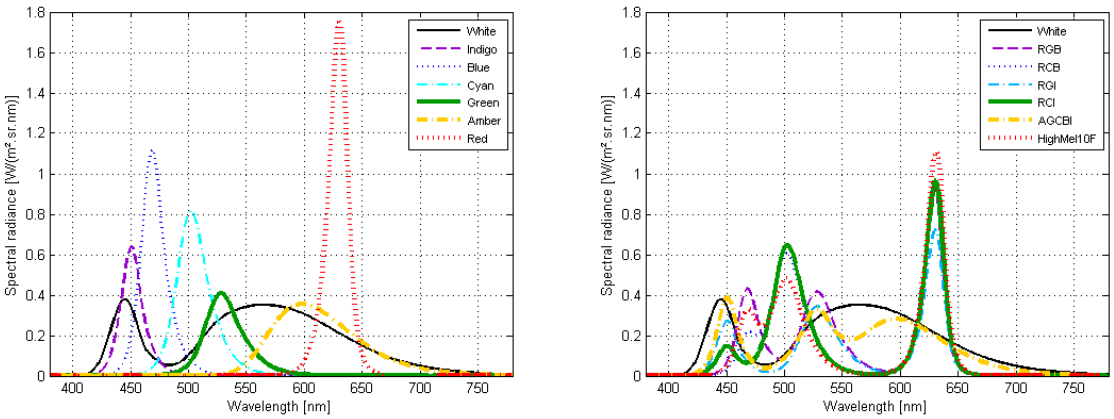


Figure 44 - Radiances spectrales correspondant aux moyennes des logarithmes de luminance pour chaque stimulus au BCD, mesurées au niveau de l'œil des participants (à gauche : stimuli colorés, à droite : stimuli métamères)

Comme cela sera expliqué dans la suite de ce manuscrit, nous avons cependant gardé les deux valeurs d'ancrage distinctes dans l'analyse statistique. En effet, pour l'analyse avec les modèles mixtes, l'ancrage est de ce fait analysé comme un effet fixe (paramètre qualitatif explicatif) car cela nous semblait plus précis.

III.1.4.1 Influence du contenu spectral sur l'éblouissement d'inconfort

Plus un stimulus est ressenti confortable, plus la valeur de luminance pour atteindre le BCD est élevée. A contrario, le ressenti de confort de deux distributions spectrales ayant des valeurs de BCD proches peut être considéré comme équivalent. La Figure 45 décrit les répartitions des logarithmes de luminances au BCD pour chaque stimulus en détaillant les moyennes et intervalles de confiance à 95%, pour les deux ancres.

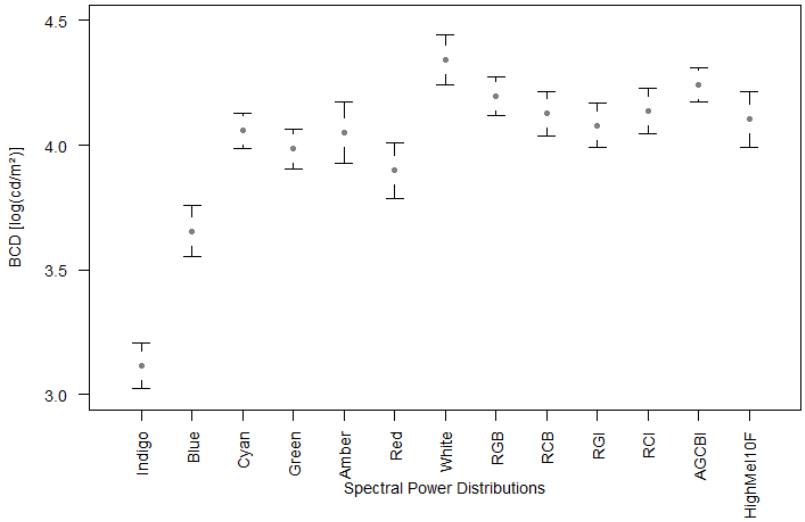


Figure 45 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des logarithmes de luminances des stimuli au BCD

Une analyse basée sur les modèles mixtes (voir partie II.3.2) a été réalisée pour comparer les seuils de limite entre le confort et l'inconfort des stimuli et observer les influences de la distribution spectrale et de l'ancre. Nous avons considéré que l'effet des facteurs étudiés est significatif lorsque la p-valeur correspondante est inférieure au seuil α de 0.05. Les paramètres du modèle mixte sont les suivants :

- la luminance de seuil entre le confort et l'inconfort ajustée par les participants pour la variable à expliquer (variable dépendante),
- la distribution spectrale et l'ancre pour les variables explicatives à effets fixes (variables indépendantes) et leur interaction,
- le participant pour la variable explicative à effets aléatoires (variable indépendante).

La position, la taille, et l'uniformité de la source éblouissante, ainsi que la chromaticité et la luminance du fond sont des variables de contrôle.

La normalité des résidus a été vérifiée (voir partie II.3). Les résultats du modèle mixte sont détaillés dans le Tableau 12. Le facteur « distribution spectrale » est le seul à avoir un effet significatif (ni l'ancre, ni l'interaction entre ancre et distribution spectrale n'ont d'effet significatif). Le modèle mixte permet donc de conclure que des stimuli ayant des distributions spectrales différentes produisent une perception d'éblouissement d'inconfort différente.

	χ	Degré(s) de liberté	*p*-value
Distribution spectrale	947,12	12	**<2e-16**
Ancre	1,47	1	0,225
Distrib. Spectrale : ancre	11,15	12	0,516

Tableau 12 - Résultats du modèle mixte (1ère expérimentation préliminaire, ajustement, n=20)

Nous avons ensuite utilisé des tests de comparaisons multiples pour préciser quelles distributions spectrales sont plus gênantes que les autres (tests de Tukey, voir partie II.3.2) et répondre aux trois sous-problématiques de cette expérimentation. Les tests de comparaisons multiples ont été réalisés sur l'ensemble des 13 stimuli, puis les résultats de significativité paires à paires ont été considérés pour les sous-ensembles définis dans la partie III.1.1, pour répondre à chaque sous-problématique.

III.1.4.2 Influence de la couleur sur l'éblouissement d'inconfort

Les stimuli comparés pour répondre à la sous-problématique P1 sont les suivants : Rouge, Ambre, Vert, Cyan, Bleu, Indigo et Blanc comme référence. Les résultats des tests de comparaisons multiples sont résumés dans le Tableau 13, où les distributions spectrales appartenant à un même groupe (ayant une même lettre) ne sont pas significativement différentes en termes d'inconfort.

	Moyenne de $\log_{10}$(luminance) au BCD [$\log_{10}$(cd/m²)]	Groupes			
White	4,34	A			
Cyan	4,06		B		
Amber	4,05		B		
Green	3,99		B		
Red	3,90		B		
Blue	3,66			C	
Indigo	3,12				D

Tableau 13 – Conclusions des tests de comparaisons multiples pour les stimuli colorés (sous-problématique P1)

Le stimulus blanc est significativement plus confortable que les autres stimuli et les stimuli bleu et indigo sont chacun significativement plus inconfortables que les autres. Les stimuli cyan, ambre, vert et rouge provoquent un inconfort proche.

Nous avons donc un exemple de stimuli colorés où une égalisation en confort ne débouche pas sur des luminances identiques. Il semble donc important de tenir compte d'informations chromatiques et de ne pas se baser uniquement sur la luminance pour caractériser l'éblouissement d'inconfort. Cela est cohérent avec la littérature (voir partie I.3.3.1.2).

III.1.4.3 Influence de la distribution spectrale sur l'éblouissement d'inconfort pour des stimuli métamères

Les stimuli comparés pour répondre à la sous-problématique P2 sont la LED blanche seule et ses métamères RGB, RCB, RGI, RCI, AGCBI. Les résultats des tests de comparaisons multiples sont résumés dans le Tableau 14.

	Moyenne de $\log_{10}$(luminance) au BCD [$\log_{10}$(cd/m²)]	Groupes	
White	4,34	A	
AGCBI	4,24	A	B
RGB	4,19	A	B
RCI	4,14		B
RCB	4,13		B
RGI	4,08		B

Tableau 14 - Conclusions des tests de comparaisons multiples pour les stimuli métamères (sous-problématique P2)

Le stimulus de LED blanche seule est significativement plus confortable que trois des quatre spectres métamères à trois LEDs (RCI, RCB et RGI). Ainsi, nous avons un exemple de stimuli où une égalisation en luminance n'entraîne pas une égalisation en confort, alors que les stimuli ont des coordonnées

trichromatiques identiques. L'influence du contenu spectral sur l'éblouissement d'inconfort ne semble donc pas pouvoir être résumée par les seules coordonnées trichromatiques. De plus, les indices de confort visuel, comme l'UGR, qui tiennent compte uniquement de la luminance de la source, sont incapables de prédire les différences causées par la distribution spectrale des stimuli blancs.

III.1.4.4 Implication des CGRips dans la perception de l'éblouissement d'inconfort

Les stimuli comparés pour répondre à la sous-problématique P3 sont le stimulus de LED blanche seule (White = LowMel), son métamère selon l'observateur de référence CIE 2° 1931 (RCB = HighMel2), et son métamère selon l'observateur fondamental CIE 10° 2015 (HighMel10F). Les résultats des tests de comparaisons multiples sont résumés dans le Tableau 15.

	Moyenne de $\log_{10}$(luminance) au BCD [$\log_{10}$(cd/m²)]	Groupes	
White/LowMel	4,34	A	
RCB/HighMel2	4,13		B
HighMel10F	4,10		B

Tableau 15 - Conclusions des tests de comparaisons multiples pour les stimuli différents en excitation de mélanopsine (sous-problématique P3)

Le stimulus excitant moins les CGRips est significativement moins inconfortable que les deux autres stimuli. Il n'y a pas de différence significative d'inconfort entre les deux stimuli doublant l'excitation des CGRips. L'exemple de ces trois stimuli est donc en faveur de l'hypothèse selon laquelle une excitation accrue des CGRips cause une perception d'éblouissement d'inconfort plus élevée, hypothèse supportée par Bullough par exemple [Bullough 2009].

III.1.4.5 UGR et contenu spectral

Le but de cette expérimentation était d'étudier l'effet de la distribution spectrale sur l'éblouissement d'inconfort, et de tester si cet effet est négligeable ou suffisamment significatif pour être considéré dans les prescriptions d'éclairage. Une possibilité pour estimer cet impact de la distribution spectrale est de calculer les valeurs d'UGR (partie I.3.3.1.1) associées aux luminances de BCD des stimuli. Rappelons que l'étendue des valeurs d'UGR va de 10 (« imperceptible ») à 34 (« intolérable »), et un pas de trois unités représente une différence aisément perceptible [Cai and Chung 2013]. Une valeur d'UGR de 19 qualifie un éblouissement juste acceptable et est empiriquement considérée comme le seuil de limite entre le confort et l'inconfort. Ainsi, celle-ci serait équivalente au BCD. Nous considérons que cette proposition est valable dans cette partie mais nous préciserons dans la partie IV.1.2 que la comparaison des termes de quantité et d'acceptabilité d'inconfort est en réalité plus complexe.

Pour chaque stimulus blanc, les valeurs d'UGR ont été calculées à la luminance du BCD moyen, dans la configuration de l'installation expérimentale (source positionnée en face du participant à 20°, taille de la source de 2 cm de diamètre équivalant à 0.0001 sr, luminance de fond de 16 cd/m²). La formule d'UGR classique ainsi que la formule pour petites sources ont été utilisées (équations détaillées en annexe A), la deuxième formule semblant plus pertinente au vu de la taille de la source. Seuls les stimuli blancs ont été pris en compte car la plupart des sources utilisées en éclairage intérieur sont blanches. Les participants ont ajusté la luminance de l'ensemble des stimuli à la limite entre le confort et l'inconfort, les valeurs d'UGR correspondant aux luminances moyennes de BCD sont donc censées être

proches entre elles, et proches de la valeur 19 (« juste acceptable »). Les notes d'UGR pour les stimuli blancs sont résumées dans le Tableau 16.

	Moyennes des luminances au BCD [cd/m²]	UGR	UGR small
RGI	12008	13	4
HighMel10F	12679	14	5
RCB/HighMel2	13380	14	5
RCI	13727	14	5
RGB	15650	15	6
AGCBI	17520	16	7
White/LowMel	21983	18	9

Tableau 16 – Valeurs d'UGR pour les stimuli blancs au BCD

Le Tableau 16 présente les stimuli selon un ordre croissant en luminance au BCD. De ce fait, il les présente selon un ordre croissant en valeur d'UGR, car l'UGR augmente avec la luminance de la source. Les valeurs d'UGR s'étendent de 13 ("juste perceptible") pour la combinaison de trois LEDs RGI, à 18 (entre « perceptible » et « juste acceptable ») pour la LED blanche. Cette différence d'UGR de cinq unités est considérée comme une différence aisément perceptible en sensation d'éblouissement d'inconfort. La LED blanche est le seul stimulus dont la valeur d'UGR est proche de 19, et donc de la valeur de BCD.

Les résultats obtenus avec la formule d'UGR pour petites sources sont surprenants car les valeurs s'étendent de 4 à 9 (en-dessous d'« imperceptible »). On observe pour cette formule aussi une différence de cinq unités entre les stimuli, par contre les valeurs obtenues sont beaucoup plus faibles que 19. Ainsi, la formule d'UGR classique semble mieux correspondre aux jugements des participants que la formule pour petite sources pour les résultats de notre expérimentation.

Les valeurs d'UGR obtenues démontrent qu'il est important de tenir compte de la distribution spectrale dans les indices de confort visuel comme l'UGR pour éviter une estimation imprécise du confort pour des stimuli blancs. Une modification des formules existantes semble donc nécessaire.

III.1.4.6 Biais d'étendue

L'analyse en modèles mixtes n'indique pas la présence d'un biais d'ancrage. Par contre, il est possible de suspecter que les données subissent un biais d'étendue (*range bias*), comme nous le détaillons dans cette partie.

Le biais d'étendue est un biais expérimental pouvant se produire lors d'expérimentations psychophysiques. Ce biais est dû au fait que le participant peut être influencé inconsciemment par l'étendue de luminances proposée pour l'ajustement. Le participant ajuste alors l'intensité du stimulus différemment en fonction de l'étendue d'ajustement proposée : il a tendance à choisir une valeur d'ajustement plus élevée si l'étendue proposée est plus élevée, y compris dans le cas où il est demandé d'ajuster un seuil absolu [Lulla and Bennett 1981; CIE-212 2014]. Ainsi, lorsque des valeurs d'ajustement de plusieurs stimuli sont comparées, il est préférable de présenter des étendues d'ajustement identiques pour tous les stimuli comparés.

La principale limite du protocole de cette expérimentation préliminaire est qu'il est possible de supposer la présence de ce biais expérimental dans les valeurs de BCD relevées. Dans ce cas, lorsque la luminance du maximum d'étendue d'ajustement augmente (ancre haute), les participants ont tendance à ajuster une valeur plus élevée. La comparaison entre les logarithmes de luminance moyens au BCD et ceux des ancres hautes indique que les deux sont bien corrélés (R^2=0.879, Figure 46). Par contre, il faut préciser que cette bonne corrélation est particulièrement due aux deux stimuli colorés bleu et indigo, dont les ancres hautes sont très basses en comparaison des autres stimuli. En ne prenant pas en compte ces deux stimuli, le coefficient de détermination entre les logarithmes de luminance de BCD et ceux des ancres hautes diminue très fortement et chute à 0.427. Il est nécessaire de ne pas sous-estimer ce biais d'étendue, probablement présent pour cette expérimentation. Il faut donc relativiser les conclusions obtenues dans cette partie III.1.4, en particulier pour les stimuli colorés bleu et indigo. Le biais d'étendue sera étudié et pris en compte dans la deuxième expérimentation préliminaire (partie III.2), puis dans l'expérimentation portant sur les méthodes psychophysiques (chapitre IV).

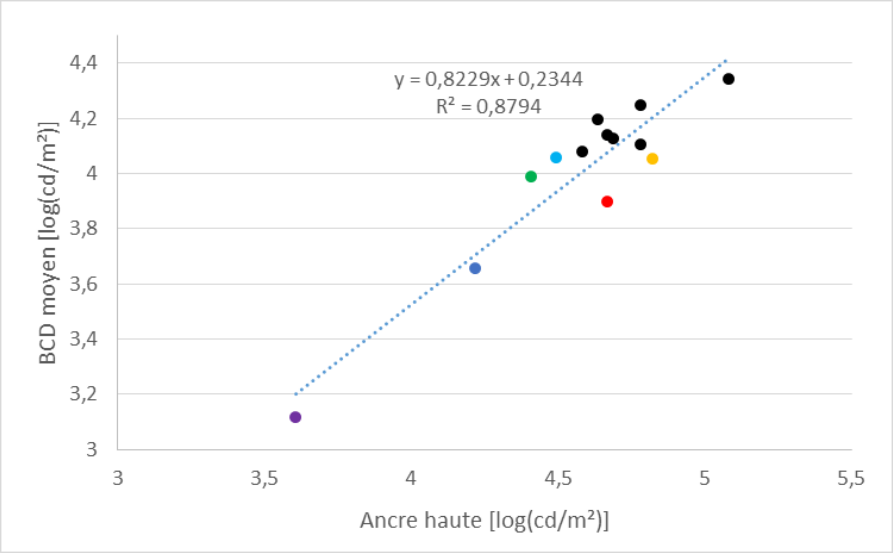


Figure 46 - Comparaison entre les logarithmes des luminances des stimuli au BCD et ceux des luminances des ancres hautes, pour l'ensemble des stimuli (stimuli colorés représentés en couleur ; stimuli blancs représentés en noir)

III.1.5 Conclusions

Cette première expérimentation exploratoire a démontré que l'effet du contenu spectral sur l'éblouissement d'inconfort n'est pas négligeable. Cet effet a été vérifié pour des stimuli colorés, plus inconfortables que la LED blanche de référence, et pour certains stimuli métamères. De plus, l'excitation des CGRips semble augmenter la sensation d'inconfort. Ainsi, l'UGR peut sous-estimer l'inconfort produit par des sources et il paraît nécessaire de modifier sa formule pour tenir compte de l'influence spectrale. Sa modification ne doit pas se focaliser sur les coordonnées trichromatiques mais sur l'ensemble du contenu spectral, car des stimuli métamères peuvent ne pas produire le même confort visuel. Un modèle spectral de l'éblouissement d'inconfort, basé sur les sensitivités spectrales des photorécepteurs de l'œil, incluant celle de la mélanopsine, semble donc être une piste intéressante à suivre.

Cette expérimentation a aussi mis en évidence la présence potentielle d'un biais expérimental appelé biais d'étendue. La principale limite du protocole de cette expérimentation préliminaire est que les étendues de luminances proposées pour chaque stimulus ne sont pas identiques, et qu'aucun stimulus n'est ajusté deux fois avec deux étendues différentes. De ce fait, on ne peut pas comparer des valeurs de BCD ajustées pour un même stimulus avec des étendues différentes. On ne peut donc pas conclure si les différences entre les valeurs d'ajustement obtenues au BCD sont dues uniquement aux changements de distributions spectrales ou si le biais d'étendue les impacte. C'est pour cela que la seconde expérimentation préliminaire, dans la continuité de celle-ci, se focalise sur le biais d'étendue pour tester la présence d'un tel biais dans les données expérimentales. Néanmoins, malgré une potentielle influence du biais d'étendue, les tendances d'influence spectrale semblent robustes, en particulier pour les stimuli blancs pour lesquels les ancres maximales étaient proches. Le biais d'ancrage n'a par contre pas été démontré comme significatif.

L'utilisation de ce dispositif a permis d'avoir une première appréciation de l'éblouissement ressenti par un échantillon de participants dans un environnement expérimental de ce type. Sa conséquence directe a été de pallier les limitations de cet environnement expérimental et d'élaborer une deuxième installation expérimentale. Nous avions écarté de l'échantillon tout participant ajustant au moins un des stimuli au maximum de l'étendue proposée (ancre haute), ce qui a entraîné le rejet de neuf participants. Pour éviter de nouveau un rejet de participants, nous avons décidé que l'éblouissement ressenti dans la nouvelle salle expérimentale devrait proposer des niveaux d'inconfort plus élevés, d'où une augmentation de la surface de la source éblouissante. Suite aux échanges avec les participants, nous avons aussi décidé de construire une salle plus grande pour améliorer la mise en situation de salle réelle ressentie par le participant. Les participants nous ont aussi fait part de l'inconfort causé par la mentonnière. Or il nous a semblé important de ne pas apporter un inconfort supplémentaire dans des expérimentations étudiant l'inconfort visuel, de façon à ne pas fausser la sensation d'inconfort des participants. Ainsi, nous n'avons plus utilisé de mentonnière pour les expérimentations suivantes, mais la hauteur des yeux était toujours contrôlée au début de chaque expérimentation.

Nous avons aussi choisi de nous focaliser sur l'observateur fondamental 2015 de la CIE [CIE-170-1 2006; CIE-170-2 2015] au lieu de nous référer à l'observateur de référence CIE 1931 [CIE-15 2018]. En effet, celui-ci est plus récent, basé sur la physiologie des cônes, et il est plus pertinent pour caractériser nos stimuli positionnés à 20° (et non au centre du champ visuel). Ainsi les coordonnées trichromatiques présentées dans la suite de ce manuscrit sont calculées à partir des fonctions colorimétriques basées sur les fondamentales de cônes de la CIE et les luminances sont calculées à partir de l'observateur fondamental de la CIE 2015.

III.2 Influence du contenu spectral sur l'éblouissement d'inconfort : étude du biais d'étendue

III.2.1 Installation expérimentale et stimuli

L'objectif de cette deuxième expérimentation préliminaire était de compléter l'observation du biais d'étendue faite pendant la première[24]. Cette expérimentation s'est déroulée en conditions photopiques dans la salle octogonale décrite dans la partie II.1.3.2 (Figure 34). Le stimulus éblouissant se trouvait à 20° au-dessus du centre du champ de vision (disque de 5 cm de rayon). La luminance de fond était fixée à 20 cd/m² au niveau de la cible de fixation (calculée pour l'observateur fondamental CIE 10° 2015), ce qui correspondait à un éclairement vertical de 54 lux au niveau de l'œil du participant et à un éclairement horizontal de 100 lux sur le plan utile (0.80 m).

Pour garder une continuité avec la première expérimentation préliminaire, un stimulus blanc (LED blanche seule, T_{cp} = 4904 K, R_f = 72, R_g = 95) et un stimulus coloré (LED ambre seule) sont présentés dans cette expérimentation. La procédure expérimentale est identique à celle de la première expérimentation : les participants ajustaient, avec le même potentiomètre linéaire, la luminance de la source éblouissante pour atteindre le BCD, en partant d'une ancre haute et d'une ancre basse. La différence avec l'expérimentation précédente est que les deux distributions spectrales étaient chacune présentées trois fois avec trois étendues d'ajustement de luminance différentes. Ces trois étendues d'ajustement de luminance étaient identiques pour les deux distributions spectrales blanche et ambre : l'ancre minimale avait une luminance nulle tandis que les trois ancres hautes étaient, respectivement, à 60522 et 60750 cd/m² (étendue 1), 75154 et 75938 cd/m² (étendue 2), 89121 et 90066 cd/m² (étendue 3). Les participants n'étaient pas prévenus des différentes étendues, il leur était expliqué que leur tâche était d'ajuster six stimuli, en partant d'une ancre basse et d'une ancre haute. L'ordre de présentation de ces six stimuli était contrebalancé (carré latin[25]) pour éviter un biais d'ordre de présentation. De même, la moitié des participants ajustaient en partant de l'ancre basse, puis de l'ancre haute, tandis que l'autre moitié agissait à l'inverse. Les radiances spectrales des deux stimuli sont illustrées à la Figure 47 (mesures au niveau de l'œil du participant, pour le niveau de la troisième étendue). Le Tableau 17 présente les radiances alpha-opiques de ces deux stimuli pour une luminance fondamentale unitaire ; les radiances correspondant aux niveaux des stimuli s'obtiennent en multipliant ces radiances par les luminances fondamentales des stimuli. Le Tableau 18 détaille les caractéristiques colorimétriques de ces stimuli.

[24] Cette courte expérimentation a été réalisée à la fin de l'expérimentation sur les procédures psychophysiques (détaillée au chapitre IV).

[25] Un carré latin définit des séquences de stimuli pour lesquelles chaque stimulus n'est présenté qu'une seule fois à un emplacement de la séquence.
Les carrés latins ont été obtenus à l'aide des outils en ligne mis à disposition par le Laboratoire de Biostatistique, Epidémiologie et Informatique Médicale de la Faculté de Médecine de Tours.
http://biostat.med.univ-tours.fr/mediawiki/index.php/Cat%C3%A9gorie:Randomisations

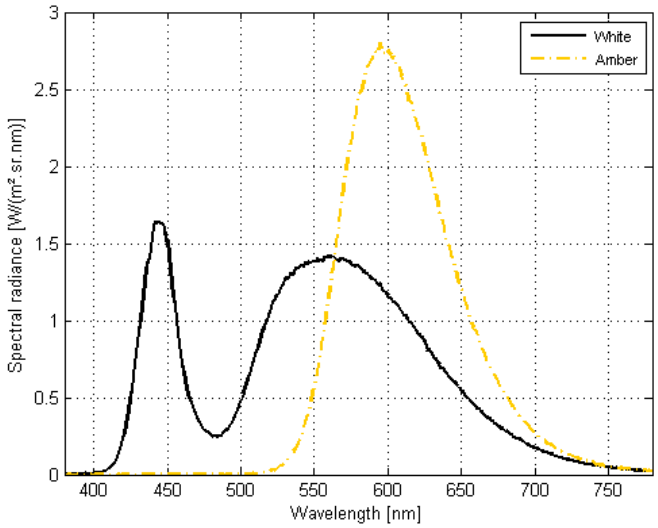


Figure 47 - Radiances spectrales des stimuli White et Amber au niveau de la troisième étendue (mesurées au niveau de l'œil du participant)

	α-opic radiance [W/(m².sr)]				
	S-cone-opic	M-cone-opic	L-cone-opic	rhodopic	melanopic
White	5,37E-04	1,24E-03	1,49E-03	9,39E-04	7,48E-04
Amber	2,07E-06	8,66E-04	1,68E-03	2,14E-04	7,20E-05

Tableau 17 - Radiances alpha-opiques des stimuli White et Amber à luminance fondamentale unitaire d'après le standard S026 de la CIE [CIE ; 2018] (mesures au niveau de l'œil du participant)

	$x_{F,10}$	$y_{F,10}$	x	y
White	0,357	0,360	0,350	0,372
Amber	0,587	0,412	0,574	0,424

Tableau 18 - Caractéristiques colorimétriques des stimuli White et Amber

III.2.2 Protocole

L'accueil du participant était similaire à celui de la première expérimentation préliminaire (en particulier, test d'Ishihara réduit à six planches et signature d'un formulaire de consentement). Comme expliqué dans la partie précédente, cette expérimentation se déroulait directement après la deuxième session expérimentale de l'expérimentation du chapitre IV. L'accueil du participant ainsi que les consignes sont plus détaillées dans la partie IV.4. En résumé, après avoir expliqué le principe de l'expérimentation, le participant revêtait une blouse blanche (pour limiter l'influence de la couleur des vêtements des participants) et était accompagné dans la salle octogonale, éclairée par l'éclairage de référence (éclairage indirect par la source LED blanche sans source éblouissante). Il s'asseyait à 1.20 m de la paroi contenant la source et sa hauteur de fauteuil était réglée pour obtenir une hauteur des yeux à 1.20 m. Le participant était ensuite plongé dans l'obscurité pendant trois minutes, pendant que des informations générales lui étaient demandées. Puis l'éclairage de référence était rallumé et des explications plus précises sur le principe de l'expérimentation lui étaient données (« s'imaginer dans une situation confortable », « assis dans un fauteuil dans un environnement de travail », « évaluer le ressenti d'inconfort en fonction de la gêne causée par la source »). Il lui était précisé de fixer son regard sur la cible centrale et de ne surtout pas regarder la source éblouissante, puis il devait faire varier la

luminance de la source à volonté avec un potentiomètre pour se familiariser avec les niveaux lumineux auxquels il serait confronté par la suite. Pendant ce temps, les notions de confort, d'inconfort, et de BCD lui étaient expliquées et il lui était demandé d'estimer avec le potentiomètre un ajustement au BCD, de façon à bien comprendre cette notion. Puis la deuxième session expérimentale de l'expérimentation du chapitre IV se déroulait. Ensuite, le protocole de cette expérimentation préliminaire était expliqué au participant (ajustement au BCD), un potentiomètre linéaire lui était donné, un entraînement était pratiqué sur un stimulus, puis le participant réalisait l'expérimentation. Le passage de cette expérimentation préliminaire était rapide, et durait environ 15 minutes.

III.2.3 Analyse des résultats

35 participants ont passé l'expérimentation : 14 hommes et 21 femmes, âgés de 20 à 25 ans avec une moyenne d'âge de 22 ans et un écart-type de 1.2 ans[26].

La Figure 48 décrit les répartitions des luminances au BCD pour chaque stimulus en détaillant les moyennes des logarithmes de luminance et intervalles de confiance à 95% (W = White ; A = Amber ; 1 = étendue 1 ; 2 = étendue 2 ; 3 = étendue 3 ; étendues en ordre croissant ; ha = *high anchor* ; la = *low anchor*).

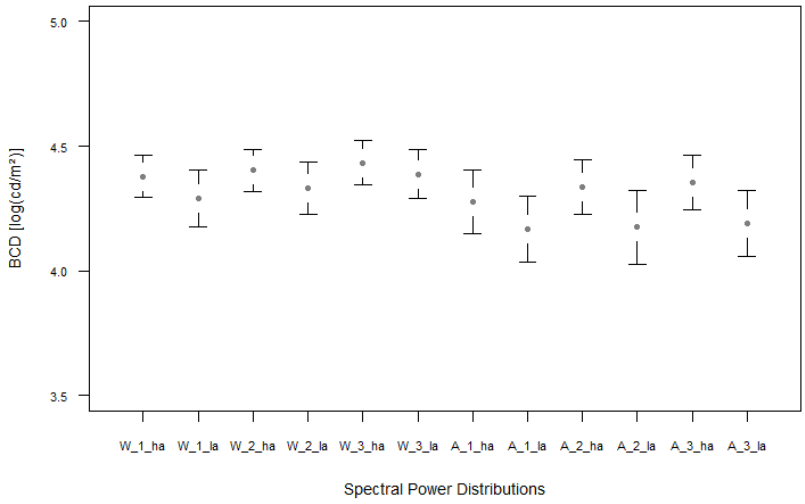


Figure 48 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des logarithmes de luminances des stimuli au BCD

Une analyse basée sur les modèles mixtes a été effectuée pour comparer les seuils de limite entre le confort et l'inconfort des stimuli et observer les influences de la distribution spectrale, de l'étendue d'ajustement et de l'ancre. Nous avons considéré que l'effet des facteurs étudiés est significatif lorsque la p-valeur correspondante est inférieure au seuil α de 0.05. Les paramètres du modèle mixte sont les suivants :

- la luminance de seuil entre le confort et l'inconfort ajustée par les participants pour la variable à expliquer (variable dépendante),

[26] Ces participants ont également passé l'expérimentation décrite dans le chapitre IV. Comme expliqué dans le chapitre IV, deux sujets ont été retirés de l'échantillon de données analysées.

- la distribution spectrale (White ou Amber), l'étendue (première, deuxième ou troisième étendue), et l'ancre (basse ou haute) pour les variables explicatives à effets fixes (variables indépendantes) ainsi que les interactions entre la distribution spectrale et l'étendue, entre la distribution spectrale et l'ancre, entre l'étendue et l'ancre,
- le participant pour la variable explicative à effets aléatoires (variable indépendante).

La position, la taille, et l'uniformité de la source éblouissante, ainsi que la chromaticité et la luminance du fond sont des variables de contrôle.

La normalité des résidus a été vérifiée. Les résultats du modèle mixte sont détaillés dans le Tableau 19. Les facteurs « distribution spectrale », « étendue », « ancre » et l'interaction entre la distribution spectrale et l'ancre sont significatifs.

	χ	Degré(s) de liberté	*p*-value
Distribution spectrale	62,25	1	**3,03E-15**
Etendue	11,72	2	**0,003**
Ancre	48,71	1	**2,97E-12**
Distrib. Spectrale : étendue	0,63	2	0,730
Distrib. Spectrale : ancre	6,06	1	**0,014**
Etendue : ancre	0,30	2	0,862

Tableau 19 - Résultats du modèle mixte (2ème expérimentation préliminaire, ajustement, n=33)

Le modèle mixte permet donc tout d'abord de conclure que la différence de distribution spectrale a un effet sur le confort visuel : pour les différentes étendues, les stimuli blancs et ambre ne produisent pas la même perception d'inconfort. Or les moyennes de luminances au BCD des sous-échantillons des stimuli ambre et blanc sont respectivement 16650 et 21568 cd/m² (étendue 1), 18026 et 23295 cd/m² (étendue 2), 18741 et 25726 cd/m² (étendue 3). En observant les tendances de ces moyennes, nous pouvons conclure que le stimulus ambre est plus inconfortable que le stimulus blanc. La conclusion supplémentaire est que les biais expérimentaux d'ancrage et d'étendue ont tous deux un effet significatif sur les réponses des participants. En particulier, la luminance ajustée est plus élevée pour une ancre haute que pour une ancre basse.

Nous devons ensuite considérer les tests de comparaisons multiples pour conclure sur les influences des trois étendues. Ces tests de Tukey précisent que seule la différence entre les échantillons de la première et de la troisième étendue est significative (pas de différence significative en comparant la première étendue et la deuxième étendue, ou la deuxième étendue et la troisième étendue). Nous pouvons donc conclure qu'une augmentation d'étendue de luminance du stimulus de 30000 cd/m² entraîne une augmentation de la luminance ajustée au BCD. Par contre, un tel effet n'est pas démontré lorsque l'augmentation d'étendue n'est que de 15000 cd/m².

III.2.4 Conclusions

Cette deuxième expérimentation préliminaire permet de préciser des points observés dans la première expérimentation exploratoire. L'influence du contenu spectral sur l'éblouissement d'inconfort est confirmée. Quelles que soient l'ancre ou l'étendue d'ajustement, les luminances des deux stimuli au BCD sont différentes : le stimulus ambre est plus inconfortable que le stimulus blanc. La présence de biais expérimentaux est aussi validée : les biais d'étendue et d'ancrage ont une influence significative. Remarquons que le biais d'ancrage est conclu comme significatif alors qu'il ne l'était pas lors de la première expérimentation préliminaire.

III.3 Conclusions du chapitre III

Ces deux expérimentations préliminaires ont démontré que les deux problématiques définies dans la partie I.3.4 sont pertinentes. D'une part, l'influence du contenu spectral sur l'éblouissement d'inconfort est un facteur important (et implique potentiellement les CGRips). Or les indices de confort visuel n'en tiennent pas compte, car ils se basent uniquement sur la luminance de la source éblouissante. Il semble donc nécessaire d'étudier cette influence spectrale en vue de modifier ces indices de confort visuel, comme cela est proposé pour la non-uniformité des sources éblouissantes (partie I.3.3.1.2). D'autre part, la présence de biais expérimentaux est un élément fondamental à prendre en compte dans toute expérimentation psychophysique. L'étude des méthodes psychophysiques et physiologiques est donc essentielle pour pouvoir sélectionner en amont les procédures les plus efficaces et les moins biaisées pour caractériser l'éblouissement d'inconfort ressenti par les participants. Ainsi, les chapitres IV et V se focaliseront sur l'étude des méthodes psychophysiques et physiologiques. Puis l'étude de l'influence spectrale sera étudiée dans le chapitre VI avec un protocole expérimental hérité des conclusions méthodologiques des deux chapitres précédents. Les conclusions sur l'influence spectrale du chapitre VI seront donc solides, car obtenues par un protocole expérimental argumenté.

Nous avons vu dans l'étude bibliographique que la couleur des stimuli a potentiellement une influence sur l'éblouissement d'inconfort (partie I.3.3.1.2) et que des modèles basés sur les sensibilités spectrales des photorécepteurs ou sur les modèles d'apparence colorée sont proposés dans certaines études. Les conclusions des expérimentations préliminaires s'accordent avec cette conclusion. Nous avons décidé d'étudier des stimuli blancs dans la suite des travaux de la thèse pour nous focaliser uniquement sur l'influence de la distribution spectrale de stimuli blancs sans avoir d'influence du facteur « couleur ». En effet, l'application des conclusions pour des stimuli colorés est très restreinte en éclairage intérieur, où les sources lumineuses utilisées produisent très majoritairement un rayonnement blanc. De plus, la présence de stimuli colorés peut amener un biais expérimental d'ordre « psychologique ». En effet, les participants peuvent considérer un certain inconfort à avoir comme source de lumière un stimulus coloré, car son rayonnement modifie les couleurs de l'environnement. Il est bien sûr demandé aux participants de ne pas tenir compte de ce biais « psychologique », mais il ne peut être assuré que les participants ne soient pas perturbés dans leur évaluation de l'inconfort d'éblouissement par cet inconfort-là. Une autre limite apportée par l'utilisation de stimuli colorés est simplement technique : comme observé dans la première expérimentation préliminaire, les niveaux maximaux de puissance de certaines LEDs colorées (par exemple bleu et indigo) sont beaucoup plus faibles que d'autres LEDs du projecteur. Ainsi, présenter les stimuli avec des maxima identiques, pour éviter un biais d'étendue, implique de niveler les maxima de certains stimuli à des valeurs beaucoup plus basses que ce qu'ils pourraient fournir. Or il est regrettable de restreindre autant les niveaux lumineux dans une expérimentation traitant d'éblouissement d'inconfort. Pour ces différentes raisons, les stimuli proposés dans les chapitres suivants sont blancs.

IV. Méthodologie : Etudes de procédures psychophysiques

Nous nous intéressons dans cette partie à la comparaison des méthodes psychophysiques et à l'étude des biais expérimentaux de celles-ci. Tout d'abord, nous devons préciser que nous nous focalisons sur les biais expérimentaux dus à la procédure en elle-même et non pas dus au fait de participer à une expérimentation. En effet, un participant, lorsqu'il passe une expérimentation, peut modifier son comportement, consciemment ou inconsciemment, car il sait qu'on observe ses agissements. Ce point expérimental s'appelle l'effet Hawthorne [Gillespie 1993]. Nous n'étudions pas cet effet dans ce travail de thèse, nous nous focalisons uniquement sur l'impact de la procédure expérimentale choisie.

Cette partie s'appuie sur le travail présenté dans l'article suivant [Iodice et al. 2019b].

IV.1 Etude bibliographique[27]

IV.1.1 Procédures psychophysiques : définitions et études de la littérature

De nombreuses procédures psychophysiques sont employées pour étudier l'éblouissement d'inconfort. Nous définirons ces procédures, puis nous détaillerons ensuite si elles sont plus ou moins utilisées dans la littérature.

IV.1.1.1 Définitions

Les procédures psychophysiques peuvent se départager en deux catégories :

- les procédures d'évaluation absolue, lorsque le participant émet un jugement absolu sur un stimulus.
- les procédures d'évaluation relative, lorsque le participant juge un stimulus en comparaison à un autre. Le jugement relatif se fait soit en comparant chaque stimulus par rapport à un stimulus défini comme référence pour l'ensemble de l'expérimentation, soit en comparant tous les stimuli entre eux, deux à deux (dans ce cas, chaque stimulus devient une référence pour les autres stimuli).

Pour qualifier la sensation d'éblouissement ou d'inconfort, l'évaluation absolue est nécessaire car l'évaluation relative n'apporte qu'une information valable par rapport à une référence. Cependant, l'évaluation absolue est a priori plus difficile à effectuer que l'évaluation relative. En effet, il semble plus facile de comparer deux stimuli que d'émettre un jugement sur un stimulus, particulièrement en termes d'inconfort, une notion plus ou moins abstraite, changeante et soumise au contexte. C'est pourquoi Fotios indique qu'il serait préférable d'arrêter d'utiliser des évaluations absolues au profit des évaluations relatives, plus robustes [Fotios 2018].

[27] Cette partie s'appuie principalement sur le livre *Sensation and Perception* de Goldstein [Goldstein 2010] et le rapport 212 de la CIE sur les procédures psychophysiques utilisées pour l'évaluation de la perception de luminosité [CIE-212 2014]. Ces deux ouvrages ne traitent pas uniquement de l'étude de l'éblouissement d'inconfort, mais les définitions et principes des méthodes psychophysiques restent identiques pour tout type d'évaluation visuelle (éblouissement, luminosité, visibilité,…).

Pour chaque type d'évaluation (absolue ou relative), la participation peut être active ou passive. Soit le participant agit sur la scène visuelle pour en modifier un paramètre (en général la variable dépendante étudiée), soit le participant porte un jugement sur la scène visuelle présentée.

Les procédures passives de jugement absolu sont :

- la question binaire sur le seuil étudié, où les stimuli de l'expérimentation sont présentés au participant et celui-ci indique à chaque stimulus si le seuil est atteint ou non (« est-ce inconfortable ? », « est-ce lumineux ? », *etc.*).
- la notation sur une échelle (*rating*), où le participant décrit son jugement en le notant sur une échelle donnée. L'échelle peut être continue ou discrète. Elle peut être numérique ou catégorielle (ou les deux). Un cas particulier d'échelle numérique (continue ou discrète) est l'échelle sémantique différentielle où l'échelle est définie par deux ancres extrêmes dont les adjectifs sont opposés (par exemple inconfortable / confortable) ou par une caractéristique à laquelle le stimulus visuel peut être plus ou moins associé (par exemple, la luminosité). Une échelle catégorielle (continue ou discrète) est une échelle où les points sont définis par des attributs associés à la scène visuelle. Un exemple d'échelle catégorielle est une échelle à quatre points : « très inconfortable », « inconfortable », « confortable », « très confortable ». L'avantage de ce dernier type d'échelle symétrique à quatre catégories est qu'elle est habituellement admise comme échelle d'intervalle, où les distances entre les points équivalent à des distances perceptives, ce qui permet d'effectuer des calculs statistiques sur les notes obtenues (moyennes, écart-types, *etc.*). Ce point est très important pour l'analyse des données. Remarquons que la procédure précédente (question binaire) peut être considérée comme une échelle catégorielle discrète à deux catégories (inconfort ou confort, lumineux ou sombre). Comme il sera détaillé dans la partie suivante, une grande variété d'échelles est utilisée dans la littérature sur l'éblouissement d'inconfort.
- la méthode des stimuli constants (*method of constant stimuli*), où les stimuli sont présentés à différents niveaux d'intensité et répétés un très grand nombre de fois aléatoirement. A chaque fois, il est demandé au participant si le seuil étudié est dépassé (seuil de visibilité, seuil d'éblouissement, *etc.*). Le pourcentage de réponses positives est ensuite calculé pour chaque intensité du stimulus (le pourcentage des faibles intensités est 0%, celui des fortes intensités est 100%, et les pourcentages compris entre 0 et 100% correspondent à la zone d'intensité du seuil, où les réponses des participants sont plus mitigées). La fonction psychométrique du participant est ensuite calculée (Figure 49), mettant en correspondance les intensités du stimulus et les pourcentages de réponse positive (la forme de la courbe est sigmoïdale). L'intensité du seuil recherché correspond à un pourcentage de 50% de réponses positives. La méthode des stimuli constants est précise et robuste mais chronophage car elle implique de présenter les stimuli à des intensités variées avec plusieurs répétitions.
- la méthode des limites (*method of limits*), où chaque stimulus est présenté en faisant progressivement augmenter (ou décroître) un paramètre (par exemple l'intensité d'une source) et il est demandé à chaque pas si le seuil étudié est dépassé (seuil de visibilité, seuil d'éblouissement, *etc.*). Lorsque le seuil est atteint, la valeur du paramètre est relevée et le stimulus suivant est présenté. Cette procédure est un ajustement (procédure présentée dans le paragraphe suivant) avec des valeurs discrètes, par paliers, où le participant ne contrôle pas directement le paramètre qui varie. La valeur du paramètre est enregistrée juste après avoir dépassé le seuil, et non pas au niveau du seuil. Pour pallier cela, il est intrinsèque à cette méthode de répéter plusieurs fois le même stimulus en ajustant avec des sens ascendant et

descendant et en variant les ancres de départ. Un autre protocole possible pour cette procédure est de partir d'une ancre aléatoire, d'augmenter ou diminuer d'un pas en fonction de la réponse du participant, et de réitérer la demande à partir des nouveaux seuils obtenus avec des pas de plus en plus petits jusqu'à arriver à un encadrement du seuil recherché. Dans ce cas, l'évolution des valeurs ajustées n'est plus monotone mais suit le sens des réponses dictées par le participant et les bornes de l'étendue tiennent compte des réponses du participant (elles se resserrent autour du seuil recherché).

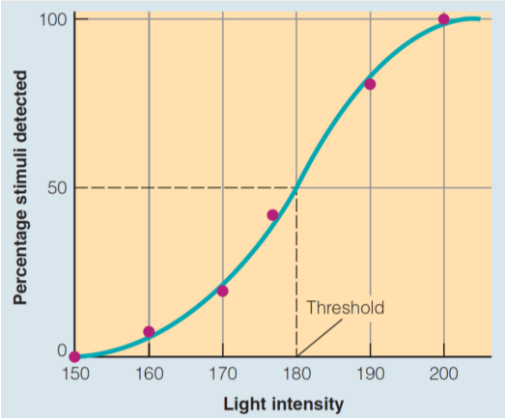


Figure 49 – Résultats d'une expérimentation hypothétique basée sur la méthode des stimuli constants pour un seuil de détection (threshold) d'une source en fonction de son intensité [Goldstein ; 2010]

La procédure active de jugement absolu est l'ajustement (*adjustment*), où les participants ajustent un paramètre de la scène visuelle (par exemple l'intensité d'une source) pour atteindre le seuil de perception demandé (procédure utilisée dans le chapitre III). L'avantage de cette méthode est sa rapidité. Rappelons qu'historiquement, dans le cadre de l'étude de l'éblouissement d'inconfort, la procédure d'ajustement a émergé avec deux techniques (voir partie I.3.1) : l'ajustement au BCD et l'ajustement aux quatre niveaux d'éblouissement d'inconfort d'Hopkinson (*just perceptible, just acceptable, just uncomfortable, just intolerable*).

Les procédures passives de jugement relatif sont :

- la discrimination (*discrimination*), où deux scènes visuelles sont juxtaposées spatialement (côte à côte, *side-by-side discrimination*) ou temporellement (l'une après l'autre, *sequential discrimination*) et le participant indique quelle scène il perçoit plus éblouissante, plus lumineuse, *etc.* En général, une scène est présentée comme référence pour l'expérimentation et les autres scènes sont chacune comparées à cette référence.
- la comparaison par paires (*paired comparison*), qui est un cas particulier de la procédure précédente, dans lequel toutes les scènes visuelles sont des références pour l'expérimentation. Ainsi, toutes les scènes visuelles sont comparées entre elles, et le participant effectue son choix pour toutes les paires de stimuli possibles.
- l'estimation de magnitude (*magnitude estimation*), où une scène visuelle est définie comme référence pour l'expérimentation et une valeur numérique est associée à l'attribut perceptif étudié, pour cette référence (par exemple, la luminosité ou l'inconfort d'un stimulus référence est défini à 100). Il est ensuite demandé au participant d'estimer la valeur de l'attribut perceptif de chaque scène visuelle par rapport à la valeur de la référence [ASTM International 2012]. Une échelle perceptive peut être définie en explicitant l'origine de cette échelle (par

exemple le noir total pour une étude sur la luminosité). Ainsi, l'avantage de cette méthode est de ne pas avoir d'effet de bord dû à une limite maximale de l'axe de magnitude. Il est possible de tracer à partir des estimations obtenues la fonction de variation entre l'estimation de magnitude donnée par le participant et l'attribut perceptif étudié (loi de pouvoir de Steven [Goldstein 2010]).

- l'estimation du degré de similarité ou de différence entre deux stimuli, où les scènes visuelles sont présentées par paires et le participant estime la différence entre les scènes de chaque paire selon l'attribut perceptif de l'expérimentation (luminosité, éblouissement, *etc.*). Une analyse de positionnement multidimensionnel est ensuite réalisée (*multidimensional scaling*) [Eble-Hankins and Waters 2009].

La procédure active de jugement relatif est l'égalisation (*matching*). Les scènes visuelles sont présentées au participant par paires (spatialement ou temporellement). La première scène est la référence de la paire et le participant doit ajuster un paramètre de l'autre scène (intensité d'une source par exemple) pour égaliser l'attribut perceptif étudié (luminosité, éblouissement, *etc.*). Il s'agit d'une procédure d'ajustement relatif. La référence peut être une seule scène visuelle pour l'ensemble de l'expérimentation, ou toutes les scènes visuelles peuvent être choisies comme référence. Dans ce dernier cas, toutes les scènes visuelles sont comparées entre elles (équivalent de la comparaison par paires pour la procédure de discrimination). La donnée analysée ensuite est le ratio du paramètre égalisé entre les deux scènes (par exemple le ratio des intensités de la source). Il est indiqué dans le rapport 212 de la CIE [CIE-212 2014] que les participants naïfs comprennent cette procédure de façon satisfaisante.

IV.1.1.2 Occurrences des procédures dans la littérature

Le nombre d'occurrences des méthodes psychophysiques utilisées dans les études lues pendant ce travail de thèse a été compté (études portant sur l'éblouissement d'inconfort en lumière artificielle, et études considérées dans le chapitre V sur les mesures physiologiques). Cependant, l'analyse bien que la plus complète possible, n'est pas complètement représentative car :

- Il est impossible de relever et lire l'ensemble des articles écrits sur l'éblouissement d'inconfort durant le siècle dernier.
- Certaines équipes de recherche ont réalisé plusieurs études en gardant la même méthode expérimentale, ces méthodes se retrouvent donc à l'identique dans plusieurs articles et cela augmente artificiellement leur nombre d'occurrences.

Néanmoins, ce récapitulatif permet d'avoir un aperçu des différentes méthodes utilisées, et de leur fréquence d'utilisation. Les procédures sont classées selon les catégories précédemment détaillées. Le Tableau 20 récapitule les références bibliographiques des études prises en compte (ces références ne sont pas toutes citées dans le texte ci-dessous).

La procédure impliquant une question binaire (à laquelle les participants doivent répondre positivement ou négativement) est utilisée dans deux études (questions *«is it acceptable?»* ou *«is it comfortable?»*).

Douze études utilisent une échelle sémantique différentielle. En fonction des études l'échelle peut être continue [Sarey Khanie, Mandana 2015] ou discrète (de 5 à 10 points) [Geerdinck et al. 2014]. Les termes des échelles qualifient l'éblouissement (intolérable à imperceptible), l'inconfort (confortable à inconfortable) ou l'acceptabilité de l'inconfort ou de l'éblouissement (acceptable à inacceptable). Comme nous le détaillerons dans la partie suivante, il est important de ne pas mélanger ces qualificatifs.

Quatorze études utilisent l'échelle de de Boer [de Boer and Schreuder 1967]. Il s'agit d'une échelle de catégorisation ordinale. Certaines la modifient légèrement ou/et l'inversent, mais la plupart gardent une répartition de l'échelle en neuf points (comme l'échelle initiale). Gellatly et Weintraub [Gellatly and Weintraub 1990] détaillent qu'il est possible de trouver dans la littérature des échelles de de Boer modifiées à 3, 6 ou 7 points. Les termes catégoriels de cette échelle sont, dans l'ordre croissant, « insupportable » (*«unbearable»*), « dérangeant » (*«disturbing»*), « juste acceptable » (*«just admissible»*), satisfaisant (*«satisfactory»*) et « imperceptible » (*«unnoticeable»*). Ces termes définissent les points impairs de l'échelle. Beaucoup de variations autour de ces termes se trouvent dans la littérature et sont notamment détaillées par Gellatly et Weintraub [Gellatly and Weintraub 1990] : remplacement de *« admissible »* par *« acceptable »*, ou de *« unnoticeable »* par *« noticeable »*, ajout du terme *« just »* à certaines catégories, *etc.*

Douze études utilisent des échelles de catégorisation ordinales basées sur les termes des critères de confort d'Hopkinson (voir partie I.3.1). Les échelles sont très variables (4, 6, 7, 8, 9 points), se différenciant par la présence ou absence du mot « juste » dans les termes catégoriels ou le changement de « perceptible » par « acceptable ». Les termes employés définissent chaque point et sont des variations des quatre termes «perceptible », « acceptable », « inconfortable » (*« uncomfortable »*) et « intolérable » (*« intolerable »*).

Sur le même principe, trois études utilisent une échelle de catégorisation ordinale se basant sur les termes du *Glare Sensation Vote* (GSV, indice évaluant l'éblouissement d'inconfort dû aux fenêtres [Iwata and Tokura 1998]) : « imperceptible », « perceptible » (*«perceptible»* ou *«noticeable»*), « dérangeant » (*«disturbing»*), et « intolérable » (*«intolerable»*). Ils peuvent être considérés comme une modification des termes d'Hopkinson car les termes du GSV se basent eux-mêmes sur ceux d'Hopkinson. Remarquons que pour deux de ces études, cette procédure est appelée « échelle de Likert », et définie en tant qu'échelle catégorielle symétrique à quatre catégories sans tendance neutre [Sarey Khanie, Mandana 2015].

Quatre études utilisent une échelle de catégorisation démontrée par Haubner comme échelle d'intervalle [Haubner 1969]. Une échelle d'intervalle permet de justifier l'emploi d'une analyse statistique des données. Il s'agit d'une échelle à sept points dont quatre points sont définis par les termes suivants : « pas de sensation d'éblouissement » (*«no glare sensation»*), « légère sensation d'éblouissement » (*«slight glare sensation»*), « éblouissement inconfortable » (*«uncomfortable glare»*), et « éblouissement intolérable » (*«intolerable glare»*).

L'échelle d'analogie visuelle (*visual analog scale*) fait le lien entre l'échelle continue et l'échelle de catégories : l'échelle est continue et des ancres sont placées sur celle-ci pour délimiter des catégories. Ces ancres ne sont pas obligatoirement équidistantes car leur distance représente des distances en sensation (d'où une analogie visuelle en sensation). Il n'a pas été observé de justification des distances entre les catégories positionnées sur l'échelle, il est donc possible de se demander si cette échelle est parfaitement linéaire en sensation pour pouvoir analyser les notations statistiquement. Cinq études utilisent ce type d'échelle, avec des ancres différentes.

Nous avons trouvé une seule étude utilisant une échelle de Borg CR 10 pour évaluer l'éblouissement (CR pour *categorial rating*). Elle s'étend de 0 (« pas du tout », *«nothing at all»*) à 10 (« extrêmement fort », *«extremely strong»*). Cette échelle s'utilise habituellement pour jauger un effort (sportif par exemple) mais est aussi utilisée pour caractériser d'autres sensations, comme la douleur. L'utilisation de cette échelle pour une étude d'éblouissement d'inconfort semble très rare.

Enfin, nous pouvons ajouter que le JTC 7 de la CIE [CIE-232 2019] a répertorié une cinquantaine d'articles traitant de l'éblouissement d'inconfort produit par des sources non uniformes, et qu'il est résumé dans son rapport que la majorité d'entre elles utilisent des échelles subjectives sémantiques.

Nous pouvons donc conclure que l'utilisation d'échelles pour étudier l'inconfort produit par des sources éblouissantes est très répandue. Cependant, un point à retenir est que cette grande variété d'échelles entraîne un problème méthodologique car il n'est pas possible de comparer les résultats obtenus par différentes échelles si leurs termes ne sont pas identiques. Par exemple, deux échelles ayant le même nombre de points mais où un de ces points est défini, respectivement, par le terme « acceptable » ou par le terme « perceptible » ne sont pas équivalentes ni comparables car le participant juge deux critères dont le lien est inconnu (et peut différer selon les participants). Ainsi, cette grande variété d'échelles est un véritable frein pour comparer les conclusions des différentes études.

Treize études ont recours à la procédure d'ajustement. En fonction des études, le seuil ajusté est la sensation de BCD (définie au chapitre I.3.1), la sensation d'inconfort, les quatre critères d'Hopkinson ou les quatre critères du GSV.

La méthode des limites est utilisée dans deux études. Face au stimulus, la question posée est « présence ou absence d'inconfort? » (*«presence or absence of discomfort ? »*) ou « dérangeant ou pas ? » (*«disturbing or not ?»*), puis l'intensité du stimulus est augmentée ou diminuée en fonction de la réponse du participant.

Quatre études utilisent une comparaison par paires (avec choix forcé, *i.e.* où une réponse neutre n'est pas proposée).

Deux études utilisent l'estimation de magnitude. Le stimulus référence est un stimulus à intensité fixe ou un luminaire uniforme (étude sur l'influence de la non-uniformité sur l'éblouissement d'inconfort).

Une étude demande aux participants d'évaluer la différence entre deux stimuli éblouissants (degrés de différence de 1 à 5), puis traite les données avec les méthodes d'analyse du positionnement multidimensionnel.

Quatre études utilisent l'égalisation de la sensation d'inconfort à un autre stimulus (stimulus référence à la sensation du BCD pour une étude).

Enfin, certaines études analysent leurs résultats avec des méthodes correspondant a priori à d'autres procédures. Par exemple, Takahashi *et al.* [Takahashi et al. 2007] utilisent une échelle de notation puis calculent le BCD des participants, non pas par un ajustement mais à partir d'une interpolation des données obtenues avec cette échelle ; Kimura-Minoda et Ayama font de même pour trouver le niveau 5 « juste acceptable » de l'échelle de de Boer [Kimura-Minoda and Ayama 2011].

Procédure psychophysique	Etudes	Nombre
Question binaire	[Geerdinck 2012] [Donners et al. 2015]	2
Echelle sémantique différentielle	[Boyce and Cuttle 1990] [Murray et al. 2002] [Stringham et al. 2003] [Wenzel et al. 2006] [Stringham et al. 2011] [Geerdinck 2012] [Geerdinck et al. 2014] [Scheir et al. 2014] [Tashiro et al. 2015] [Donners et al. 2015] [Dai and Geerdinck 2015] (échelles discrètes) [Sarey Khanie, Mandana 2015] (échelle continue)	12
Echelle de de Boer	[Flannagan et al. 1989] [Gellatly and Weintraub 1990] [Flannagan et al. 1991] [Kooi and Alferdinck 2004] [Sivak et al. 2005] [Bullough 2009] [Kimura-Minoda and Ayama 2011] [Bullough et al. 2011] [Sweater-Hickcox et al. 2013] [Niedling et al. 2013] [Koga and Saita 2015] [Ayama et al. 2015] [Lin et al. 2015] [Niedling and Völker 2017]	14
Echelle basée sur les critères d'Hopkinson	[Manabe 1976] [Akashi et al. 1996] [Takahashi et al. 2007] [Eble-Hankins and Waters 2009] [Geerdinck 2012] [Cai and Chung 2013] [Koga and Saita 2015] [Dai and Geerdinck 2015] [Nakamura et al. 2015] [Safdar et al. 2016] [Yang et al. 2016] [Huang et al. 2017]	12
Echelle basée sur les critères du GSV	[Sarey Khanie, Mandana 2015] [Yamin Garretón et al. 2015] [Wienold et al. 2017]	3
Echelle d'intervalle Haubner	[Bodmann et al. 1966] [Haubner 1969] [Funke and Schierz 2015] [Tyukhova and Waters 2018]	4
Echelle d'analogie visuelle	[Jacobs et al. 1992] [Berman et al. 1994] [Berman et al. 1996] [Sawicki and Wolska 2015] [Altomonte et al. 2016]	5
Echelle de Borg CR 10	[Lee et al. 2017]	1
Ajustement	[Luckiesh and Guth 1949] [Hopkinson 1957] [Stone and Harker 1973] [Ahmed and Bennett 1978] [Lulla and Bennett 1981] [Jacobs et al. 1992] [Kim and Koga 2004] [Main et al. 2000] [Kim et al. 2009] [Kim and Kim 2010b] [Fekete et al. 2010a] [Bargary et al. 2015a] [Kent et al. 2015b]	13
Méthode des limites	[Jacobs et al. 1992] [Bargary et al. 2015b]	2
Comparaison par paires	[Iwata and Tokura 1997] [Eble-Hankins and Waters 2009] [Scheir et al. 2016] [Scheir et al. 2017]	4
Estimation de magnitude	[Flannagan 1999] [Scheir et al. 2015]	2
Degrés de différence	[Eble-Hankins and Waters 2009]	1
Egalisation	[Luckiesh and Guth 1949] [Iwata and Tokura 1997] [Kooi and Alferdinck 2004] [Kim et al. 2009]	4

Tableau 20 - Récapitulatif bibliographique des occurrences des procédures psychophysiques

En conclusion, les procédures les plus utilisées dans les études que nous avons recensées sont la notation sur une échelle de catégorie (de Boer, Hopkinson), la notation sur une échelle sémantique différentielle, et l'ajustement absolu. Comme nous l'avons observé, de nombreuses études sur l'éblouissement d'inconfort sont présentes dans la littérature, avec un nombre conséquent de méthodes. Le problème est donc immédiat : quelle méthode choisir pour mener une étude sur l'éblouissement d'inconfort ? Ce choix peut notamment s'appuyer sur la notion de biais expérimental développée dans la partie suivante.

IV.1.2 Biais expérimentaux

Les procédures psychophysiques sont souvent accompagnées de biais expérimentaux qu'il est nécessaire de connaître pour les contrer, les prendre en compte et ne pas commettre d'erreur d'analyse. Nous nous intéressons dans cette partie à la nature de ces biais et aux mesures qui peuvent être prises pour les contrer.

Nous détaillons dans ce paragraphe les potentiels biais expérimentaux dus à l'action demandée au participant et à la façon dont les stimuli de l'expérimentation sont présentés. Le rapport CIE 212 présente en particulier les biais suivants [CIE-212 2014] :

- le biais de position (*position bias*) concerne une évaluation relative où les deux stimuli comparés sont montrés simultanément côte à côte. La position d'un stimulus par rapport à l'autre peut potentiellement influencer le choix du participant envers celui-ci, pour des procédures de discrimination (ou comparaison par paires) et d'égalisation.
- le biais d'intervalle (*interval bias*) est l'équivalent du biais de position pour un mode d'évaluation séquentiel, lorsque les stimuli comparés sont montrés l'un après l'autre (influence de la position temporelle).
- le bais d'étendue (*range bias*) se produit pour les procédures d'ajustement. Comme présenté dans le chapitre III, l'étendue d'ajustement de luminance ou d'intensité proposée peut influencer la valeur d'ajustement. Par exemple, plus l'étendue est élevée et plus la valeur d'ajustement sélectionnée sera élevée [Lulla and Bennett 1981]. Ce biais est fort selon le rapport 212 de la CIE. Le biais d'étendue peut aussi se produire pour une procédure de discrimination, où l'étendue de luminance ou d'intensité des stimuli comparés à la référence peut influencer les réponses des participants.
- le biais d'ancrage (*anchor bias*) se produit aussi pour les procédures d'ajustement. L'ancre est la valeur initialement proposée lorsque le stimulus est présenté avant d'être ajusté par le participant. La position de l'ancre par rapport à l'étendue proposée peut influencer la valeur d'ajustement, en particulier lorsque l'ancre est le minimum ou le maximum de l'étendue. Ce biais est aussi parfois nommé biais de luminance initiale (*initial luminance bias*), en particulier pour la procédure d'égalisation (qui peut être considérée comme une procédure d'ajustement relatif). De récentes recherches ont réaffirmées la présence de ce biais pour l'étude de l'éblouissement d'inconfort [Kent et al. 2017].
- le biais d'ajustement (*adjustement bias*) se produit pour les égalisations et correspond à l'influence d'ajuster un stimulus par rapport à un autre plutôt que l'inverse.
- le nombre de points d'une échelle de jugement peut aussi influencer les réponses des participants. Il s'agit d'un élément à ne pas négliger. Par exemple, un nombre impair de points peut favoriser l'utilisation de réponses neutres tandis qu'un nombre pair peut favoriser la discrimination des stimuli entre eux. Dans le cas d'une échelle discrète, il faut aussi veiller à proposer environ autant de points que de conditions lumineuses pour éviter de regrouper artificiellement des scènes visuelles alors qu'elles sont ressenties comme différentes. En particulier, Dawes a comparé des échelles à 5, 7 et 10 points et conclut que les réponses des participants peuvent différer en fonction du nombre de points de l'échelle utilisée [Dawes 2012].

D'autres biais concernent l'ensemble des procédures [CIE-212 2014]. L'ordre de présentation des stimuli a un effet important car les jugements des participants sont influencés par l'ensemble des stimuli présentés mais aussi par ceux qu'ils viennent de voir. De plus, un effet de mémoire dû à l'espacement temporel entre deux stimuli se produit lorsque le participant compare un stimulus par rapport à un autre de façon séquentielle : le participant ne compare pas directement les deux stimuli, il compare un stimulus au souvenir qu'il a de l'autre stimulus. Plus le temps entre les stimuli est important (par exemple pour revenir à une adaptation à la pénombre avant de présenter le deuxième stimulus), plus l'effet de mémoire augmente.

Il est conseillé d'anticiper ces biais expérimentaux pour obtenir des données psychophysiques de meilleure qualité. Les possibilités pour contrer ces biais ou vérifier leur présence sont les suivantes [CIE-212 2014; Fotios 2015] :

- contrebalancer les stimuli, *i.e.* présenter les deux configurations possibles pour une paire de stimuli (par exemple l'un présenté à gauche et l'autre présenté à droite et vice-versa), pour le biais de position et le biais d'intervalle.
- proposer un stimulus de condition nulle, *i.e.* présenter un stimulus comparé à lui-même, pour le biais de position et le biais d'intervalle.
- proposer différentes étendues d'ajustement pour le biais d'étendue.
- proposer des étendues identiques pour l'ensemble des stimuli d'une expérimentation d'ajustement pour éviter une influence différente du biais d'étendue selon les stimuli.
- éviter de proposer un seul stimulus référence et comparer tous les stimuli entre eux en recourant à une comparaison par paires, pour éviter le biais d'étendue de la procédure de discrimination. Cela est aussi valable pour la procédure d'égalisation. Si comparer toutes les paires est impossible (car trop consommateur de temps), il faut a minima que le niveau lumineux de la référence se situe au milieu des différents niveaux lumineux des autres stimuli.
- utiliser une ancre basse et une ancre haute puis moyenner les deux niveaux ajustés pour contrer le biais d'ancrage, ou utiliser une seule ancre située au milieu de l'étendue dans le cas où la relation entre le contrôle et l'intensité du stimulus est linéaire.
- ajuster une scène par rapport à l'autre et vice versa pour le biais d'ajustement de l'égalisation.
- présenter les stimuli aléatoirement ou en contrebalançant leur ordre de présentation, pour éviter le biais d'ordre de présentation.
- ne pas espacer les stimuli d'une période trop longue, pour diminuer l'effet de mémoire.
- répéter les stimuli pour vérifier la cohérence des réponses de chaque participant (*consistency*), en particulier pour les procédures d'ajustement et de notation.

Il est aussi indiqué dans le rapport 212 de la CIE qu'il faut clairement définir aux participants la nature de la tâche ainsi que les termes employés. En effet, l'interprétation des termes employés peut différer selon les participants. Par exemple, les notions d'éclairage « acceptable » ou « dérangeant » peuvent ne pas représenter des ressentis identiques pour tous. Similairement, présenter des stimuli références pour ancrer le domaine de réponse d'une échelle d'évaluation permet de préciser la consigne au participant.

Enfin, les conclusions sont plus robustes si elles sont validées par plusieurs méthodes psychophysiques. Il est donc conseillé d'utiliser plusieurs procédures pour une même expérimentation et de comparer les conclusions obtenues avec chaque procédure.

Nous nous focalisons à présent sur les problèmes que peuvent poser certaines procédures.

Un article de Fotios émet des réserves quant à la méthode d'évaluation de l'échelle de de Boer, en particulier concernant les termes de catégories [Fotios 2015]. Par exemple, le qualificatif « satisfaisant » est ambigu et peut difficilement s'appliquer à un éblouissement, il concerne plutôt la situation visuelle. Les termes de l'échelle mélangent donc une qualification de la scène visuelle et de l'éblouissement produit par les sources lumineuses. Ils questionnent tantôt la présence ou la quantité d'inconfort, tantôt l'acceptabilité d'inconfort. Une incertitude concernant la signification des descripteurs de magnitude peut être présente, selon les participants et selon les études. Ces différents éléments font que l'échelle peut être difficile à appréhender pour les participants, et cela peut avoir comme conséquence une utilisation biaisée de celle-ci. De plus, lorsque l'échelle n'inclut pas d'option « sans éblouissement », par exemple lorsque le minimum est « juste perceptible », cela peut forcer l'opinion du participant vers la présence d'éblouissement alors qu'il n'en ressent pas. Il est donc important de donner la possibilité au participant de répondre qu'il ne ressent pas d'éblouissement. Un article de Gellatly et Weintraub étudie la compréhension de l'échelle de de Boer par des participants [Gellatly and Weintraub 1990] et démontre que cette compréhension est loin d'être totale. En particulier, 75% des participants préfèreraient que les valeurs des points de l'échelle croissent avec la quantité d'inconfort et certains participants choisiraient d'inverser des termes de l'échelle pour que la magnitude de celle-ci leur semble plus cohérente. De plus, les termes ne sont pas équidistants en sensation de confort selon les participants. Malgré ces potentielles incertitudes, les données récoltées sont utilisées pour modéliser des équations complexes, d'où une probable influence du bruit expérimental dans la modélisation. Il est donc conseillé de bien définir les descripteurs de magnitude, par exemple en leur associant une durée pendant laquelle un éblouissement serait acceptable, et d'utiliser des descripteurs moins ambigus [Fotios 2015].

Plus généralement à propos des échelles catégorielles ou de notation, Rea [Rea 1982] propose d'utiliser un ensemble de conditions standards dont le but serait de calibrer les réponses des participants et de permettre de comparer les études entre elles. La notation de ces scènes visuelles préliminaires servirait à normaliser les réponses des participants avant de les analyser. En effet, d'après son étude, les participants n'utilisent pas les échelles de la même façon. Mais le problème le plus conséquent des échelles utilisées en éblouissement d'inconfort est leur variété (nombre de points, différents termes de catégories, définition de l'ensemble des points ou d'un point sur deux, *etc.*), car les résultats relevés avec des échelles différentes ne peuvent pas être directement comparés. Ce problème se pose, par exemple, lorsque deux études consécutives de la même équipe de recherche utilisent une échelle d'inconfort où quelques termes sont modifiés entre les deux études [Yang et al. 2016; Huang et al. 2017]. Cela empêche de comparer les études, mais surtout cela contredit le principe d'échelle d'intervalle selon lequel un point de l'échelle devrait être associé à une unique sensation (étant donné qu'il est équidistant de deux points correspondants à des sensations identiques pour les deux échelles). Nous retrouvons le concept essentiel d'échelle d'intervalle, où les distances entre les points de l'échelle représentent des différences d'inconfort identiques en perception. Or les échelles catégorielles ne sont pas toutes définies comme des échelles d'intervalle. Les distances entre les points des catégories ne représentent alors pas forcément des différences perceptives identiques, et dans ce cas il est incorrect de réaliser des calculs statistiques sur les données récoltées. Beaucoup d'échelles de catégories correspondent en réalité aux termes des catégories d'Hopkinson, plus ou moins modifiés et placés sur une échelle. Or, a priori, ces termes n'avaient jamais été choisis par Hopkinson dans ce but car il s'agissait de seuils utilisés pour de l'ajustement, séparément pour chaque seuil [MacGowan 2010]. C'est pour cela que Scheir et Geerdinck déconseillent d'utiliser cette échelle [Scheir et al. 2014; Geerdinck 2012].

Un dernier point concerne l'utilisation simultanée de termes traitant de l'inconfort, de l'éblouissement, et de l'acceptabilité de l'inconfort ou de l'éblouissement. Cela se produit pour de nombreuses échelles de catégories. Or le lien entre la frontière du confort et de l'inconfort et la frontière d'apparition de l'éblouissement n'est pas clair, et peut être différent selon les jugements des participants. De plus, le terme éblouissement « acceptable » suppose que l'éblouissement d'inconfort est présent mais toléré. Cette question d'acceptabilité est très différente de la question de présence ou d'absence de confort (ou d'éblouissement). La question de l'acceptabilité d'une gêne dépend plus du contexte dans lequel se trouve le participant, du type d'activité ou du type de scène visuelle. Par exemple, un éblouissement dû à une vue extérieure sera plus facilement toléré que celui dû à un luminaire. Pour des raisons de simplification, on considère parfois une correspondance entre la limite de confort et d'inconfort, l'apparition de l'éblouissement et la limite de l'acceptabilité. Dans ce cas, on suppose qu'une personne ne tolère pas d'éblouissement dans son champ de vision, donc que l'éblouissement est juste acceptable lorsqu'il est à peine ressenti. Cette simplification permet de comparer des études et de tirer des conclusions, mais le problème reste bien présent si l'analyse se veut plus précise. Ce point est une véritable difficulté méthodologique. Il est donc important de ne pas mélanger quantité d'éblouissement ou d'inconfort, et acceptabilité de l'éblouissement ou de l'inconfort car cela peut favoriser la confusion des participants [Gellatly and Weintraub 1990; Geerdinck 2012; Fotios 2015]. Or c'est ce que font l'échelle de de Boer et toutes les échelles basées sur les termes d'ajustement d'Hopkinson… C'est pour cette raison que nous avons choisi par la suite (partie IV.2) de nous focaliser sur le seuil de présence de l'inconfort, et de ne pas parler d'acceptabilité de l'inconfort aux participants de nos expérimentations.

IV.2 Sélection de procédures pour l'expérimentation

Peu d'études sur l'éblouissement d'inconfort ont comparé des procédures expérimentales. Par exemple, Geerdinck conclut qu'une question binaire (« confortable ou non ? », « acceptable ou non ? ») et une échelle bipolaire à 9 points correspondant à cette question sont aussi fiables lorsqu'il est demandé d'évaluer le confort ou l'acceptabilité d'une scène visuelle [Geerdinck 2012]. Eble-Hankins et Waters conseillent d'utiliser une comparaison par paires plutôt qu'une échelle de notation car la première procédure permet de comparer des situations plus finement [Eble-Hankins and Waters 2009].

Nous avons donc souhaité comparer un grand nombre de procédures psychophysiques, pour mettre en avant les plus pertinentes pour l'étude de l'éblouissement d'inconfort. Après avoir répertorié les méthodes utilisées dans la littérature, nous en avons sélectionné certaines afin de les étudier. La méthode des stimuli constants n'a pas été utilisée dans les études de la bibliographie, mais il nous a semblé intéressant de l'inclure dans la liste potentielle de procédures.

La liste de procédures initiale comportait les possibilités suivantes :

- question binaire (« Est-ce que l'éclairage est acceptable? », « Est-ce que l'éclairage est inconfortable? », « Est-ce que vous percevez de la gêne ? »)
- échelle sémantique différentielle (continue ou discrète)
- échelle de de Boer
- échelle basée sur les critères d'Hopkinson
- échelle de Haubner
- échelle d'analogie visuelle
- échelle de Borg

- méthode des stimuli constants
- ajustement au BCD
- ajustement aux catégories d'Hopkinson
- ajustement à certains des niveaux des échelles précédentes
- méthode des limites
- discrimination
- comparaison par paires
- estimation de magnitude
- estimation de degrés de différence
- égalisation

Tout d'abord, nous avons décidé de nous focaliser sur la quantité d'éblouissement, et non pas sur l'acceptabilité de l'éblouissement (qui est davantage soumise au contexte). Le terme « inconfort » a été sélectionné parce que le terme « éblouissement » était ressenti comme très fort par les participants lors des expérimentations préliminaires, or nous souhaitions que les participants communiquent leur ressenti d'inconfort dès l'apparition d'une légère gêne : il a donc été décidé de définir aux participants le début de l'inconfort par l'apparition de la gêne causée par le stimulus. L'échelle de Borg et l'estimation de degrés de différence ont été écartés car très peu utilisés dans la littérature.

Nous détaillons en premier la sélection des procédures de jugement absolu. En raison des difficultés d'interprétation et d'utilisation apportées par le mélange des termes de quantité et d'acceptabilité de l'éblouissement (détaillées dans la partie précédente), nous avons décidé de ne pas utiliser d'échelle de catégories basée sur les termes d'Hopkinson ou de de Boer. Cela permettait aussi d'éviter d'utiliser une échelle qui ne serait pas une échelle d'intervalle (l'échelle d'analogie visuelle a aussi été écartée). L'échelle de Haubner (qui est une échelle d'intervalle) a aussi été écartée car elle implique des niveaux très fortement éblouissants (intolérables), ce qui n'était pas le cas de notre dispositif expérimental : le participant aurait utilisé seulement une partie de l'échelle, ce qui n'était pas pertinent. Nous avons finalement privilégié la solution de l'échelle continue sémantique différentielle, pour laquelle le traitement des données par des calculs statistiques est justifié. Nous avons décidé de ne pas utiliser une échelle dont les ancres extrêmes seraient « inconfortable » et « confortable ». En effet, en définissant l'inconfort comme la gêne provoquée par la source éblouissante, il semblait ambigu de demander aux participants le degré de confort ressenti : la différence entre des ressentis « confortable » et « très confortable » n'avait pas lieu d'être dans notre installation expérimentale, alors que la différence entre des ressentis « inconfortable » et « très inconfortable » s'évaluait en fonction de la gêne ressentie. Nous nous sommes donc focalisés sur une échelle de qualification de l'inconfort où l'ancre minimale correspondait à l'absence d'inconfort (lorsque le stimulus ne procure pas de gêne), donc à un ressenti confortable, et l'ancre maximale correspondait à un inconfort extrême. Nous avons sélectionné la méthode des stimuli constants et la méthode des limites car elles utilisent une question binaire sur la présence d'inconfort, qui est simple à comprendre et facile à répondre pour les participants (nul besoin d'estimer des degrés d'inconfort). La procédure d'ajustement au niveau du BCD, défini comme l'apparition de l'inconfort (à la limite entre le confort et l'inconfort), a aussi été choisie, au détriment de l'ajustement à certains niveaux d'Hopkinson qui nous semblaient moins précis et plus ambigus («perceptible », « acceptable », « inconfortable »), et au dernier niveau d'Hopkinson (« intolérable ») qui ne pouvait probablement pas être atteint par l'ensemble des participants avec les niveaux lumineux proposés dans notre installation expérimentale.

Toutes les procédures de jugement relatif ont été retenues, excepté la procédure de discrimination, écartée au profit de la comparaison par paires (plan expérimental plus complet). Ainsi, la comparaison par paires, l'égalisation et l'estimation de magnitude d'inconfort ont été sélectionnées. Nous avons choisi de montrer les stimuli séquentiellement (l'un après l'autre) plutôt que simultanément (côte à côte) pour éviter une influence de chaque stimulus sur la luminance de fond de l'autre stimulus, et pour permettre au participant d'estimer la sensation d'inconfort d'un stimulus sans avoir deux sensations d'inconfort provenant de deux stimuli en même temps.

En conclusion, sept méthodes ont été sélectionnées pour leur comparaison ultérieure :

- Notation sur une échelle d'inconfort continue (*rating*, RAT)
- Méthode des stimuli constants (*method of constant stimuli*, MCS)
- Méthode des limites (*method of limits*, ML)
- Ajustement au BCD, défini comme limite de l'inconfort (*adjustment*, ADJ)
- Comparaison par paires (*paired comparison*, PC)
- Egalisation (*matching*, MAT)
- Estimation de magnitude (*magnitude estimation*, ME)

IV.3 Installation expérimentale et stimuli

Cette expérimentation s'est déroulée dans la salle octogonale (voir partie II.1.3.2). La luminance du fond était fixée à 20 cd/m² (calculée pour l'observateur fondamental CIE 10° 2015) au niveau de la cible de fixation. Le stimulus éblouissant était un disque lumineux (de rayon 5 cm) dont la distribution spectrale et l'intensité pouvaient être ajustées.

Deux distributions spectrales LowMel et HighMel ont été définies comme stimuli de cette expérimentation pour continuer à étudier la problématique concernant l'influence du contenu spectral sur l'éblouissement. Ces deux stimuli sont métamères (mêmes composantes trichromatiques selon l'observateur fondamental CIE 10° 2015) et excitent différemment les CGRips, comme cela est illustré dans le Tableau 21. Le Tableau 22 détaille les caractéristiques colorimétriques de ces stimuli (indices de rendu des couleurs R_f et R_g respectivement pour la fidélité et le gamut, calculés à partir de [IESNA 2018; CIE-224 2017]).

	α-opic radiance [W/(m².sr)]				
	S-cone-opic	M-cone-opic	L-cone-opic	rhodopic	melanopic
LowMel	5,37E-04	1,24E-03	1,49E-03	9,39E-04	7,48E-04
HighMel	5,47E-04	1,24E-03	1,49E-03	1,42E-03	1,37E-03

Tableau 21 - Radiances alpha-opiques des stimuli LowMel et HighMel à luminance fondamentale unitaire d'après le standard S026 de la CIE [CIE ; 2018] (mesures au niveau de l'œil du participant)

	$x_{F,10}$	$y_{F,10}$	x	y	T_{cp}	R_f	R_g
LowMel	0,357	0,360	0,350	0,372	4904 K	72	95
HighMel	0,356	0,357	0,359	0,332	4359 K	56	97

Tableau 22 - Caractéristiques colorimétriques des stimuli LowMel et HighMel

Ces stimuli ont été présentés à différents niveaux lumineux, selon les procédures testées (voir partie IV.4). Lorsque les procédures nécessitaient des stimuli à des niveaux de luminance fixes, ceux-ci étaient

choisis parmi les niveaux détaillés dans le Tableau 23. Ces niveaux, numérotés de 1 à 5 dans la suite du manuscrit, ont été déterminés de manière à être identiques pour les différentes procédures (ce qui permet de les comparer par la suite) et quasi-équidistants en logarithmes de luminance. Toutefois, les niveaux de luminance pour chacun des stimuli LowMel et HighMel ne sont pas parfaitement égaux car le codage DMX des projecteurs se fait de manière discrète (toutes les unités entre 0 et 255 pour piloter l'étendue de luminance). Nous avons choisi de les répartir de cette façon car la perception d'un phénomène est logarithmique par rapport à l'intensité de la grandeur responsable de ce phénomène (loi de Weber [Goldstein 2010]). Il est ainsi précisé dans la norme ASTM sur l'estimation de magnitude que la moyenne géométrique est le type de moyenne à utiliser (ce qui revient à utiliser une moyenne arithmétique des logarithmes des luminances) et qu'il faut convertir les données de façon logarithmique avant d'exécuter des analyses statistiques [ASTM International 2012].

La Figure 50 représente les radiances spectrales des deux stimuli, mesurées au niveau de l'œil du participant. Le Tableau 21 présente les radiances alpha-opiques des deux stimuli pour une luminance fondamentale unitaire ; les radiances correspondant aux niveaux des stimuli s'obtiennent en multipliant ces radiances par les luminances fondamentales des stimuli détaillées dans le Tableau 23.

A titre indicatif, les valeurs des éclairements verticaux mesurés au niveau de l'œil du participant, et des éclairements horizontaux mesurés à 0.80 m de hauteur (plan utile) sont détaillés dans le Tableau 23 pour les stimuli LowMel et HighMel et pour l'éclairage de fond sans stimulus éblouissant (appelé Référence). Ces valeurs ont été obtenues en mesurant les éclairements énergétiques spectraux au spectroradiomètre puis en calculant les éclairements correspondants pour l'observateur fondamental CIE 10° 2015.

	Luminance [cd/m²]	Eclairement vertical [lux]	Eclairement horizontal [lux]
Référence	21	54	100
LowMel_1	5321	65	105
HighMel_1	4738	65	104
LowMel_2	10641	80	111
HighMel_2	10152	79	110
LowMel_3	24608	118	126
HighMel_3	24364	118	126
LowMel_4	57862	209	162
HighMel_4	57527	206	161
LowMel_5	139667	429	250
HighMel_5	139419	421	248

Tableau 23 – Luminances et éclairements verticaux des stimuli mesurés au niveau de l'œil du participant et éclairements horizontaux à hauteur du plan utile (0.80m)

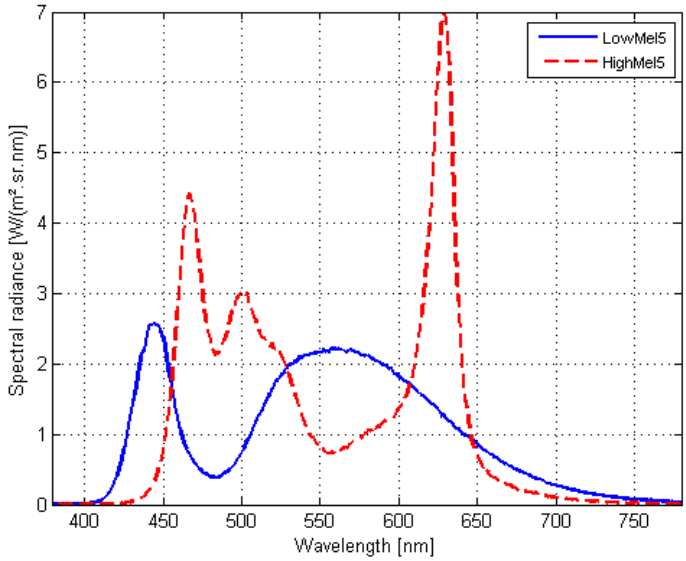


Figure 50 - Radiances spectrales des stimuli LowMel et HighMel au niveau 5 (mesurées au niveau de l'œil du participant)

IV.4 Protocole

Afin de comparer la pertinence des procédures psychophysiques pour étudier l'éblouissement d'inconfort, nous avons choisi de nous focaliser sur deux problématiques :

- la présence de biais expérimentaux, pouvant altérer les résultats ;
- la répétabilité de la procédure, *i.e.* la capacité de la procédure à répéter une même conclusion dans une situation identique.

Les stimuli présentés dans l'expérimentation ont été répétés dans différentes configurations pour étudier spécifiquement les biais expérimentaux (deux étendues d'ajustement ont été présentées pour chaque stimulus afin d'étudier le biais d'étendue, un stimulus a été égalisé par rapport à un autre et inversement pour étudier le biais d'ajustement de la procédure d'égalisation, *etc.*).

Pour évaluer la répétabilité des procédures, un stimulus était répété à l'identique pour chacune. Nous avons tout d'abord comparé uniquement les réponses données pour ces deux stimuli (répétabilité de l'évaluation du stimulus répété). Puis de façon plus complète, des analyses statistiques ont été effectuées en considérant les réponses données pour l'ensemble des stimuli sans celles concernant le stimulus répété, puis en considérant l'échantillon de données en remplaçant le jugement du stimulus par celui du stimulus répété. Les conclusions de ces analyses étaient ensuite comparées : si les conclusions étaient différentes, cela indiquait un défaut de répétabilité (répétabilité des conclusions globales des modèles mixtes).

L'expérimentation était subdivisée en plusieurs sous-expérimentations correspondant à chacune des procédures. Celles-ci s'enchaînaient les unes à la suite des autres (selon un ordre contrebalancé) pour chaque participant, l'ensemble étant réparti sur deux séances d'environ une heure. La présentation des stimuli était pilotée par un programme LabVIEW (voir partie II.2.4). Ce programme relevait en outre la durée de chaque sous-expérimentation pour chaque participant.

Pour décrire aux participants la sensation recherchée, le terme employé était l'« inconfort » lié à la gêne causée par la source. En effet, comme expliqué dans la partie précédente, le terme « éblouissement » n'a jamais été employé car il semblait représenter une gêne très forte pour les participants, alors que nous voulions nous intéresser à la gêne d'inconfort ressentie lorsque la source devient à peine gênante, *i.e.* qu'elle sort le participant de sa zone de confort.

En plus du jugement de l'inconfort ressenti face aux stimuli, les participants ont aussi noté la facilité et la durée ressentie pour chaque procédure en utilisant un axe continu allant de « très facile » à « très difficile », ou de « très court » à « très long » (Figure 51). Ces questions subsidiaires ont été inspirées d'une étude acoustique [Parizet et al. 2005] visant à comparer des méthodes psychophysiques pour évaluer le caractère agréable de stimuli sonores. Les six méthodes comparées dans cette étude étaient la comparaison par paires, le positionnement multidimensionnel et des variantes de l'évaluation sur une échelle continue.

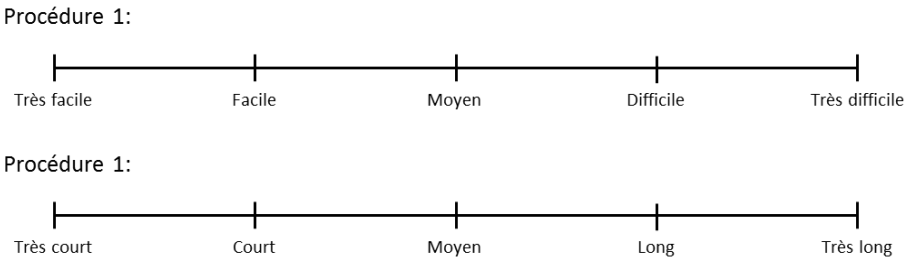


Figure 51 - Echelles continues de notation de la facilité (en haut) et de la durée ressentie (en bas) pour chaque sous-expérimentation

Nous allons à présent résumer les différentes étapes du protocole chronologiquement (exemple en annexe B).

Après avoir accueilli le participant, sa vision des couleurs était vérifiée avec un test réduit d'Ishihara à six planches sous lumière naturelle [Ishihara 1917]. Le principe et le déroulement global de l'expérimentation étaient ensuite expliqués au participant : il lui était dit qu'il aurait à indiquer sa perception d'inconfort via différentes méthodes, mais la comparaison des méthodes entre elles ou la répétition des stimuli n'étaient pas mentionnées. Toutes les explications étaient lues pour présenter l'expérimentation exactement de la même façon à l'ensemble des participants. Le participant signait un formulaire de consentement (exemple en annexe C). Le cas échéant, ses lunettes étaient nettoyées. Ensuite, le participant revêtait une blouse blanche pour éviter une potentielle influence de la couleur des vêtements sur les réflexions multiples de l'éclairage du fond, ou sur son champ visuel.

Le participant était accompagné dans la salle octogonale, éclairée par l'éclairage de référence (voir Figure 35). La hauteur du fauteuil était réglée pour obtenir une hauteur d'yeux à 1.20m. Le participant était ensuite plongé dans l'obscurité pendant trois minutes (temps suffisant pour obtenir une dilatation satisfaisante de la pupille, voir partie V.5.5). Pendant les trois minutes d'obscurité, des informations générales étaient relevées (âge, sexe,…). L'éclairage de référence était ensuite rallumé pour toute la suite de l'expérimentation. Il était expliqué plus précisément au participant le principe de l'expérimentation (« s'imaginer dans une situation confortable », « assis dans un fauteuil dans un environnement de travail », « évaluer le ressenti d'inconfort en fonction de la gêne causée par la source »). Il était demandé au participant de fixer son regard sur la cible centrale et de ne surtout pas regarder la source éblouissante (Figure 38). Puis il était proposé au participant de se familiariser avec les niveaux lumineux auxquels il serait confronté par la suite en faisant varier la luminance de la source éblouissante à volonté avec un potentiomètre rotatif (canal de la LED blanche). Pendant ce temps, les

notions de confort, d'inconfort, et de BCD lui étaient expliquées. En particulier, il était précisé que la notion d'inconfort pourrait être traitée de façon quantitative dans l'expérimentation, alors que la notion de confort ne serait traitée que d'une façon binaire (présence ou absence de confort). Il était aussi demandé au participant d'estimer avec le potentiomètre un ajustement au BCD, de façon à bien comprendre cette notion. Il était précisé au participant de bien focaliser son jugement sur l'inconfort provoqué par les stimuli et non pas sur l'intensité des stimuli. Avant de commencer l'expérimentation, la hauteur du fauteuil était vérifiée et de nouveau réglée si nécessaire puis l'ensemble des stimuli (10) était présenté au participant pour lui montrer l'étendue de luminance des stimuli. Chaque sous-expérimentation (basée sur une procédure) était ensuite expliquée et précédée d'un entraînement sur deux ou trois stimuli (résultats non analysés) avant d'être réalisée. Le but de l'entraînement était de familiariser le participant avec la procédure. A la fin de chaque sous-expérimentation, le participant notait la facilité ainsi que la durée ressentie de cette procédure. A la fin de l'expérimentation, le participant était remercié pour sa participation par une compensation en chèques cadeaux.

En raison du nombre important de procédures, l'expérimentation s'est déroulée en deux sessions (d'environ une heure) pour limiter la fatigue des participants. La première session était composée des procédures de jugement absolu (notation, méthode des stimuli constants, méthode des limites et ajustement) et la deuxième session était composée des procédures de jugement relatif (comparaison par paires, égalisation et estimation de magnitude). Cet ordre de session a été choisi afin que la connaissance des stimuli n'influence pas le seuil absolu des participants. Toutes les explications étaient répétées lors de la deuxième session. Les deux sessions étaient distantes de 1 à 38 jours selon les participants (moyenne de 16 jours). L'ordre des procédures au sein de chaque session expérimentale était contrebalancé (carré latin, voir partie III.2.1) pour éviter un biais d'ordre de présentation. L'ordre de présentation des stimuli était contrebalancé entre les participants pour chaque sous-expérimentation ainsi que l'ordre des ancres basse et haute (pour les procédures d'ajustement et d'égalisation). Par contre, les stimuli identiques permettant d'étudier la répétabilité des procédures n'étaient pas mélangés à l'ensemble des stimuli, ils étaient évalués à la suite du jeu de données principal, dans une deuxième séquence. Les deux séquences s'enchaînaient directement sans qu'il en soit fait mention au participant, et l'ordre de présentation des stimuli de la deuxième séquence était lui aussi contrebalancé. La durée totale de l'expérimentation était d'environ 2h15.

A la suite de la deuxième session, la deuxième expérimentation préliminaire (voir partie III.2) était réalisée par les participants (et durait environ 15 minutes).

Nous détaillons ci-dessous les protocoles de chaque sous-expérimentation, ainsi que les stimuli présentés dans chacune d'elle. Pour chaque procédure, il était donné la possibilité au participant de communiquer qu'il ne ressentait pas d'inconfort, pour éviter de l'orienter inconsciemment vers un ressenti d'inconfort.

<u>Notation de l'inconfort sur une échelle continue (RAT) :</u>

Les deux stimuli LowMel et HighMel étaient présentés à trois luminances fixes correspondant aux niveaux 2, 4 et 5 (stimuli LowMel_2, LowMel_4, LowMel_5, HighMel_2, HighMel_4 et HighMel_5). Le stimulus répété (pour étudier la répétabilité de la procédure) était HighMel_4. Du point de vue du participant, il y avait donc sept stimuli.

Pour chaque stimulus, le participant notait la sensation d'inconfort ressentie sur une échelle continue (Figure 52). Il s'agit de la seule procédure où le participant écrivait sur une feuille, les réponses des

autres procédures étant données oralement ou en ajustant un potentiomètre. Le zéro de l'échelle correspondait à l'absence d'inconfort : il s'agissait autant de la frontière entre le confort et l'inconfort que de toute sensation de confort. Deux stimuli étaient présentés au participant avant de réaliser l'expérimentation (exemples de stimuli situés aux ancres extrêmes de l'échelle), l'un était très inconfortable (luminance plus forte que les stimuli de l'expérimentation), l'autre n'était pas inconfortable (luminance très basse, plus basse que celle des stimuli de l'expérimentation). Pendant l'expérimentation, le participant avait la possibilité de revoir des stimuli déjà notés, de les comparer avec le stimulus actuel et de changer les notes attribuées auparavant. Nous avons choisi cette option car elle permet au participant d'affiner son jugement et d'être moins influencé par un biais d'habitude au stimulus [Parizet et al. 2005].

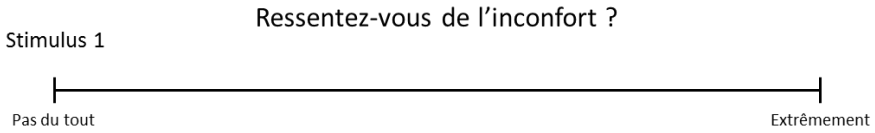


Figure 52 – Echelle continue utilisée pour la procédure de notation d'inconfort

Méthode des stimuli constants (MCS) :

Les deux stimuli étaient présentés aux cinq luminances fixes définies précédemment (stimuli LowMel_1, LowMel_2, LowMel_3, LowMel_4, LowMel_5, HighMel_1, HighMel_2, HighMel_3, HighMel_4 et HighMel_5). Chaque stimulus était répété six fois à l'identique pour pouvoir obtenir un pourcentage de réponse d'inconfort pour chacun, et en déduire ensuite la courbe de fonction psychométrique. Le stimulus répété (pour étudier la répétabilité de la procédure) était HighMel. Pour trouver le seuil correspondant à ce stimulus répété, il était nécessaire de répéter six fois les cinq niveaux HighMel_1, HighMel_2, HighMel_3, HighMel_4 et HighMel_5. Du point de vue du participant, il y avait donc 90 stimuli.

Concrètement, chaque stimulus était présenté au participant qui devait ensuite le qualifier de confortable ou d'inconfortable à l'oral.

Méthode des limites (ML) :

Les deux stimuli étaient ajustés discrètement par l'expérimentateur en fonction de ce qu'indiquait le participant en partant d'ancres hautes et d'ancres basses (pour éviter une erreur d'habitude) et en changeant l'intensité de l'ancre (pour éviter une erreur d'anticipation). De plus, cette procédure nécessite de répéter les stimuli puis de moyenner leurs seuils obtenus car le niveau lumineux est validé tout juste après le dépassement du seuil recherché [Goldstein 2010]. Chaque stimulus était donc ajusté discrètement en partant des trois ancres basses et trois ancres hautes détaillées dans le Tableau 24. Le stimulus répété (pour étudier la répétabilité de la procédure) était HighMel. Pour trouver le seuil de ce stimulus, il était nécessaire d'ajuster de nouveau les trois ancres basses et les trois ancres hautes de HighMel. Du point de vue du participant, il y avait donc 18 stimuli.

Lorsque chaque stimulus était montré au niveau d'une de ses ancres, il était demandé au participant s'il qualifiait ce stimulus de confortable ou d'inconfortable, puis le niveau du stimulus était varié de façon ascendante ou descendante en fonction de la réponse du participant et la question était de nouveau posée. Cette action était répétée jusqu'à ce que la qualification de l'inconfort (faite par le participant) change. Le niveau du stimulus était alors validé, puis le stimulus suivant était proposé.

	LowMel Luminance [cd/m²]	HighMel Luminance [cd/m²]
ancres basses	1995	1354
	3325	2707
	4656	4061
ancres hautes	129691	129944
	144987	144833
	159619	159722

Tableau 24 - Luminances des ancres basses et hautes de la méthode des limites [cd/m²]

Ajustement (ADJ) :

Les deux stimuli étaient ajustés en partant d'une ancre basse puis d'une ancre haute (ordre inversé pour la moitié des participants), sur deux étendues différentes. Le stimulus répété (pour étudier la répétabilité de la procédure) était HighMel. Pour trouver le BCD correspondant, il était nécessaire de répéter les deux étendues et les deux ancres de HighMel. Du point de vue du participant, il y avait donc 6 stimuli (où chaque stimulus était ajusté selon deux sens d'ajustement).

Il était demandé au participant de choisir un réglage de l'intensité de la source avec le potentiomètre à la limite entre le confort et l'inconfort. Le potentiomètre donné aux participants pour ajuster la luminance de la source éblouissante était rotatif sur trois tours, au lieu d'être linéaire comme pour les expérimentations préliminaires. Le choix s'est porté sur un potentiomètre rotatif pour contrer le biais expérimental de mémoire de position du curseur [Fotios and Cheal 2011]. Pour chaque stimulus, le participant ajustait deux fois la limite : en partant du bas et en montant, puis en partant du haut et en descendant (ou en partant du haut puis du bas, les deux configurations étant contrebalancées). Il était demandé de se baser uniquement sur le ressenti d'inconfort et de ne pas tenir compte de la position du potentiomètre. Il était précisé au participant que, dans le cas où le BCD ne serait pas atteignable sur l'étendue de luminance proposée, il devait le signaler.

Les ancres basses étaient toutes à une luminance nulle. Les ancres hautes étaient, respectivement pour LowMel et HighMel, de 100427 et 100165 cd/m², et de 139667 et 139419 cd/m².

Comparaison par paires (PC) :

Les deux stimuli étaient présentés à trois luminances fixes correspondant aux niveaux 2, 4 et 5 (stimuli LowMel_2, LowMel_4, LowMel_5, HighMel_2, HighMel_4 et HighMel_5). Les paires de stimuli présentés définissaient un plan expérimental complet où tous les stimuli étaient comparés entre eux, comprenant un contre-balancement des stimuli (stimuli A puis B, et stimuli B puis A) et des conditions nulles (stimulus comparé à lui-même). Cela correspondait à 36 paires. Le stimulus répété (pour étudier la répétabilité de la procédure) était HighMel_4. Les paires où apparaissaient HighMel_4 étaient répétées (11 paires supplémentaires).

Pour chaque paire de stimuli il était demandé d'indiquer le stimulus le plus inconfortable, et si la différence d'inconfort entre les deux stimuli était forte ou faible. Le participant ne pouvait donner une réponse neutre (méthode de choix forcé). La paire était composée de deux stimuli présentés pendant cinq secondes chacun, espacés d'une seconde d'éclairage de référence (sans source éblouissante). La présentation de la paire pouvait être répétée autant de fois que le participant le souhaitait.

Egalisation (MAT) :

Les deux stimuli étaient égalisés en partant d'une ancre basse puis d'une ancre haute (ordre inversé pour la moitié des participants). La luminance de la référence de chaque paire était fixée au niveau 4. Pour tenir compte du biais d'ajustement et du biais d'intervalle, et pour proposer des stimuli de condition nulle, les quatre paires présentées étaient les suivantes : LowMel égalisé à HighMel_4, HighMel égalisé à LowMel_4, LowMel égalisé à LowMel_4 et HighMel égalisé à HighMel_4. Les égalisations de HighMel à LowMel_4 et de LowMel à HighMel_4 étaient répétées pour étudier la répétabilité de la procédure. Il y avait donc six égalisations en tout.

Il était demandé au participant d'ajuster à l'aide du potentiomètre rotatif, le niveau lumineux du deuxième stimulus pour obtenir la même sensation d'inconfort ressentie que pour le premier. Chaque stimulus était présenté pendant cinq secondes : le premier à une intensité fixe, le deuxième à une intensité pilotable par le potentiomètre (les deux étant espacés d'une seconde par l'éclairage de référence). La paire était répétée autant de fois que nécessaire pour ajuster le niveau du deuxième stimulus. Comme pour la procédure d'ajustement, il était demandé de se baser uniquement sur le ressenti d'inconfort et de ne pas tenir compte de la position du potentiomètre. Il était précisé au participant que, dans le cas où l'égalisation en sensation d'inconfort n'était pas possible sur l'étendue de luminance proposée, il devait le signaler. L'étendue proposée allait de 0 à 169595 cd/m² pour LowMel et de 0 à 172581 cd/m² pour HighMel.

Estimation de magnitude (ME) :

Les deux stimuli étaient présentés à trois luminances fixes, aux niveaux 2, 4 et 5 (stimuli LowMel_2, LowMel_4, LowMel_5, HighMel_2, HighMel_4 et HighMel_5). Le stimulus répété (pour étudier la répétabilité de la procédure) était HighMel_4. Du point de vue du participant, il y avait donc sept stimuli.

La sensation d'inconfort ressentie face au stimulus LowMel_4 était définie comme référence pour la procédure. En effet, la norme ASTM E1697 indique que le stimulus référence doit avoir une intensité proche de la moyenne géométrique du panel de stimuli et ne surtout pas être à l'extrémité de ce panel [ASTM International 2012]. Il était tout d'abord demandé si ce stimulus était inconfortable, pour ne pas biaiser l'expérimentation. Puis sa valeur d'inconfort était fixée à 100. Il était indiqué que la valeur 0 correspondait à une absence d'inconfort (équivalent de l'ancre basse de l'échelle de notation). Il était demandé pour chaque stimulus d'estimer la sensation d'inconfort produite par rapport à la valeur 100 de ce stimulus référence, comme avec une règle graduée, et sans limite maximale: par exemple un stimulus deux fois plus inconfortable que la référence devait être jugé à une valeur de 200. Une analogie avec l'estimation de la longueur d'une flèche était montrée comme exemple, le participant devant estimer la longueur de trois flèches en comparaison à une flèche de référence (entraînement inspiré d'une étude utilisant l'estimation de magnitude pour la perception de luminosité [Withouck et al. 2014]). Les stimuli visuels étaient présentés par paires pendant cinq secondes chacun, espacés d'une seconde d'éclairage de référence (sans source éblouissante) : le premier stimulus était le stimulus de référence, et le second était celui dont la sensation d'inconfort devait être estimée. La présentation de la paire pouvait être répétée autant de fois que le souhaitait le participant.

IV.5 Résultats

Un panel de 37 jeunes participants a été recruté pour passer l'expérimentation : 15 hommes et 22 femmes, âgés de 20 à 25 ans avec une moyenne d'âge de 22 ans et un écart-type de 1.2 ans. L'ensemble des participants, à l'exception de deux personnes, ont également passé la deuxième expérimentation préliminaire décrite dans la partie III.2.

Nous présentons dans cette partie les résultats obtenus pour chaque sous-expérimentation. Pour réaliser cette analyse les résultats enregistrés par le programme LabVIEW de l'expérimentation ont été réordonnés via le logiciel Matlab, et les analyses statistiques ainsi que les graphes de répartition des données ont été produits via les logiciels R et Xlstat. Nous avons considéré lors de ces analyses statistiques que l'effet des facteurs étudiés est significatif lorsque la p-valeur correspondante est inférieure au seuil α de 0.05. La normalité des données (tests de Student) et des résidus (modèles mixtes) a été vérifiée. Rappelons que les niveaux fixes des stimuli proposés étaient équidistants en logarithmes de luminance (niveaux 1 à 5), et que les réponses ajustées en luminance par les participants ont été analysées en logarithmes de luminance.

IV.5.1 Vérification de la cohérence des évaluations

Afin de résumer les réponses de chaque participant et de vérifier la cohérence interne de ces réponses, des graphes représentant les évaluations psychophysiques ont été tracés pour chaque participant et chaque procédure (exemples donnés pour un sujet en annexe D). Des fiches individuelles ont ensuite été élaborées et ont permis de vérifier certains critères simples comme par exemple le fait de donner un jugement d'inconfort en accord avec une augmentation de luminance.

Suite à cette analyse individuelle des données, les réponses de deux participants ont été écartées de l'analyse car leurs seuils d'inconfort étaient trop élevés par rapport aux niveaux proposés dans l'expérimentation : dans ce cas, les références d'inconfort (niveau 4) proposées dans les procédures d'égalisation et d'estimation de magnitude n'étaient probablement pas inconfortables, ce qui biaise tout protocole expérimental de comparaison d'inconfort. Par exemple, le premier graphe de la Figure 53 correspond aux réponses d'un des deux participants pour la méthode des stimuli constants, où le niveau 4 de HighMel n'est jugé inconfortable que 33% des fois et celui de LowMel n'est jamais jugé inconfortable. Le deuxième graphe de cette figure permet de comparer avec les réponses d'un autre participant, où les niveaux 4 de LowMel et HighMel sont toujours jugés inconfortables.

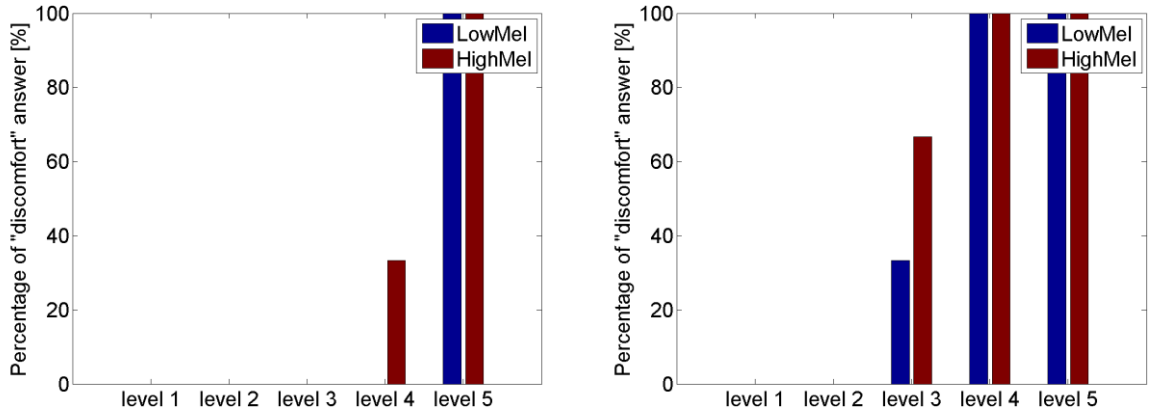


Figure 53 - Exemples de graphes individuels pour la méthode des stimuli constants (participant ayant un seuil d'inconfort plus élevé à gauche)

En raison d'un problème technique, les réponses données par un participant pour la procédure d'égalisation n'ont pas été enregistrées. Nous avons néanmoins gardé les réponses données par ce participant pour les autres sous-expérimentations car ce souci n'était pas lié intrinsèquement aux réponses du participant, contrairement aux deux participants précédemment écartés.

Les réponses des 35 participants (34 pour la procédure d'égalisation) ont ensuite été analysées à l'aide de méthodes statistiques pour chacune des sept sous-expérimentations. Nous présentons ci-dessous ces résultats.

IV.5.2 Notation sur une échelle continue d'inconfort (RAT)

Pour étudier la répétabilité de la procédure de notation, un test de Student a tout d'abord été réalisé pour comparer les échantillons appariés des notes d'inconfort du stimulus HighMel_4 et de son stimulus répété HighMel_4-rep. Les répartitions des notes d'inconfort de ces deux stimuli sont illustrées Figure 54. D'après ce test, la différence entre ces deux échantillons n'est pas significative (t = 0.708 ; df = 34 ; p = 0.484). Ce premier résultat est donc en faveur de la répétabilité de l'évaluation du stimulus HighMel_4.

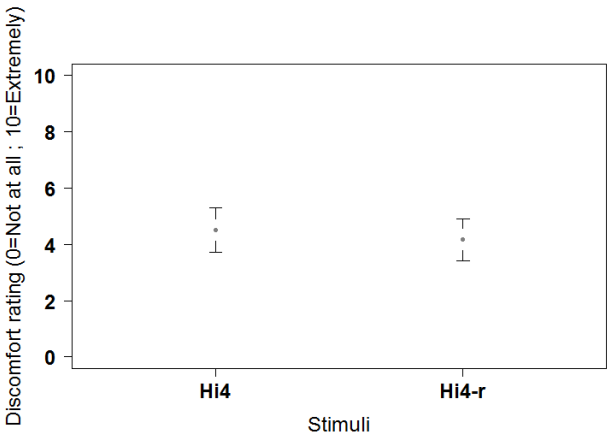


Figure 54 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des notes d'inconfort pour les stimuli HighMel_4 et HighMel_4-rep (notation sur une échelle continue d'inconfort ; Hi4 = HighMel4 , Hi4-r = HighMel4-rep)

A partir de l'ensemble des stimuli, nous avons ensuite comparé la répétabilité des conclusions des analyses effectuées sur chacun des sous-échantillons suivants :

- LowMel_2, HighMel_2, LowMel_4, **HighMel_4**, LowMel_5, HighMel_5;
- LowMel_2, HighMel_2, LowMel_4, **HighMel_4-rep**, LowMel_5, HighMel_5.

Les moyennes et intervalles de confiance à 95% des notes d'inconfort sont représentés pour ces deux échantillons (Figure 55). Le Tableau 25 présente les notes d'inconfort moyennes pour chaque stimulus.

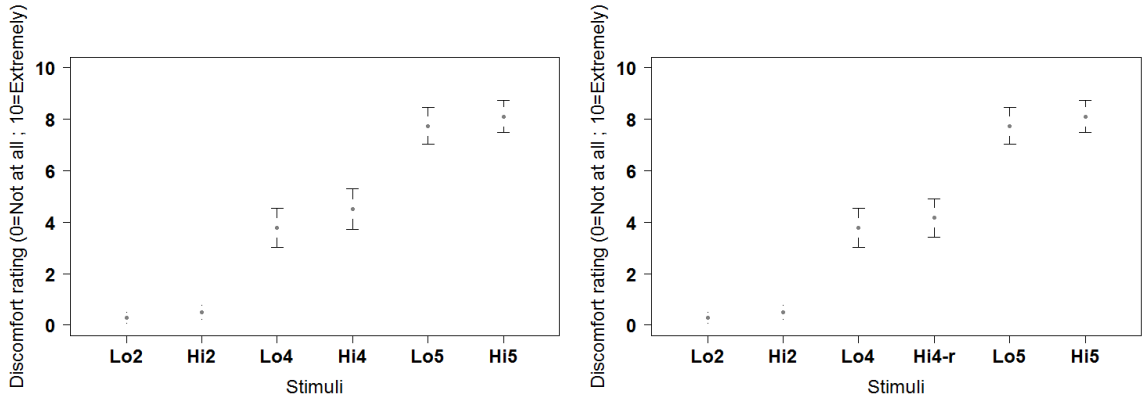


Figure 55 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des notes d'inconfort pour les deux échantillons, avec HighMel_4 ou son stimulus répété (notation sur une échelle continue d'inconfort ; Lo = LowMel, Hi = HighMel, Hi-r = HighMel-rep)

	Notation de l'inconfort
LowMel_2	0,28
HighMel_2	0,49
LowMel_4	3,78
HighMel_4	4,50
HighMel_4-rep	4,17
LowMel_5	7,74
HighMel_5	8,11

Tableau 25 - Moyennes des notes d'inconfort (notation sur une échelle continue d'inconfort)

Une analyse basée sur les modèles mixtes a été effectuée pour comparer les notes d'inconfort des stimuli et observer les influences de la distribution spectrale et du niveau de luminance. Les paramètres du modèle mixte sont les suivants :

- la note d'inconfort donnée par les participants pour la variable à expliquer (variable dépendante),
- la distribution spectrale du stimulus (LowMel ou HighMel), le niveau de luminance (trois niveaux) pour les variables explicatives à effets fixes (variables indépendantes), et leur interaction,
- le participant pour la variable explicative à effets aléatoires (variable indépendante).

La position, la taille, et l'uniformité de la source éblouissante, ainsi que la chromaticité et la luminance du fond sont des variables de contrôle.

Les résultats du modèle mixte sont détaillés dans le Tableau 26 (p-valeurs significatives en gras). Pour le premier sous-échantillon (incluant HighMel_4, voir Figure 55 à gauche), le facteur « distribution spectrale » et le facteur « niveau » ont un effet significatif, mais pas l'interaction entre la distribution spectrale et le niveau (les facteurs sont donc indépendants). Pour le deuxième sous-échantillon (incluant HighMel_4-rep, voir Figure 55 à droite), le facteur « niveau » a un effet significatif, mais pas le facteur « distribution spectrale » ni l'interaction entre la distribution spectrale et le niveau. La différence de niveau a donc bien un effet sur l'inconfort. Par contre l'effet de la différence spectrale est présent pour le premier sous-échantillon, mais pas pour le deuxième. Nous avons ensuite considéré les tests de comparaisons multiples pour les trois niveaux de luminance (pas pour le facteur « distribution spectrale » car il n'y en a que deux). Ces tests de Tukey précisent que les différences entre chacun des niveaux sont significatives pour les deux sous-échantillons. Il est donc possible de

conclure, en observant les moyennes des sous-échantillons associés aux niveaux, que plus le niveau est élevé et plus la notation d'inconfort est élevée (ce qui est cohérent).

	1er échantillon			2ème échantillon (avec stimulus répété)		
	χ	Degré(s) de liberté	*p*-value	χ	Degré(s) de liberté	*p*-value
Distribution spectrale	4,71	1	**0,030**	2,43	1	0,119
Niveau	953,87	2	**< 2E-16**	895,71	2	**<2E-16**
Distrib. spectrale : niveau	1,16	2	0,561	0,15	2	0,928

Tableau 26 - Résultats du modèle mixte (notation sur une échelle continue d'inconfort, n=35; p-valeurs significatives en gras)

L'indice global de taille d'effet (voir partie II.3.3) est élevé : Ω^2 = 0.863 pour le premier sous-échantillon ; Ω^2 = 0.851 pour le deuxième sous-échantillon. Cela signifie que la variabilité des données est bien expliquée par le modèle mixte.

Après avoir observé si un effet est présent (significativité), nous nous intéressons à qualifier son influence, faible ou importante (taille d'effet), comme expliqué dans la partie II.3.3. Les tailles d'effet ont été calculées pour les deux sous-échantillons (avec HighMel_4 ou HighMel_4-rep). Le Tableau 27 résume les tailles d'effet entre chaque niveau (pour chaque distribution spectrale) et entre les deux distributions spectrales (pour chaque niveau). Rappelons qu'il n'est correct d'observer les tailles d'effet que lorsque l'effet est significatif (cases n.s. dans le tableau lorsque l'effet n'est pas significatif). De plus un effet petit, moyen ou grand correspond respectivement à une valeur de 0.2, 0.5 ou 0.8.

	Premier échantillon	Deuxième échantillon
Facteur "distribution spectrale"		
Entre LowMel et HighMel		
niveau faible	0,09	n.s.
niveau moyen	0,32	n.s.
niveau élevé	0,16	n.s.
Facteur "niveau"		
Entre niveau élevé et niveau faible		
LowMel	3,31	3,21
HighMel	3,39	3,28
Entre niveau moyen et niveau faible		
LowMel	1,56	1,51
HighMel	1,78	1,58
Entre niveau élevé et niveau moyen		
LowMel	1,76	1,70
HighMel	1,60	1,70

Tableau 27 - Tailles d'effet (notation sur une échelle continue d'inconfort)

Les tailles d'effet de la distribution spectrale sont faibles (de 0.09 à 0.32 en fonction du niveau considéré), tandis que celles du niveau sont très élevées (supérieures à 1). L'effet du niveau est beaucoup plus fort que celui de la distribution spectrale, ce qui est cohérent. Les tailles d'effet obtenues pour les deux sous-échantillons sont du même ordre de grandeur.

La répétabilité des conclusions des modèles mixtes à partir des deux sous-échantillons est donc valable pour le facteur « niveau » mais pas pour le facteur « distribution spectrale » : il est possible de conclure

que le stimulus HighMel est noté plus inconfortable que le stimulus LowMel uniquement pour le premier sous-échantillon de réponses. La présence de l'influence spectrale est donc discutée.

En conclusion, nous observons que la comparaison des évaluations des stimuli répétés ne nous permet pas de conclure que la répétabilité de la procédure n'est pas valable. Par contre, les conclusions de l'analyse sur l'influence de la distribution spectrale sont différentes si le jeu de données est constitué d'un sous-échantillon ou de l'autre. Cette deuxième étape d'analyse met donc en défaut la répétabilité de la procédure de notation, d'où son importance.

IV.5.3 Méthode des stimuli constants (MCS)

Pour la méthode des stimuli constants, les moyennes et intervalles de confiance à 95% des pourcentages de réponses en faveur de l'inconfort sont représentés pour les trois stimuli LowMel, HighMel et HighMel-rep (Figure 56).

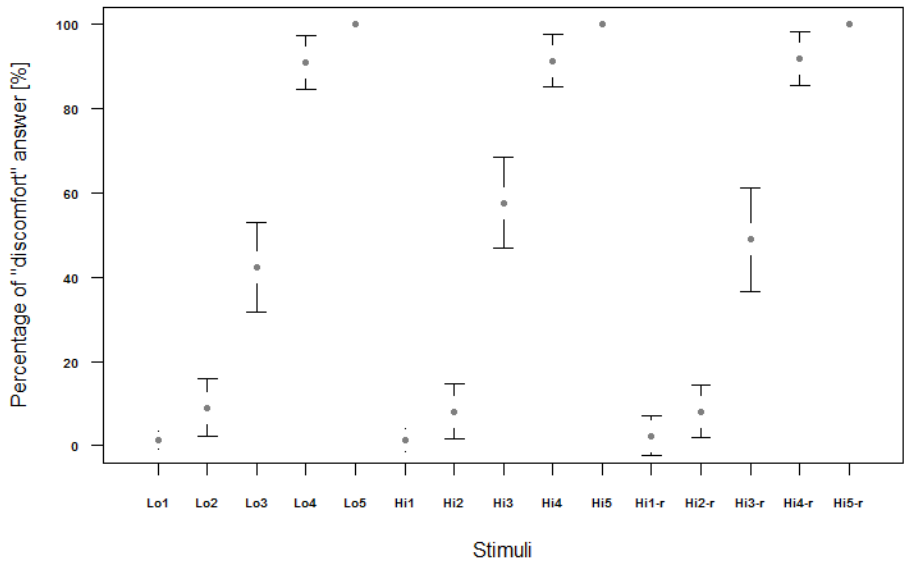


Figure 56 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des pourcentages de réponses en faveur de l'inconfort pour les stimuli LowMel, HighMel et HighMel-rep (méthode des stimuli constants ; Lo = LowMel, Hi = HighMel, Hi-r = HighMel-rep)

La fonction psychométrique de chaque participant (exemple pour un participant Figure 57) est obtenue en optimisant une courbe sigmoïde à partir des cinq valeurs de pourcentages relevées expérimentalement pour chaque niveau (via Matlab). Cette fonction psychométrique permet ensuite d'accéder au seuil entre le confort et l'inconfort, défini à un pourcentage de 50% [Ehrenstein and Ehrenstein 1999; Goldstein 2010]. Ainsi, un nouveau jeu de données correspondant aux seuils entre le confort et l'inconfort est constitué à partir des réponses des participants. Dans l'exemple à la Figure 57 (stimulus LowMel), les points rouges représentent les pourcentages correspondant aux différents niveaux de luminance jugés, la sigmoïde est représentée en rouge, et l'astérisque bleue correspond au seuil entre le confort et l'inconfort permettant d'obtenir la luminance associée à un pourcentage de 50%. C'est cet échantillon de seuils qui a été analysé par la suite. Il se compose de trois seuils pour chaque participant, pour LowMel, HighMel et HighMel-rep.

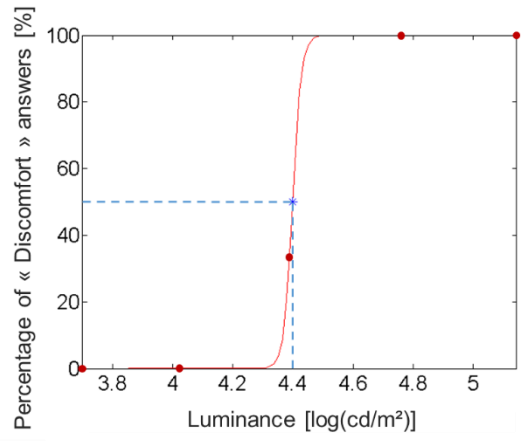


Figure 57 - Exemple de tracé de fonction psychométrique d'un participant pour le stimulus LowMel

Les moyennes des seuils des participants sont les suivantes : 4.39 $\log_{10}$(cd/m²) pour LowMel (24.7 kcd/m²), 4.36 $\log_{10}$(cd/m²) pour HighMel (23.0 kcd/m²) et 4.37 $\log_{10}$(cd/m²) pour HighMel-rep (23.4 kcd/m²). Rappelons qu'un seuil plus élevé signifie que la source correspondante est moins inconfortable.

Par ailleurs, le calcul des sigmoïdes des trois stimuli a aussi été réalisé à partir des moyennes des pourcentages de l'ensemble des participants (équivalent d'un participant moyen). La Figure 58 illustre la sigmoïde obtenue pour le stimulus LowMel par cette méthode. Les seuils obtenus par les fonctions psychométriques du participant moyen sont légèrement différents par rapport aux moyennes des seuils obtenus pour chaque participant, mais sont répartis dans le même ordre en luminance : 4.43 $\log_{10}$(cd/m²) pour LowMel (26.8 kcd/m²), 4.35 $\log_{10}$(cd/m²) pour HighMel (22.4 kcd/m²), 4.39 $\log_{10}$(cd/m²) pour HighMel-rep (24.8 kcd/m²). L'inconvénient de cette méthode est qu'elle aboutit à une seule sigmoïde, il n'est alors pas possible d'utiliser des outils statistiques de modèles mixtes comme dans les paragraphes suivants de cette partie.

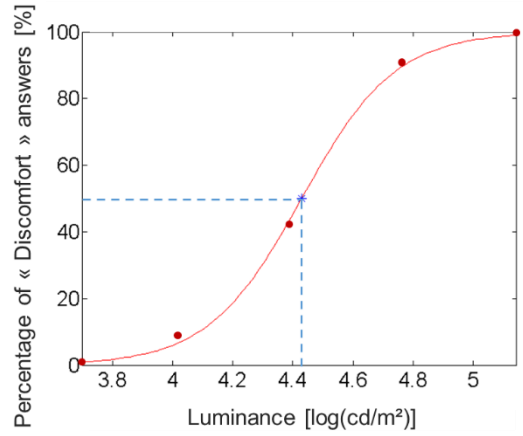


Figure 58 - Exemple de tracé de fonction psychométrique du participant moyen pour les stimuli

Les moyennes et intervalles de confiance à 95% des seuils entre le confort et l'inconfort obtenus pour chaque participant sont représentés sur la Figure 59 pour les trois stimuli LowMel, HighMel et HighMel-rep (correspondant à des moyennes de logarithmes de luminance respectives de 4.39, 4.36 et 4.37 $\log_{10}$(cd/m²) soit 24715, 23005 et 23448 cd/m²).

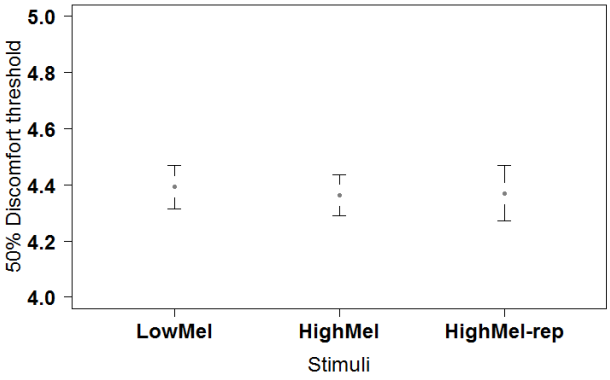


Figure 59 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des seuils entre le confort et l'inconfort (méthode des stimuli constants) [$log_{10}(cd/m^2)$]

Pour étudier la répétabilité de cette procédure, un test de Student a tout d'abord été réalisé pour comparer les échantillons appariés des seuils entre le confort et l'inconfort du stimulus HighMel et de son stimulus répété HighMel-rep. D'après ce test, la différence entre ces deux échantillons n'est pas significative (t = 0.260 ; df = 34 ; p = 0.797). Ce premier résultat est donc en faveur de la répétabilité de l'évaluation du stimulus HighMel.

Nous avons ensuite considéré l'ensemble des seuils entre le confort et l'inconfort et comparé la répétabilité des conclusions des analyses effectuées sur chacun des sous-échantillons suivants :

- seuil de LowMel, seuil de **HighMel**;
- seuil de LowMel, seuil de **HighMel-rep**.

Une analyse basée sur les modèles mixtes a été effectuée pour comparer les seuils des stimuli et observer les influences de la distribution spectrale. Les paramètres du modèle mixte sont les suivants :

- le seuil entre le confort et l'inconfort pour la variable à expliquer, en log_{10}(luminance) (variable dépendante),
- la distribution spectrale (LowMel ou HighMel) pour la variable explicative à effets fixes (variable indépendante),
- le participant pour la variable explicative à effets aléatoires (variable indépendante).

La position, la taille, et l'uniformité de la source éblouissante, ainsi que la chromaticité et la luminance du fond sont des variables de contrôle.

Pour les deux sous-échantillons (composés de LowMel et HighMel ou de LowMel et HighMel-rep), le modèle ne permet pas de conclure que le facteur « distribution spectrale » a un effet significatif (respectivement χ = 2.17/0.87 ; df = 1 ; p = 0.141/0.352).

Un test de Student sur échantillons appariés a aussi été effectué et confirme les résultats du modèle mixte (il n'y a qu'un seul facteur explicatif à deux modalités, ce qui résulte en une configuration de deux échantillons de seuils appariés). La conclusion de ce test rejoint celle du modèle mixte : il n'est pas possible de conclure qu'il y a une différence significative entre les deux échantillons de seuils des stimuli LowMel et HighMel (t = 1.473 ; df = 34 ; p = 0.150) ou entre ceux de LowMel et HighMel-rep (t = 0.931 ; df = 34 ; p = 0.358).

L'indice global de taille d'effet est élevé : $\Omega^2 = 0.918$ pour le premier sous-échantillon; $\Omega^2 = 0.921$ pour le deuxième sous-échantillon. Cela signifie que la variabilité des données est bien expliquée par le modèle mixte.

La répétabilité des conclusions des modèles mixtes à partir des deux sous-échantillons de données est donc valable : il n'est pas possible de conclure que les stimuli LowMel et HighMel ont un ressenti d'inconfort différent pour les deux sous-échantillons.

La répétabilité de la méthode des stimuli constants, argumentée par la répétabilité du jugement du stimulus répété HighMel, est donc confirmée par la répétabilité des conclusions des modèles mixtes.

IV.5.4 Méthode des limites (ML)

Pour étudier la répétabilité de la méthode des limites, une analyse de modèle mixte a tout d'abord été réalisée pour étudier l'effet de la répétition à partir des échantillons des seuils entre le confort et l'inconfort des stimuli HighMel et HighMel-rep. Les moyennes et intervalles de confiance à 95% de ces seuils sont représentés Figure 60. Remarquons que trois échantillons de données sont représentés pour chaque stimulus HighMel_highanchor, HighMel_highanchor-rep, HighMel_lowanchor, et HighMel_lowanchor-rep dans cette figure. En effet, trois ancres hautes et trois ancres basses avaient été proposées pour chacun d'entre eux (partie IV.4) : l'ordre de présentation des stimuli à la Figure 60 correspond à des ancres de luminances croissantes (d'une part pour l'ancre haute, d'autre part pour l'ancre basse). La variable à expliquer est le seuil (en $\log_{10}$(luminance)), les variables explicatives à effets fixes sont la répétition, l'ancre et leur interaction, et la variable explicative à effets aléatoires est le participant. Les résultats du modèle mixte sont détaillés dans le Tableau 28. L'effet de la répétition n'est pas significatif, et l'effet de l'ancre est significatif. Cela est donc en faveur de la répétabilité de l'évaluation du stimulus HighMel. Cependant, l'interaction entre le facteur « répétition » et le facteur « ancre » est significative, ce qui indique que l'effet de l'ancre n'est pas identique pour le sous-échantillon avec HighMel ou pour celui avec son stimulus répété HighMel-rep. Il faut donc relativiser la conclusion de répétabilité de cette procédure.

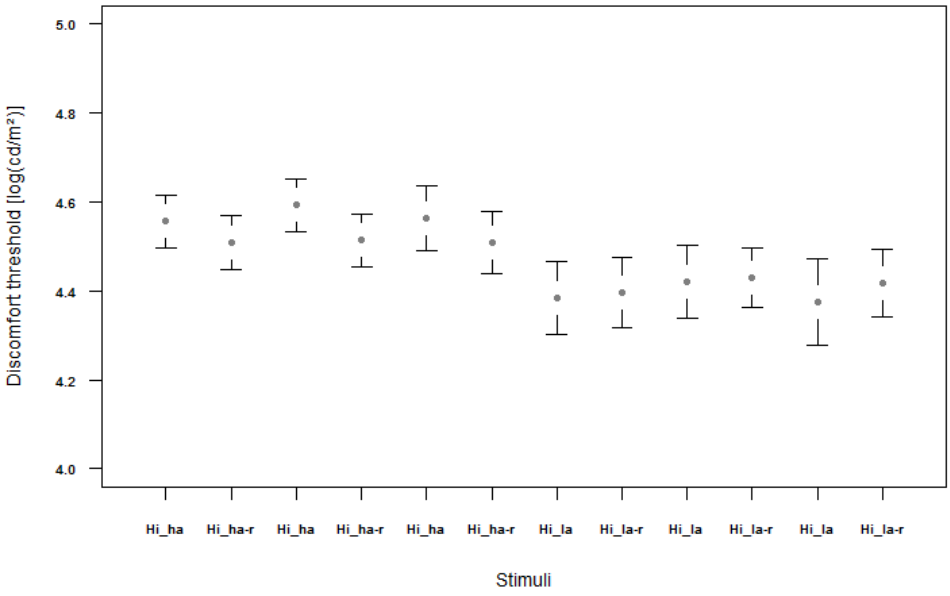


Figure 60 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des seuils entre le confort et l'inconfort pour les stimuli HighMel et HighMel-rep (méthode des limites ; Hi = HighMel , la = low anchor , ha = high anchor, r = rep) [$log_{10}(cd/m^2)$]

	χ	Degré(s) de liberté	*p*-value
Répétition	2.5161	1	0.112689
Ancre	113.6895	1	**< 2.2e-16**
Répétition : ancre	9.9319	1	**0.001624**

Tableau 28 - Résultats du modèle mixte des stimuli répétés (méthode des limites, n=35)

Nous avons ensuite considéré l'ensemble des stimuli proposés et comparé la répétabilité des conclusions des analyses effectuées sur chacun des sous-échantillons suivants (la = ancre basse ; ha = ancre haute) :

- trois stimuli LowMel_la, trois stimuli LowMel_ha, **trois stimuli HighMel_la, trois stimuli HighMel_ha**;
- trois stimuli LowMel_la, trois stimuli LowMel_ha, **trois stimuli HighMel_la-rep, trois stimuli HighMel_ha-rep**.

Les moyennes et intervalles de confiance à 95% des seuils entre le confort et l'inconfort sont représentés pour ces deux sous-échantillons (Figure 61, ordre de présentation des stimuli identiques correspondant à des ancres de luminance croissantes). Le Tableau 29 présente les moyennes de logarithmes de luminance de ces seuils pour chaque stimulus, ainsi que les luminances correspondantes.

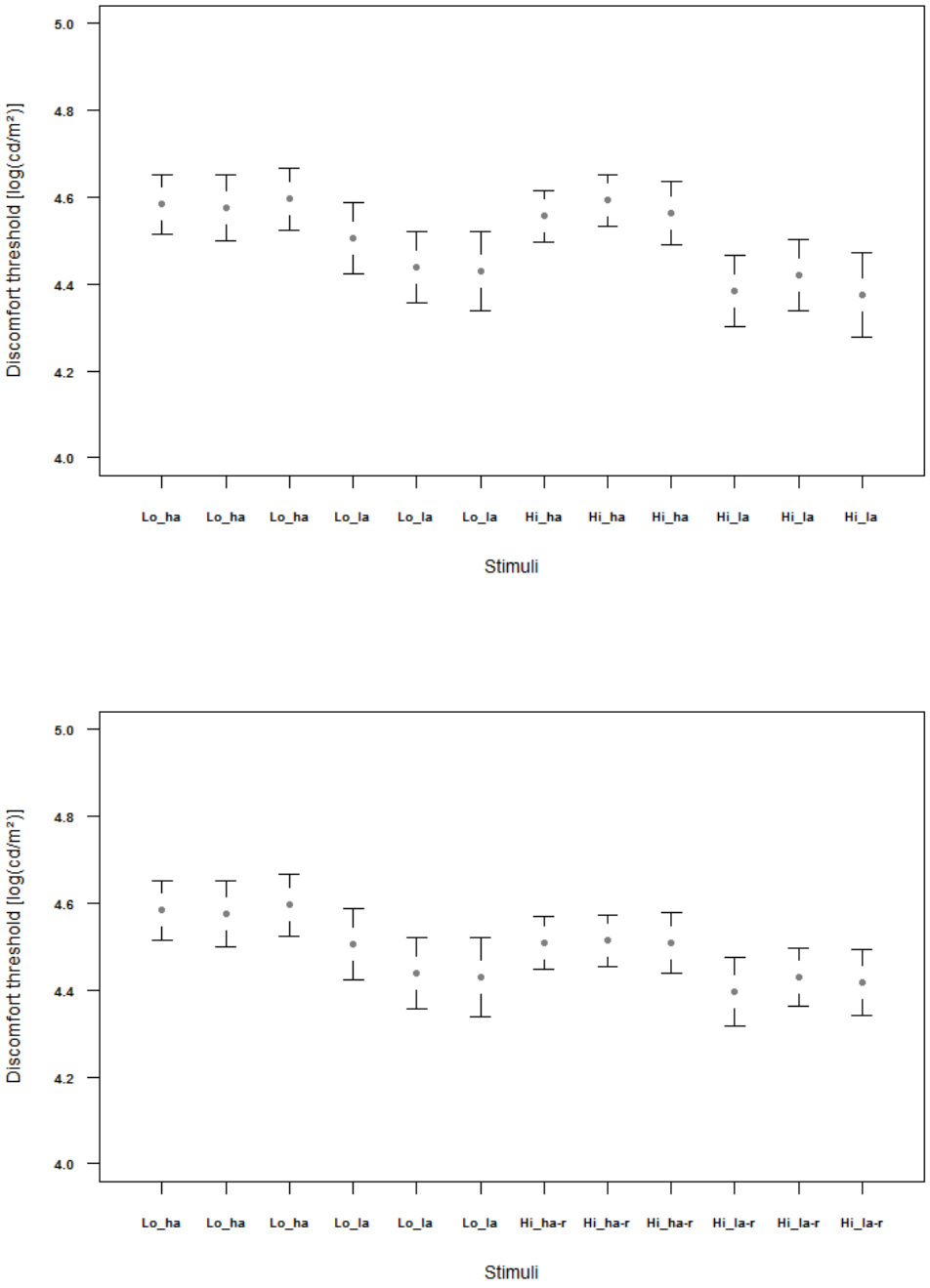


Figure 61 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des seuils entre le confort et l'inconfort avec HighMel, en haut, ou son stimulus répété, en bas (méthode des limites ; Lo = LowMel , Hi = HighMel , la = low anchor , ha = high anchor, r = rep) [$log_{10}(cd/m^2)$]

	Logarithme de luminance de seuil moyen [log_{10}(cd/m²)]	Luminance correspondante [cd/m²]
LowMel_ha	4,58	38405
LowMel_ha	4,58	37633
LowMel_ha	4,60	39430
LowMel_la	4,51	32124
LowMel_la	4,44	27496
LowMel_la	4,43	26944
HighMel_ha	4,56	36005
HighMel_ha	4,59	39243
HighMel_ha	4,56	36689
HighMel_la	4,39	24283
HighMel_la	4,42	26336
HighMel_la	4,38	23769
HighMel_ha-rep	4,51	32287
HighMel_ha-rep	4,51	32612
HighMel_ha-rep	4,51	32326
HighMel_la-rep	4,40	24856
HighMel_la-rep	4,43	26907
HighMel_la-rep	4,42	26118

Tableau 29 - Logarithmes de luminance de seuil moyen entre le confort et l'inconfort et luminance correspondante (méthode des limites)

Une analyse basée sur les modèles mixtes a été effectuée pour comparer les seuils correspondant à la limite entre le confort et l'inconfort des stimuli et observer les influences de la distribution spectrale et de l'ancre (basse ou haute). Les paramètres du modèle mixte sont les suivants :

- le seuil de luminance entre le confort et l'inconfort choisi par les participants pour la variable à expliquer (variable dépendante),
- la distribution spectrale (LowMel ou HighMel), l'ancre (basse ou haute) pour les variables explicatives à effets fixes (variables indépendantes), et leur interaction,
- le participant pour la variable explicative à effets aléatoires (variable indépendante).

La position, la taille, et l'uniformité de la source éblouissante, ainsi que la chromaticité et la luminance du fond sont des variables de contrôle.

Les résultats du modèle mixte sont détaillés dans le Tableau 30. Pour les deux sous-échantillons (incluant HighMel ou HighMel-rep, voir Figure 61 en haut ou en bas), les facteurs « distribution spectrale » et « ancre » ont un effet significatif mais pas l'interaction entre la distribution spectrale et l'ancre (les facteurs sont donc indépendants). Le contenu spectral a donc bien une influence significative sur le ressenti d'inconfort : le seuil de LowMel est plus élevé que celui de HighMel, ce qui indique que pour des valeurs de luminances identiques situées entre ces deux seuils, LowMel est confortable alors que HighMel est inconfortable. Ainsi, HighMel est plus inconfortable que LowMel. Le fait de commencer par une ancre haute ou une ancre basse a aussi une influence sur le jugement du participant : le seuil choisi est plus bas pour l'ancre basse que pour l'ancre haute.

	1er échantillon			2ème échantillon (avec stimulus répété)		
	X	Degré(s) de liberté	p-value	X	Degré(s) de liberté	p-value
Distribution spectrale	6,71	1	**0,010**	17,98	1	**2,23E-05**
Ancre	100,33	1	**< 2,2E-16**	62,72	1	**2,39E-15**
Distrib. spectrale : ancre	2,85	1	0,092	1,12	1	0,289

Tableau 30 - Résultats du modèle mixte (méthode des limites, n=35)

L'indice global de taille d'effet est plus bas que ceux des procédures précédentes : $\Omega^2 = 0.633$ pour le premier sous-échantillon ; $\Omega^2 = 0.640$ pour le deuxième sous-échantillon. Cela signifie que la variabilité des données est expliquée en partie par le modèle mixte, mais pas totalement.

Après avoir observé si un effet est présent (significativité), nous nous intéressons à qualifier son influence, faible ou importante (taille d'effet), comme expliqué dans la partie II.3.3. Les tailles d'effet ont été calculées pour les deux sous-échantillons (avec HighMel ou HighMel-rep). Le Tableau 31 résume ces tailles d'effet entre les deux distributions spectrales (pour chaque niveau) et entre les deux ancres (pour chaque distribution spectrale).

	Premier échantillon	Deuxième échantillon
Facteur "distribution spectrale"		
Entre LowMel et HighMel		
ancre basse	0,31	0,23
ancre haute	0,07	0,38
Facteur "ancre"		
Entre ancre basse et ancre haute		
LowMel	0,60	0,65
HighMel	0,85	0,50

Tableau 31 - Tailles d'effet (méthode des limites)

Les tailles d'effet de la distribution spectrale sont faibles (de 0.07 à 0.38), tandis que celles de l'ancre sont moyennes à élevées (de 0.50 à 0.85) pour les deux échantillons. L'effet de l'ancre est plus fort que celui de la distribution spectrale.

La répétabilité des conclusions des modèles mixtes à partir des deux sous-échantillons est donc valable pour les deux facteurs « distribution spectrale » et « ancre », qui sont significatifs avec des tailles d'effet respectivement faible et moyenne à élevée.

En conclusion, nous observons que la comparaison des seuils des stimuli répétés (premier modèle mixte) et l'analyse sur la significativité des facteurs (deuxième modèle mixte) démontrent la répétabilité de la méthode des limites. Cependant, l'interaction significative entre les facteurs « ancre » et « répétition » invite à nuancer cette conclusion.

IV.5.5 Ajustement (ADJ)

Pour étudier la répétabilité de la procédure d'ajustement, une analyse de modèle mixte a tout d'abord été réalisée pour étudier l'effet de la répétition à partir des échantillons des seuils des stimuli HighMel et HighMel-rep ajustés entre le confort et l'inconfort. Les moyennes et intervalles de confiance à 95%

de ces seuils sont représentés à la Figure 62. La variable à expliquer est le seuil (en $\log_{10}$(luminance)), les variables explicatives à effets fixes sont la répétition, l'étendue (*range*), l'ancre et les interactions entre la répétition et l'étendue, entre la répétition et l'ancre, entre l'ancre et l'étendue, et la variable explicative à effets aléatoires est le participant. Les résultats du modèle mixte sont détaillés dans le Tableau 32. L'effet de la répétition n'est pas significatif, les effets de l'étendue et de l'ancre sont significatifs, et les interactions ne sont pas significatives. Ce premier résultat est donc en faveur de la répétabilité de l'évaluation du stimulus HighMel.

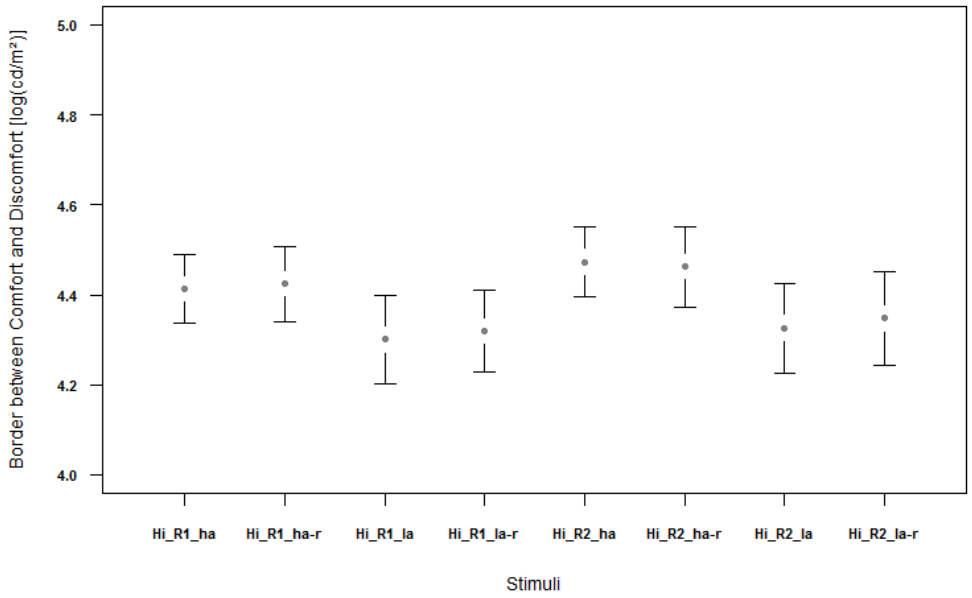


Figure 62 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des seuils entre le confort et l'inconfort pour les stimuli HighMel et HighMel-rep (ajustement ; Hi = HighMel , R = range , la = low anchor , ha = high anchor, r = rep) [$\log_{10}$(cd/m²)]

	χ	Degré(s) de liberté	*p*-value
Etendue	6.2867	1	**0.01216**
Répétition	0.4353	1	0.50938
Ancre	63.3068	1	**1.769e-15**
Etendue : répétition	0.1046	1	0.74639
Etendue : ancre	0.5423	1	0.46149
Répétition : ancre	0.4672	1	0.49429

Tableau 32 - Résultats du modèle mixte des stimuli répétés (ajustement, n=35)

Nous avons ensuite considéré l'ensemble des stimuli proposés et comparé la répétabilité des conclusions des analyses effectuées sur chacun des sous-échantillons suivants (R1 = première étendue ; R2 = deuxième étendue ; la = ancre basse ; ha = ancre haute) :

- LowMel_R1_ha, LowMel_R1_la, LowMel_R2_ha, LowMel_R2_la, **HighMel_R1_ha, HighMel_R1_la, HighMel_R2_ha, HighMel_R2_la**;
- LowMel_R1_ha, LowMel_R1_la, LowMel_R2_ha, LowMel_R2_la, **HighMel_R1_ha-rep, HighMel_R1_la-rep, HighMel_R2_ha-rep, HighMel_R2_la-rep**;

Les moyennes et intervalles de confiance à 95% des seuils ajustés entre le confort et l'inconfort sont représentés pour ces deux échantillons (Figure 63). Le Tableau 33 présente les moyennes de logarithmes de luminance de ces seuils pour chaque stimulus, ainsi que les luminances correspondantes. Rappelons que les valeurs moyennes des luminances maximales des étendues sont de 100296 (R1) et 139543 cd/m² (R2 ; voir partie IV.4).

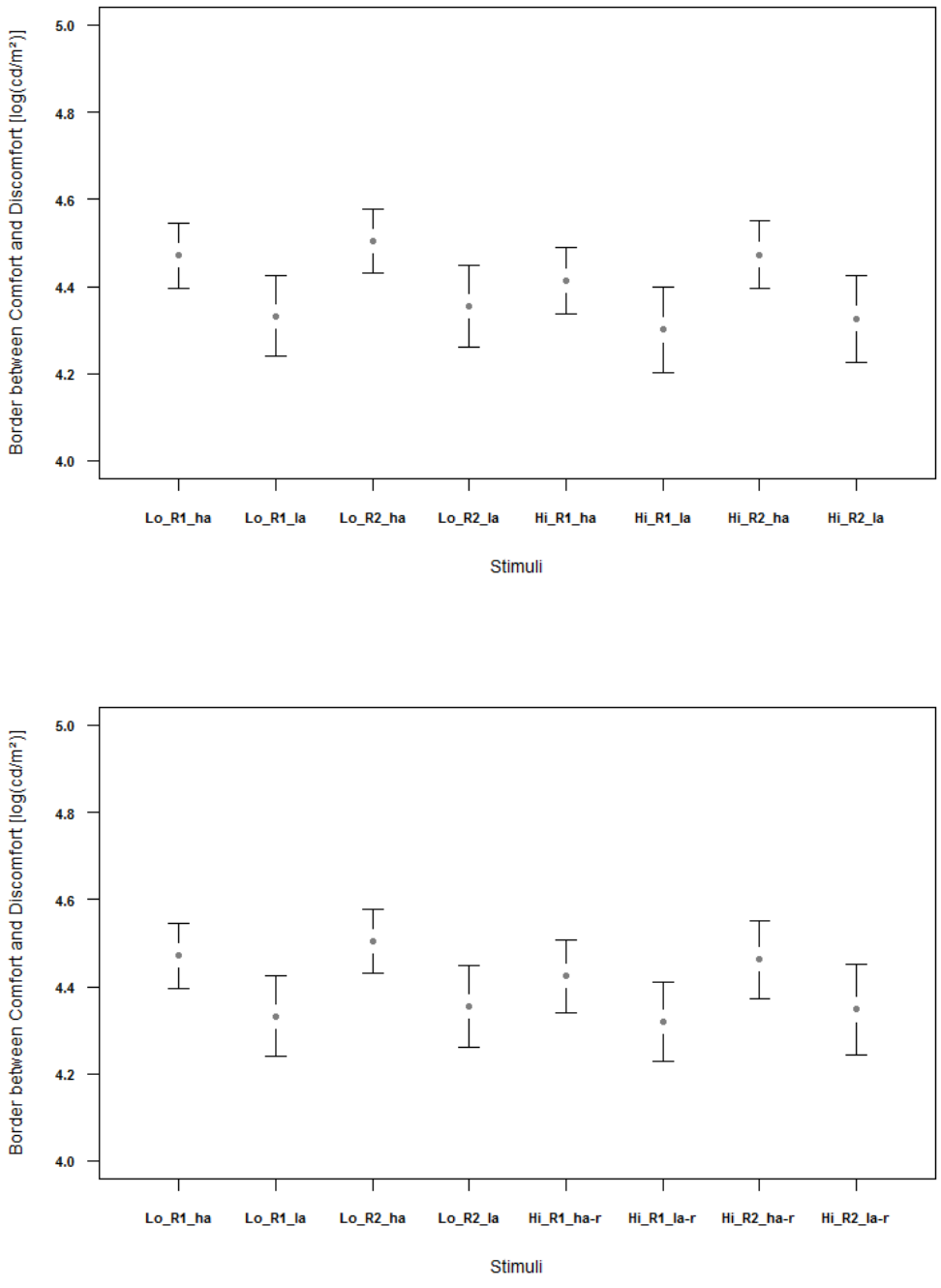


Figure 63 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des seuils entre le confort et l'inconfort pour les deux échantillons, avec les stimuli HighMel ou leurs stimuli répétés
(ajustement ; Lo = LowMel , Hi = HighMel , R = range, la = low anchor , ha = high anchor, r = rep) [log_{10}(cd/m²)]

	Logarithme de luminance de seuil moyen [$\log_{10}$(cd/m²)]	Luminance correspondante [cd/m²]
LowMel_R1_ha	4,47	29587
LowMel_R1_la	4,33	21480
LowMel_R2_ha	4,50	31904
LowMel_R2_la	4,35	22646
HighMel_R1_ha	4,41	25935
HighMel_R1_la	4,30	19977
HighMel_R2_ha	4,47	29731
HighMel_R2_la	4,33	21205
HighMel_R1_ha-rep	4,42	26547
HighMel_R1_la-rep	4,32	20893
HighMel_R2_ha-rep	4,46	28998
HighMel_R2_la-rep	4,35	22254

Tableau 33 - Logarithmes de luminance de seuil moyen entre le confort et l'inconfort et luminance correspondante (ajustement)

Une analyse basée sur les modèles mixtes a été effectuée pour comparer les seuils de limite entre le confort et l'inconfort des stimuli et observer les influences de la distribution spectrale, de l'étendue d'ajustement et de l'ancre. Les paramètres du modèle mixte sont les suivants :

- la luminance de seuil entre le confort et l'inconfort ajustée par les participants pour la variable à expliquer (variable dépendante),
- la distribution spectrale (LowMel ou HighMel), l'étendue (première ou deuxième étendue), l'ancre (basse ou haute) pour les variables explicatives à effets fixes (variables indépendantes) et les interactions entre la distribution spectrale et l'étendue, entre la distribution spectrale et l'ancre, entre l'étendue et l'ancre,
- le participant pour la variable explicative à effets aléatoires (variable indépendante).

La position, la taille, et l'uniformité de la source éblouissante, ainsi que la chromaticité et la luminance du fond sont des variables de contrôle.

Les résultats du modèle mixte sont détaillés dans le Tableau 34. Pour le premier sous-échantillon (incluant HighMel, voir Figure 63 en haut), les facteurs « distribution spectrale », « étendue », et « ancre » ont un effet significatif, mais pas leurs interactions (les facteurs sont donc indépendants). Pour le deuxième sous-échantillon (incluant HighMel-rep, voir Figure 63 en bas), seul le facteur « ancre » a un effet significatif. Commencer par une ancre basse ou une ancre haute a donc bien un effet sur la valeur de seuil ajustée : comme mis en évidence pour la méthode des limites, le seuil ajusté est plus bas lorsque l'ancre est le minimum plutôt que le maximum de l'étendue. Par contre les effets de la différence spectrale et de l'étendue sont présents pour le premier sous-échantillon, mais pas pour le deuxième. Les deux conclusions suivantes ne sont donc valables que pour le premier sous-échantillon :

- HighMel est ressenti plus inconfortable que LowMel ;
- La valeur de seuil ajustée augmente avec le maximum de l'étendue proposée (pour une valeur identique de minimum de l'étendue).

	1er échantillon			2ème échantillon (avec stimulus répété)		
	χ	Degré(s) de liberté	*p*-value	χ	Degré(s) de liberté	*p*-value
Distribution spectrale	5,45	1	**0,020**	3,00	1	0,084
Etendue	4,95	1	**0,026**	3,77	1	0,052
Ancre	74,85	1	**< 2E-16**	65,75	1	**5,12E-16**
Distrib. Spectrale : étendue	0,22	1	0,641	0,03	1	0,872
Distrib. Spectrale : ancre	0,19	1	0,661	1,22	1	0,270
Etendue : ancre	0,47	1	0,495	0,11	1	0,740

Tableau 34 - Résultats du modèle mixte (ajustement, n=35)

L'indice global de taille d'effet est élevé : $\Omega^2 = 0.788$ pour le premier sous-échantillon; $\Omega^2 = 0.800$ pour le deuxième sous-échantillon. Cela signifie que la variabilité des données est bien expliquée par le modèle mixte.

Après avoir observé si un effet est présent (significativité), nous nous intéressons à qualifier son influence, faible ou importante (taille d'effet), comme expliqué dans la partie II.3.3. Les tailles d'effet ont été calculées pour les deux échantillons (avec HighMel ou HighMel-rep). Le Tableau 35 résume ces tailles d'effet entre les deux distributions spectrales (pour chaque étendue et chaque ancre), entre les deux étendues (pour chaque distribution spectrale et chaque ancre) et entre les deux ancres (pour chaque distribution spectrale et chaque étendue). Rappelons qu'il n'est correct d'observer les tailles d'effet que lorsque l'effet est significatif (cases n.s. dans le tableau lorsque l'effet n'est pas significatif).

	Premier échantillon	Deuxième échantillon
Facteur "distribution spectrale"		
Entre LowMel et HighMel		
1ère étendue / ancre basse	0,18	n.s.
1ère étendue / ancre haute	0,24	n.s.
2ème étendue / ancre basse	0,11	n.s.
2ème étendue / ancre haute	0,17	n.s.
Facteur "ancre"		
Entre ancre basse et ancre haute		
1ère étendue / LowMel	0,63	0,66
1ère étendue / HighMel	0,56	0,50
2ème étendue / LowMel	0,73	0,71
2ème étendue / HighMel	0,66	0,55
Facteur "étendue"		
Entre la 1ère e la 2ème étendue		
LowMel / ancre basse	0,08	n.s.
LowMel / ancre haute	0,18	n.s.
HighMel / ancre basse	0,15	n.s.
HighMel / ancre haute	0,25	n.s.

Tableau 35 - Tailles d'effet (ajustement)

Les tailles d'effet de la distribution spectrale et de l'étendue sont faibles et du même ordre de grandeur (de 0.11 à 0.24 pour la distribution spectrale et de 0.08 à 0.25 pour l'étendue) pour le premier

échantillon (ces effets ne sont pas significatifs pour le deuxième échantillon). Les tailles d'effet de l'ancre sont moyennes et sont du même ordre de grandeur pour les deux échantillons (de 0.50 à 0.73). L'effet de l'ancre est donc plus fort que celui de la distribution spectrale ou celui de l'étendue. Le biais d'ancrage est donc un biais expérimental bien présent, ce qui est confirmé par les résultats d'une étude récente [Kent et al. 2017].

La répétabilité des conclusions des modèles mixtes à partir des deux sous-échantillons est donc valable pour le facteur « ancre », qui est significatif, mais pas pour les facteurs « distribution spectrale » et « étendue », qui sont significatifs uniquement pour le premier échantillon. Cette deuxième étape d'analyse met donc en défaut la répétabilité de cette procédure.

En conclusion, comme pour la méthode de notation (partie IV.5.2), il est intéressant de constater que la comparaison des évaluations des stimuli répétés ne nous permet pas de conclure que la répétabilité de la méthode d'ajustement n'est pas valable, alors que les conclusions de l'analyse des modèles mixtes sont différentes si le jeu de données est constitué du premier sous-échantillon ou du second.

Remarquons aussi qu'il est important de présenter aux participants des étendues identiques pour les stimuli lorsque la procédure d'ajustement est utilisée. Par exemple, les résultats obtenus en ajustant LowMel avec l'étendue 1 et HighMel avec l'étendue 2 conduiraient à conclure que ces deux stimuli ont un ressenti d'inconfort identique (luminances ajustées très proches ; voir Tableau 33).

IV.5.6 Comparaison par paires (PC)

Tout d'abord, nous avons analysé les réponses des participants pour les paires de condition nulle (stimulus comparé à lui-même). Or, pour une telle paire de stimuli, il n'y a aucune raison qu'un des deux stimuli soit ressenti plus inconfortable que l'autre, il y a donc 50% de chance qu'un participant choisisse le premier stimulus comme le plus inconfortable. Pour chacune des sept paires de condition nulle, le nombre de participants ayant répondu que le premier stimulus est plus inconfortable que le second a été relevé et un test de loi binomiale a été réalisé via le logiciel R. Pour ce test :

- le nombre d'essais équivaut au nombre de participants (35 essais),
- le nombre de succès équivaut au nombre de réponses « le premier stimulus est plus inconfortable » (le nombre varie en fonction des paires, et varie de 15 à 22),
- la probabilité du succès est égale à 0.5.

Pour toutes les paires, la *p*-value du test était supérieure à 0.05, il n'est donc pas possible de conclure qu'un biais expérimental est présent et tend à favoriser le choix du premier ou du deuxième stimulus.

Des scores d'inconfort ont ensuite été calculés pour chaque stimulus de la sous-expérimentation, à partir des choix décidés par les participants pour chaque paire : à chaque paire où un stimulus apparaissait, le score d'inconfort de ce stimulus augmentait de 1 ou diminuait de 1 s'il était respectivement jugé comme plus inconfortable ou moins inconfortable que l'autre stimulus de la paire. Ce score d'inconfort sera appelé « score strict d'inconfort » dans la suite de ce manuscrit. Un autre score a aussi été calculé, appelé « score nuancé d'inconfort » : le score d'inconfort du stimulus augmentait de 0.5 ou 1, ou diminuait de 0.5 ou 1 s'il était jugé comme plus inconfortable ou moins inconfortable que l'autre stimulus de la paire avec une différence d'inconfort entre les deux qualifiée de faible (0.5) ou forte (1). L'analyse suivante porte sur ces deux scores d'inconfort [Jost-Boissard et al. 2015].

Pour étudier la répétabilité de la comparaison par paires, un test de Student a tout d'abord été réalisé pour étudier l'effet de la répétition à partir des échantillons appariés des scores d'inconfort du stimulus HighMel_4 et de son stimulus répété HighMel_4-rep (pour les scores d'inconfort strict et nuancé). Les répartitions des notes d'inconfort de ces deux stimuli sont illustrées Figure 64. Or la différence entre ces deux échantillons n'est pas significative d'après ce test (t = 0.751 ; df = 34 ; p = 0.458 pour le score strict ; t = 1.314 ; df = 34 ; p = 0.198 pour le score nuancé). Ce premier résultat est donc en faveur de la répétabilité de l'évaluation du stimulus HighMel_4.

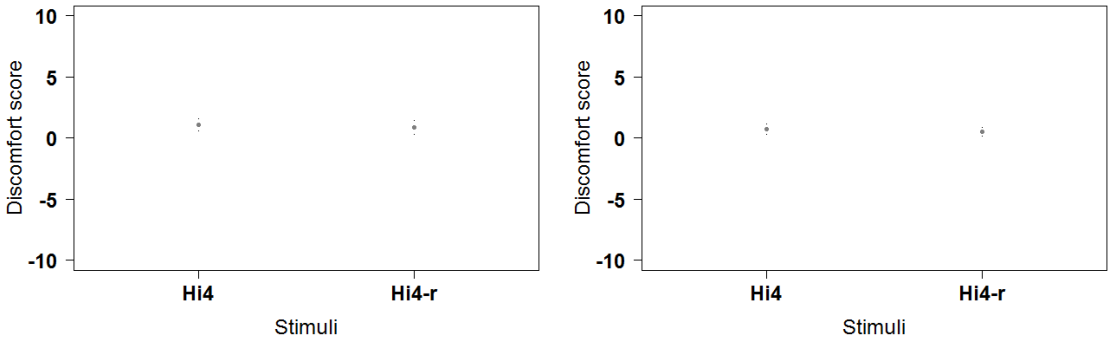


Figure 64 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des scores d'inconfort strict (à gauche) et nuancé (à droite), pour les stimuli HighMel_4 et HighMel_4-rep (comparaison par paires ; Hi4 = HighMel4, Hi4-r = HighMel4-rep)

Nous avons ensuite considéré l'ensemble des stimuli proposés et comparé la répétabilité des conclusions des analyses effectuées sur chacun des sous-échantillons suivants :

- LowMel_2, HighMel_2, LowMel_4, **HighMel_4**, LowMel_5, HighMel_5;
- LowMel_2, HighMel_2, LowMel_4, **HighMel_4-rep**, LowMel_5, HighMel_5.

Les moyennes et intervalles de confiance à 95% des scores d'inconfort strict et nuancé sont représentés pour ces deux échantillons (Figure 65 et Figure 66). Le Tableau 36 présente les scores d'inconfort strict et nuancé moyens pour chaque stimulus.

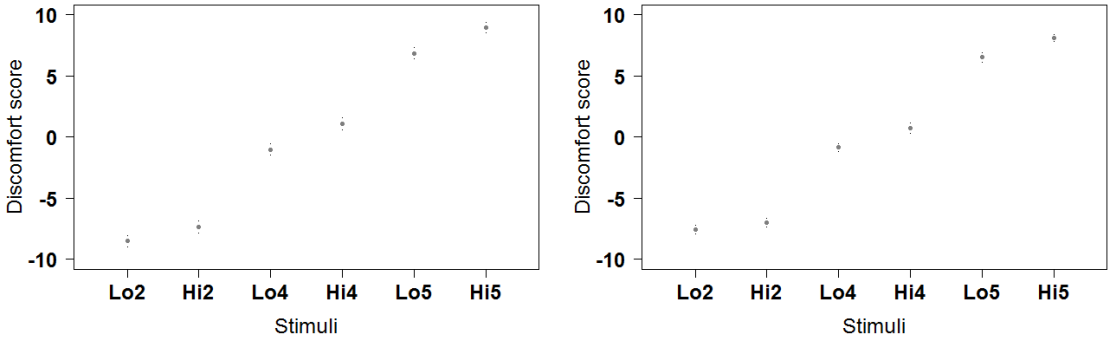


Figure 65 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des scores d'inconfort strict (à gauche) et nuancé (à droite), avec le stimulus HighMel_4 (comparaison par paires ; Lo = LowMel, Hi = HighMel, Hi-r = HighMel-rep)

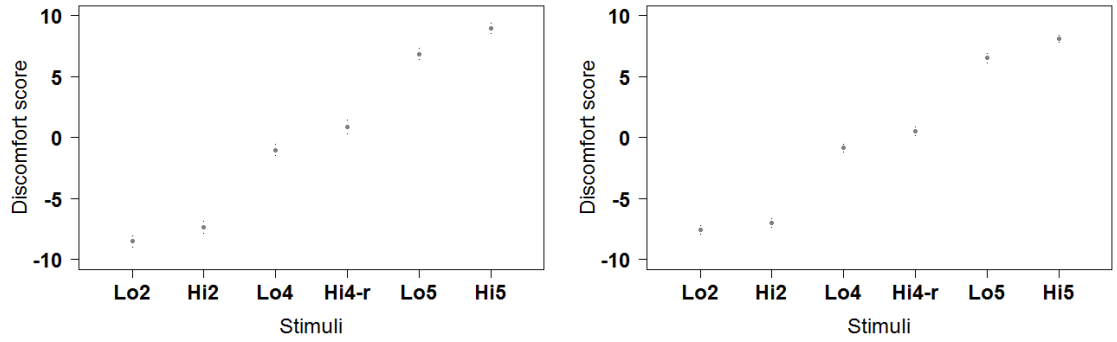


Figure 66 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des scores d'inconfort strict (à gauche) et nuancé (à droite), avec le stimulus HighMel_4-rep (comparaison par paires ; Lo = LowMel, Hi = HighMel, Hi-r = HighMel-rep)

	Score d'inconfort strict moyen	Score d'inconfort nuancé moyen
LowMel_2	-8,51	-7,56
HighMel_2	-7,37	-6,97
LowMel_4	-1,03	-0,84
HighMel_4	1,09	0,74
HighMel_4-rep	0,86	0,53
LowMel_5	6,86	6,53
HighMel_5	8,97	8,10

Tableau 36 - Moyennes des scores d'inconfort strict et nuancé (comparaison par paires)

Une analyse basée sur les modèles mixtes a été effectuée pour comparer les scores d'inconfort des stimuli (scores strict et nuancé) et observer les influences de la distribution spectrale et du niveau de luminance. Les paramètres du modèle mixte sont les suivants :

- le score d'inconfort donné par les participants pour la variable à expliquer (variable dépendante),
- la distribution spectrale du stimulus (LowMel ou HighMel) et le niveau de luminance (trois niveaux) pour les variables explicatives à effets fixes (variable indépendante), et leur interaction,
- le participant pour la variable explicative à effets aléatoires (variable indépendante).

La position, la taille, et l'uniformité de la source éblouissante, ainsi que la chromaticité et la luminance du fond sont des variables de contrôle.

Analyse pour le score d'inconfort strict :

Les résultats du modèle mixte sont détaillés dans le Tableau 37. Pour les deux sous-échantillons (incluant HighMel_4 et HighMel_4-rep), le modèle conclut comme facteurs significatifs les facteurs « niveau » et « distribution spectrale », mais pas l'interaction entre la distribution spectrale et le niveau (les facteurs sont donc indépendants). La différence de niveau et la distribution spectrale ont donc bien un effet sur l'inconfort ressenti. N'ayant que deux distributions spectrales pour le facteur « distribution spectrale », il est possible de conclure directement que HighMel est ressenti comme plus inconfortable que LowMel (score d'inconfort plus élevé à tous les niveaux). Il faut ensuite considérer les tests de comparaisons multiples pour comparer les trois niveaux. Ces tests de Tukey précisent que

les différences entre chacun des niveaux sont significatives pour les deux sous-échantillons. Il est donc possible de conclure que plus le niveau est élevé, plus le score d'inconfort est élevé (ce qui est cohérent).

L'indice global de taille d'effet est élevé : $\Omega^2 = 0.956$ pour le premier sous-échantillon; $\Omega^2 = 0.954$ pour le deuxième sous-échantillon. Cela signifie que la variabilité des données est bien expliquée par le modèle mixte.

Analyse pour le score d'inconfort nuancé :

Les résultats du modèle mixte sont détaillés dans le Tableau 37. Pour les deux sous-échantillons (incluant HighMel_4 et HighMel_4-rep), le modèle conclut comme facteurs significatifs les facteurs « niveau » et « distribution spectrale », ainsi que l'interaction entre la distribution spectrale et le niveau, contrairement à l'analyse du score strict. La différence de niveau et la distribution spectrale ont donc bien un effet sur l'inconfort ressenti. HighMel est ressenti comme plus inconfortable que LowMel. Les tests de comparaisons multiples de Tukey précisent que les différences entre chacun des niveaux sont significatives, pour les deux sous-échantillons : plus le niveau est élevé, plus le score d'inconfort est élevé (ce qui est cohérent).

L'indice global de taille d'effet est élevé : $\Omega^2 = 0.968$ pour le premier sous-échantillon ; $\Omega^2 = 0.971$ pour le deuxième sous-échantillon. Cela signifie que la variabilité des données est bien expliquée par le modèle mixte.

		1er échantillon			2ème échantillon (avec stimulus répété)		
		χ	Degré(s) de liberté	*p*-value	χ	Degré(s) de liberté	*p*-value
SCORE STRICT	Distribution spectrale	83,36	1	**< 2E-16**	73,64	1	**<2E-16**
	Niveau	4358,89	2	**< 2E-16**	4200,45	2	**<2E-16**
	Distrib. spectrale : niveau	5,45	2	0,065	4,31	2	0,116
SCORE NUANCÉ	Distribution spectrale	67,82	1	**< 2,2E-16**	65,68	1	**5,30E-16**
	Niveau	6173,93	2	**< 2,2E-16**	6728,32	2	**< 2,2E-16**
	Distrib. spectrale : niveau	9,55	2	**0,008**	8,59	2	**0,014**

Tableau 37 - Résultats du modèle mixte, pour les scores strict et nuancé (comparaison par paires, n=35)

Après avoir observé si un effet est présent (significativité), nous nous intéressons à qualifier son influence, faible ou importante (taille d'effet), comme expliqué dans la partie II.3.3. Les tailles d'effet ont été calculées pour les scores strict et nuancé d'inconfort, pour les deux échantillons (avec HighMel_4 ou HighMel_4-rep). Le Tableau 38 et le Tableau 39 résument ces tailles d'effet entre chaque niveau (pour chaque distribution spectrale) et entre les deux distributions spectrales (pour chaque niveau).

SCORE STRICT	Premier échantillon	Deuxième échantillon
Facteur "distribution spectrale"		
Entre LowMel et HighMel		
niveau faible	0,47	0,46
niveau moyen	0,87	0,76
niveau élevé	0,87	0,86
Facteur "niveau"		
Entre niveau élevé et niveau faible		
LowMel	6,34	6,22
HighMel	6,74	6,61
Entre niveau moyen et niveau faible		
LowMel	3,09	3,03
HighMel	3,49	3,33
Entre niveau élevé et niveau moyen		
LowMel	3,25	3,19
HighMel	3,25	3,28

Tableau 38 - Tailles d'effet (comparaison par paires, score strict d'inconfort)

SCORE NUANCE	Premier échantillon	Deuxième échantillon
Facteur "distribution spectrale"		
Entre LowMel et HighMel		
niveau faible	0,31	0,33
niveau moyen	0,85	0,76
niveau élevé	0,84	0,88
Facteur "niveau"		
Entre niveau élevé et niveau faible		
LowMel	7,52	7,85
HighMel	8,04	8,40
Entre niveau moyen et niveau faible		
LowMel	3,58	3,74
HighMel	4,12	4,18
Entre niveau élevé et niveau moyen		
LowMel	3,93	4,11
HighMel	3,93	4,22

Tableau 39 – Tailles d'effet (comparaison par paires, score nuancé d'inconfort)

Les tailles d'effet de la distribution spectrale sont moyennes à élevées (de 0.46 à 0.87 pour le score strict ; de 0.31 à 0.88 pour le score nuancé), tandis que celles du niveau sont très élevées (supérieures à 1). Les tailles d'effet obtenues pour les deux scores strict et nuancé, et pour les deux échantillons sont du même ordre de grandeur. L'effet du niveau est beaucoup plus fort que celui de la distribution spectrale, ce qui est cohérent.

La répétabilité de la procédure est valable pour le facteur « niveau » et pour le facteur « distribution spectrale », tous les deux ayant une influence significative (pour les scores d'inconfort strict et nuancé). L'influence de la distribution spectrale est élevée, mais l'influence du niveau de luminance du stimulus est encore plus forte, ce qui n'est pas surprenant. Il est possible de supposer que la méthode de choix forcé de cette procédure favorise la discrimination fine entre les stimuli, ce qui peut expliquer que les facteurs de niveau et de distribution spectrale soient significatifs et de tailles d'effet élevées. Nous

pouvons aussi préciser que les méthodes incluant des scores d'inconfort strict ou nuancé mènent à des conclusions identiques (excepté un désaccord sur la significativité de l'interaction entre le niveau et la distribution spectrale, interaction significative lorsque le score nuancé est utilisé).

En conclusion, nous observons que la comparaison des scores des stimuli répétés HighMel4 et HighMel4-rep puis celle des conclusions de l'analyse des modèles mixtes démontrent la répétabilité de la comparaison par paires.

IV.5.7 Egalisation (MAT)

Tout d'abord, nous rappelons que cette sous-expérimentation a compté 34 participants (par rapport à 35 pour les autres sous-expérimentations, comme indiqué dans la partie IV.5.1).

Chaque participant a ajusté le niveau d'un stimulus pour égaliser la sensation d'inconfort ressentie avec un autre stimulus. La base de données ainsi obtenue est composée des logarithmes de luminances ajustées, pour chaque stimulus. Chaque égalisation était faite en partant d'une ancre basse et en partant d'une ancre haute. Les stimuli étaient les suivants :

- LowMel égalisé à HighMel_4 (stimulus répété pour observer la répétabilité de la procédure)
- HighMel égalisé à LowMel_4 (stimulus répété pour observer la répétabilité de la procédure)
- LowMel égalisé à LowMel_4
- HighMel égalisé à HighMel_4

Les deux premières paires permettent de comparer l'inconfort des deux distributions spectrales LowMel et HighMel, tandis que les deux dernières paires permettent de vérifier que cette méthode est fiable en s'assurant que les participants sont capables, lorsqu'ils comparent un stimulus à lui-même, de l'égaliser au même niveau de luminance (biais de condition nulle).

Le principe d'analyse de cette procédure est de calculer le ratio entre le logarithme de luminance égalisée et celui de la référence : si l'inconfort produit par les deux distributions spectrales est identique, le ratio de logarithmes de luminance est proche de la valeur 1. Si ce ratio est inférieur ou supérieur à 1, le stimulus est respectivement plus inconfortable ou moins inconfortable que le stimulus auquel il est comparé.

Dans un premier temps, nous nous focalisons sur les paires LowMel_4vsLowMel et HighMel_4vsHighMel. Les moyennes et intervalles de confiance à 95% des ratios de logarithmes de luminance d'égalisation en inconfort sont représentés à la Figure 67.

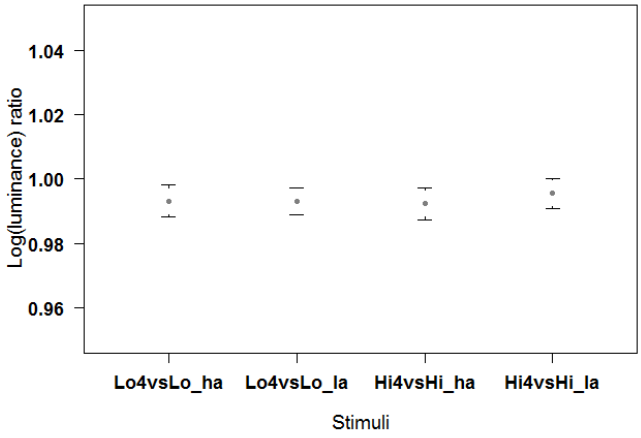


Figure 67 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des ratios de logarithmes de luminance des stimuli de condition nulle (égalisation en inconfort ; Lo = LowMel , Hi = HighMel)

Les ratios de logarithmes de luminance de ces paires devraient être égaux à la valeur 1 car les distributions spectrales sont comparées à elles-mêmes. Nous avons donc réalisé un test de Student de conformité à un standard pour vérifier ce point. Les quatre sous-échantillons ont été analysés :

- le test de Student **rejette** l'hypothèse selon laquelle l'échantillon serait conforme à une moyenne unitaire pour le stimulus **LowMel égalisé à partir d'une ancre haute** (t = - 2.620 ; df = 33 ; p = 0.013),
- le test de Student **rejette** l'hypothèse selon laquelle l'échantillon serait conforme à une moyenne unitaire pour le stimulus **LowMel égalisé à partir d'une ancre basse** (t = - 3.219 ; df = 33 ; p = 0.003),
- le test de Student **rejette** l'hypothèse selon laquelle l'échantillon serait conforme à une moyenne unitaire pour le stimulus **HighMel égalisé à partir d'une ancre haute** (t = - 3.013 ; df = 33 ; p = 0.005),
- le test de Student **ne peut pas rejeter** l'hypothèse selon laquelle l'échantillon serait conforme à une moyenne unitaire pour le stimulus **HighMel égalisé à partir d'une ancre basse** (t = - 1.842 ; df = 33 ; p = 0.075).

Il apparaît donc que trois échantillons de luminances après égalisation du ressenti d'inconfort sont biaisés : les participants surestiment leur ressenti d'inconfort lorsqu'ils égalisent la luminance (ils ont tendance à ajuster le niveau lumineux plus bas que ce qu'ils devraient). Cela semble indiquer un biais expérimental non négligeable.

Nous nous focalisons ensuite sur les paires LowMel_4vsHighMel (présentation de la référence LowMel_4 puis égalisation de HighMel), HighMel_4vsLowMel (présentation de la référence HighMel_4 puis égalisation de LowMel), ainsi que leurs stimuli répétés LowMel_4vsHighMel-rep et HighMel4vsLowMel-rep.

Pour analyser leurs résultats en ratios de logarithmes de luminance, il nous a semblé nécessaire de calculer l'inverse de certains ratios. En effet, lors de la comparaison du stimulus LowMel_4vsHighMel et du stimulus HighMel_4vsLowMel, dans le cas où le ratio de logarithmes de luminance de l'un est supérieur à 1, il est cohérent de penser que le ratio de logarithmes de luminance de l'autre sera inférieur à 1 : dans ce cas, chaque stimulus tend vers la même conclusion. Cependant il semble plus

intéressant d'observer le ratio d'un des deux stimuli et de le comparer à l'inverse du ratio de l'autre stimulus. Ainsi, il est possible de comparer directement les valeurs des ratios, qui devraient avoir une valeur proche, et être toutes deux inférieures ou supérieures à 1. La moitié des ratios est donc inversée par la suite. Mais l'ordre de présentation des stimuli est toujours considéré dans l'analyse suivante (modèle mixte) car la nature de la référence de la paire (LowMel ou HighMel) est indiquée comme facteur qualitatif explicatif.

Finalement, dans la suite de cette partie, les ratios de logarithmes de luminance analysés sont calculés en divisant le logarithme de luminance de HighMel par le logarithme de luminance de LowMel, quel que soit le stimulus présenté en premier comme référence d'égalisation.

Les moyennes et intervalles de confiance à 95% des ratios de logarithmes de luminance sont représentés pour les stimuli LowMel_4vsHighMel et HighMel_4vsLowMel, ainsi que leurs stimuli répétés (Figure 68). Le Tableau 40 présente les moyennes de ces ratios de logarithmes de luminance pour chaque stimulus.

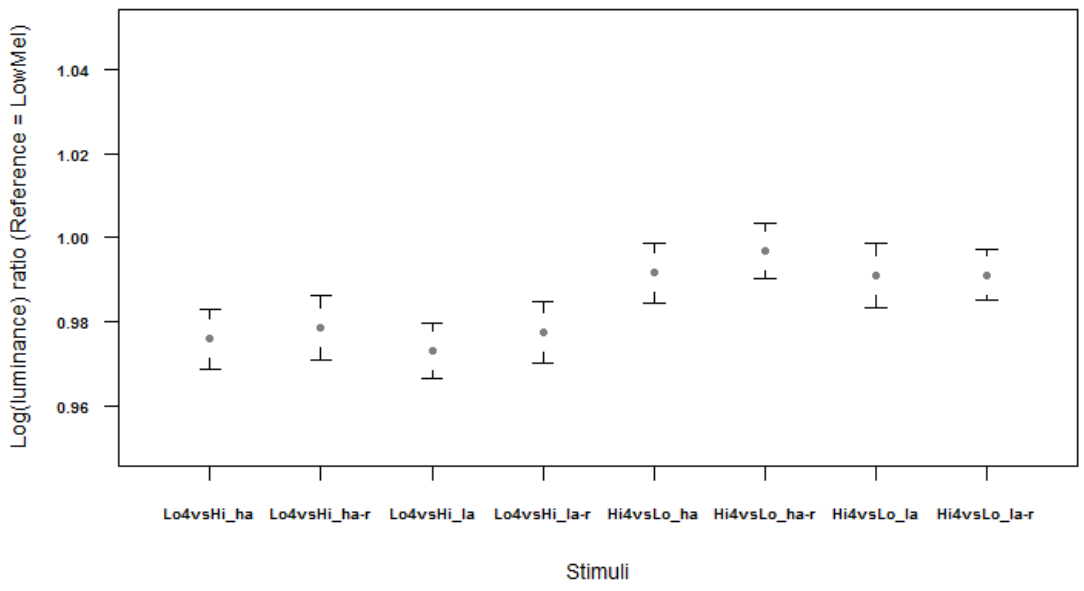


Figure 68 - Moyennes et intervalles de confiance à 95%
des ratios de logarithmes de luminance des stimuli (log_{10}(Hi)/log_{10}(Lo)) et de leurs stimuli répétés
(égalisation en inconfort ; Lo = LowMel, Hi = HighMel, ha = high anchor, la = low anchor, r = rep)

	Moyennes des ratios de logarithmes de luminance
Lo4vsHi_ha	0,976
Lo4vsHi_ha-r	0,979
Lo4vsHi_la	0,973
Lo4vsHi_la-r	0,978
Hi4vsLo_ha	0,992
Hi4vsLo_ha-r	0,997
Hi4vsLo_la	0,991
Hi4vsLo_la-r	0,991

Tableau 40 - Moyennes des ratios de logarithmes de luminance des stimuli et de leurs stimuli répétés (égalisation en inconfort)

Si ces ratios de logarithmes de luminance sont différents de la valeur 1, cela indique que les distributions spectrales ne produisent pas le même ressenti d'inconfort. Nous avons réalisé un test de Student de conformité à un standard pour étudier ce point. Les quatre sous-échantillons du jeu de données composé des stimuli LowMel_4vsHighMel et HighMel_4vsLowMel ont été analysés (Figure 69) :

- le test de Student **rejette** l'hypothèse selon laquelle l'échantillon serait conforme à une moyenne unitaire pour le stimulus **LowMel_4vsHighMel égalisé à partir d'une ancre haute** (t = - 6.729 ; df = 33 ; p < 0.0001),
- le test de Student **rejette** l'hypothèse selon laquelle l'échantillon serait conforme à une moyenne unitaire pour le stimulus **LowMel_4vsHighMel égalisé à partir d'une ancre basse** (t = - 7.890 ; df = 33 ; p < 0.0001),
- le test de Student **rejette** l'hypothèse selon laquelle l'échantillon serait conforme à une moyenne unitaire pour le stimulus **HighMel_4vsLowMel égalisé à partir d'une ancre haute** (t = - 2.292 ; df = 33 ; p = 0.028),
- Le test de Student **rejette** l'hypothèse selon laquelle l'échantillon serait conforme à une moyenne unitaire pour le stimulus **HighMel_4vsLowMel égalisé à partir d'une ancre basse** (t = - 2.327 ; df = 33 ; p = 0.026).

Ainsi, les distributions spectrales ne produisent pas le même ressenti d'inconfort. Les moyennes des ratios de logarithmes de luminance étant inférieurs à la valeur 1, nous pouvons donc conclure que le stimulus **HighMel est plus inconfortable que le stimulus LowMel**. Précisons que pour le stimulus LowMel_4vsHighMel, cette conclusion peut s'expliquer uniquement par le biais précédemment mis en évidence par les stimuli de condition nulle (les participants ont tendance à ajuster le niveau lumineux plus bas que ce qu'ils devraient). Cependant, la conclusion de l'influence spectrale est aussi valable pour le stimulus HighMel_4vsLowMel (malgré le biais de condition nulle), elle est donc bien validée.

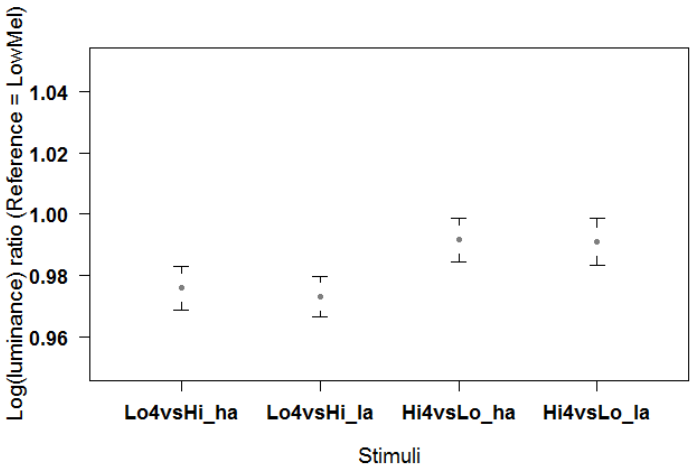


Figure 69 - Moyennes et intervalles de confiance à 95%
des ratios de logarithmes de luminance des stimuli LowMel_4vsHighMel et HighMel_4vsLowMel
(égalisation en inconfort ; Lo = LowMel, Hi = HighMel , ha = high anchor , la = low anchor)

Les quatre sous-échantillons du jeu de données des stimuli répétés LowMel_4vsHighMel-rep et HighMel_4vsLowMel-rep ont aussi été analysés (Figure 70) :

- le test de Student **rejette** l'hypothèse selon laquelle l'échantillon serait conforme à une moyenne unitaire pour le stimulus LowMel_4vsHighMel égalisé à partir d'une ancre haute (***t* = - 5.493 ; *df* = 33 ; *p* < 0.0001**),
- le test de Student **rejette** l'hypothèse selon laquelle l'échantillon serait conforme à une moyenne unitaire pour le stimulus LowMel_4vsHighMel égalisé à partir d'une ancre basse (***t* = - 6.102 ; *df* = 33 ; *p* < 0.0001**),
- le test de Student **ne peut pas rejeter** l'hypothèse selon laquelle l'échantillon serait conforme à une moyenne unitaire pour le stimulus HighMel_4vsLowMel égalisé à partir d'une ancre haute (***t* = - 0.952 ; *df* = 33 ; *p* = 0.348**),
- le test de Student **rejette** l'hypothèse selon laquelle l'échantillon serait conforme à une moyenne unitaire pour le stimulus HighMel_4vsLowMel égalisé à partir d'une ancre basse (***t* = - 2.910 ; *df* = 33 ; *p* = 0.006**).

Ainsi, il est possible de conclure que les distributions spectrales ne produisent pas le même ressenti d'inconfort et que le stimulus HighMel est plus inconfortable que le stimulus LowMel pour seulement trois sous-échantillons sur quatre.

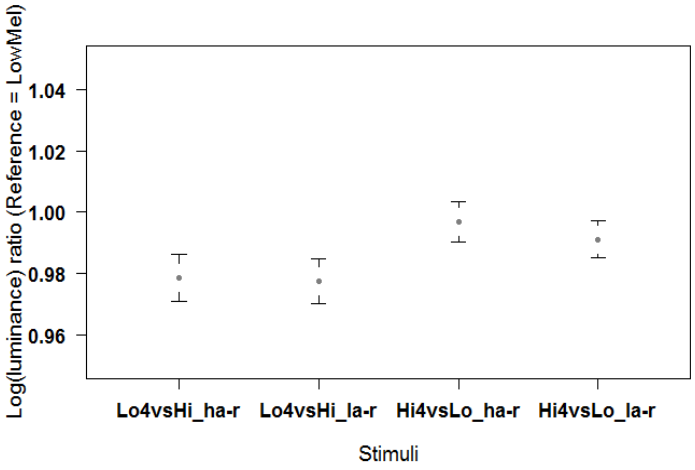


Figure 70 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des ratios de logarithmes de luminance des stimuli répétés LowMel_4vsHighMel-rep et HighMel_4vsLowMel-rep (égalisation en inconfort ; Lo = LowMel, Hi = HighMel, ha = high anchor, la = low anchor, r = rep)

La conclusion selon laquelle HighMel est plus inconfortable que LowMel est valable pour quasiment tous les stimuli égalisés (pour les deux sous-échantillons précédemment analysés), cependant un problème de répétabilité de cette conclusion est présent pour le stimulus HighMel_4vsLowMel égalisé à partir d'une ancre haute.

La dernière étape de cette analyse porte sur l'étude du biais d'ancrage et du biais d'ajustement. Rappelons que le biais d'ajustement concerne l'influence d'ajuster un stimulus par rapport à l'autre plutôt que l'inverse (cela est équivalent au choix de la référence parmi les deux stimuli de la paire). Après avoir étudié si les ratios de logarithmes de luminance sont significativement différents de la valeur 1, il s'agit ici d'étudier si les sous-échantillons définis par le choix de la référence ou par l'ancre sont significativement différents entre eux.

Une analyse de modèle mixte a tout d'abord été réalisée pour étudier l'effet de la répétition à partir des échantillons des ratios de logarithmes de luminance des deux stimuli LowMel_4vsHighMel et HighMel_4vsLowMel et de leurs stimuli répétés. Les moyennes et intervalles de confiance à 95% de ces ratios sont représentés Figure 68. La variable à expliquer est le ratio ; les variables explicatives à effets fixes sont la répétition, le choix de la référence, l'ancre et les interactions entre la répétition et le choix de la référence, entre la répétition et l'ancre, entre l'ancre et le choix de la référence ; la variable explicative à effets aléatoires est le participant. Les résultats du modèle mixte sont détaillés dans le Tableau 41. L'effet du choix de la référence est le seul facteur significatif. Cela est donc en faveur de la répétabilité de l'évaluation.

	χ	Degré de liberté	p-value
Référence	51.6003	1	**6.803e-13**
Ancre	1.3293	1	0.2489
Répétition	1.9254	1	0.1653
Référence : ancre	0.0844	1	0.7714
Référence : répétition	0.0376	1	0.8463
Ancre : répétition	0.1282	1	0.7203

Tableau 41 - Résultats du modèle mixte des stimuli répétés (égalisation, n=34)

Nous avons ensuite comparé la répétabilité des conclusions des analyses effectuées sur chacun des sous-échantillons suivants (moyennes et intervalles de confiance à 95% représentés pour ces deux sous-échantillons aux Figure 69 et Figure 70):

- LowMel_4vsHighMel_ha, LowMel_4vsHighMel_la, HighMel_4vsLowMel_ha, HighMel_4vsLowMel_la ;
- LowMel_4vsHighMel_ha-rep, LowMel_4vsHighMel_la-rep, HighMel_4vsLowMel_ha-rep, HighMel_4vsLowMel_la-rep.

Une analyse basée sur les modèles mixtes a été effectuée pour comparer les égalisations d'inconfort des stimuli (ratios des logarithmes de la luminance de HighMel par rapport à celle de LowMel) et observer les influences du choix de la référence et de l'ancre. Les paramètres du modèle mixte sont les suivants :

- le ratio de logarithmes de luminance pour la variable à expliquer (variable dépendante),
- le choix de la référence de la paire (LowMel ou HighMel) et l'ancre (basse ou haute) pour les variables explicatives à effets fixes (variables indépendantes), et l'interaction entre ces deux facteurs,
- le participant pour la variable explicative à effets aléatoires (variable dépendante).

La position, la taille, et l'uniformité de la source éblouissante, ainsi que la chromaticité et la luminance du fond sont des variables de contrôle.

Les résultats du modèle mixte sont détaillés dans le Tableau 42. Pour les deux sous-échantillons (composés des deux stimuli LowMel_4vsHighMel et HighMel_4vsLowMel, ou de leurs stimuli répétés), le modèle conclut comme facteur significatif le facteur « choix de la référence », mais pas le facteur « ancre » ni l'interaction entre ces deux facteurs (les facteurs sont donc indépendants). Un élément surprenant est donc mis en évidence : égaliser le ressenti d'inconfort de HighMel en se référant à LowMel ou égaliser LowMel en référence à HighMel ne conduit pas à la même valeur de ratio de logarithmes de luminance (en calculant le ratio de HighMel par rapport à LowMel dans les deux cas). Cela peut s'expliquer notamment par le biais de condition nulle précédemment mis en évidence (le biais de condition nulle cause une diminution de la valeur ajustée, d'où une diminution du ratio par rapport à LowMel ou une augmentation de l'inverse du ratio). Il est intéressant de remarquer aussi que l'ancrage n'a aucun effet pour cette procédure, contrairement aux procédures d'ajustement absolu (ajustement et méthode des limites) : cela s'explique par la présence d'une référence autour de laquelle le participant ajuste le ressenti d'inconfort recherché, sans être influencé par la valeur initiale de luminance.

	1er échantillon			2ème échantillon (avec stimulus répété)		
	χ	Degré de liberté	*p*-value	χ	Degré de liberté	*p*-value
Référence	28,01	1	**1,20E-07**	26,60	1	**2,50E-07**
Ancre	0,33	1	0,569	1,24	1	0,265
Référence : ancre	0,11	1	0,745	0,58	1	0,445

Tableau 42 - Résultats du modèle mixte (égalisation, n=34)

L'indice global de taille d'effet est faible : $\Omega^2 = 0.441$ pour le premier sous-échantillon ; $\Omega^2 = 0.423$ pour le deuxième sous-échantillon. Cela signifie que la variabilité des données n'est pas bien expliquée par le modèle mixte, peut-être à cause d'un bruit expérimental présent dans les réponses des participants.

Après avoir observé si un effet est présent (significativité), nous nous intéressons à qualifier son influence, faible ou importante (taille d'effet), comme expliqué dans la partie II.3.3. Les tailles d'effet ont été calculées pour les deux échantillons (deux stimuli LowMel_4vsHighMel et HighMel_4vsLowMel ou leurs stimuli répétés). Le Tableau 43 résume ces tailles d'effet entre les choix de distribution spectrale pour la référence (pour chaque ancre). Il faut remarquer que, dans ce tableau, l'effet du choix de la distribution spectrale comme référence est étudié, et non pas l'effet de la distribution spectrale (comme dans les tableaux précédents de ce manuscrit).

	Premier échantillon	Deuxième échantillon
Facteur "distribution spectrale"		
Entre LowMel et HighMel		
ancre basse	0,80	0,62
ancre haute	0,71	0,84
Facteur "ancre"		
Entre ancre basse et ancre haute		
LowMel	n.s.	n.s.
HighMel	n.s.	n.s.

Tableau 43 - Tailles d'effet (égalisation)

Les tailles d'effet du choix de la référence sont élevées (de 0.62 à 0.84). Les tailles d'effet obtenues pour les deux échantillons sont du même ordre de grandeur.

La répétabilité des conclusions des modèles mixtes à partir des deux sous-échantillons est donc valable pour le facteur « choix de la référence », conclu comme significatif avec une taille d'effet élevée.

En conclusion, nous observons que la comparaison des seuils égalisés pour les stimuli et leurs stimuli répétés (premier modèle mixte) et l'analyse sur la significativité des facteurs de biais expérimentaux (deuxième modèle mixte) démontrent la répétabilité de la méthode d'égalisation. L'influence significative du facteur « choix de la référence » encourage à présenter les deux conditions d'égalisation possibles en contrebalançant le choix de la référence. La présence d'un biais de condition nulle est toutefois à considérer lors de l'utilisation de cette procédure, car elle impacte significativement les données. Enfin, il est rappelé qu'un problème de répétabilité de la conclusion selon laquelle HighMel est plus inconfortable (tests de conformité à un standard) est présent pour une configuration d'égalisation (sur quatre). Il faut donc relativiser les conclusions obtenues par cette procédure.

IV.5.8 Estimation de magnitude (ME)

En raison d'un problème technique, la valeur de l'estimation de magnitude donnée pour le stimulus répété HighMel_4-rep n'a pas pu être enregistrée pour 10 des 35 participants. Nous avons donc réalisé deux analyses des données pour cette sous-expérimentation :

- une analyse considérant uniquement les réponses des 25 participants pour lesquels les sept valeurs d'estimation de magnitude avaient été enregistrées (plan expérimental complet),
- une analyse considérant les réponses des 35 participants, dont ceux pour lesquels l'estimation de magnitude du stimulus HighMel_4-rep manquait (plan expérimental incomplet).

Les conclusions sont identiques pour ces deux analyses. Seule la première analyse est détaillée dans ce manuscrit.

Pour étudier la répétabilité de l'estimation de magnitude, un test de Student a tout d'abord été réalisé pour étudier l'effet de la répétition à partir des échantillons appariés des estimations de magnitude du stimulus HighMel_4 et de son stimulus répété HighMel_4-rep. Les répartitions des estimations de magnitude d'inconfort de ces deux stimuli sont illustrées Figure 71. La différence entre ces deux échantillons n'est pas significative d'après ce test (t = 1.409 ; df = 24 ; p = 0.172), il n'est donc pas possible de rejeter l'hypothèse selon laquelle les moyennes de ces deux échantillons seraient égales. Ce premier résultat est donc en faveur de la répétabilité de l'évaluation du stimulus HighMel_4.

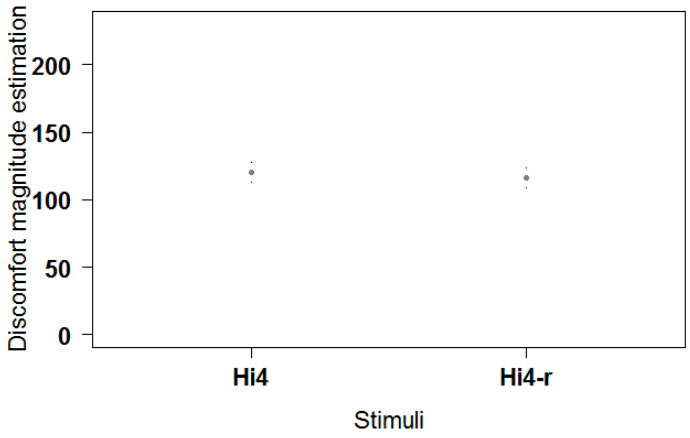


Figure 71 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des estimations de magnitude d'inconfort pour les stimuli HighMel_4 et HighMel_4-rep (estimation de magnitude ; Hi4 = HighMel4, Hi4-r = HighMel4-rep)

Avant de poursuivre notre analyse sur ces échantillons, nous avons réalisé un test de Student de conformité à un standard pour vérifier que l'échantillon des estimations de magnitude correspondant au stimulus LowMel_4 soit globalement estimé à la magnitude de valeur 100 (il s'agit d'un stimulus de condition nulle, estimé par rapport à lui-même). Nous rappelons en effet que ce stimulus est la référence de cette sous-expérimentation, sa sensation d'inconfort étant définie à la magnitude 100. Le test de Student ne permet pas de rejeter l'hypothèse selon laquelle l'échantillon serait conforme à une moyenne de valeur 100 (p-value > 0.05). Il a donc été vérifié qu'il n'est pas possible de conclure que cette procédure amène un biais de surestimation ou de sous-estimation de l'inconfort ressenti.

Nous avons ensuite considéré l'ensemble des stimuli proposés et comparé la répétabilité des conclusions des analyses effectuées sur chacun des sous-échantillons suivants :

- LowMel_2, HighMel_2, LowMel_4, **HighMel_4**, LowMel_5, HighMel_5;
- LowMel_2, HighMel_2, LowMel_4, **HighMel_4-rep**, LowMel_5, HighMel_5.

Les moyennes et intervalles de confiance à 95% des estimations de magnitude d'inconfort sont représentés pour ces deux échantillons (Figure 72). Le Tableau 44 présente les estimations de magnitude d'inconfort moyennes pour chaque stimulus.

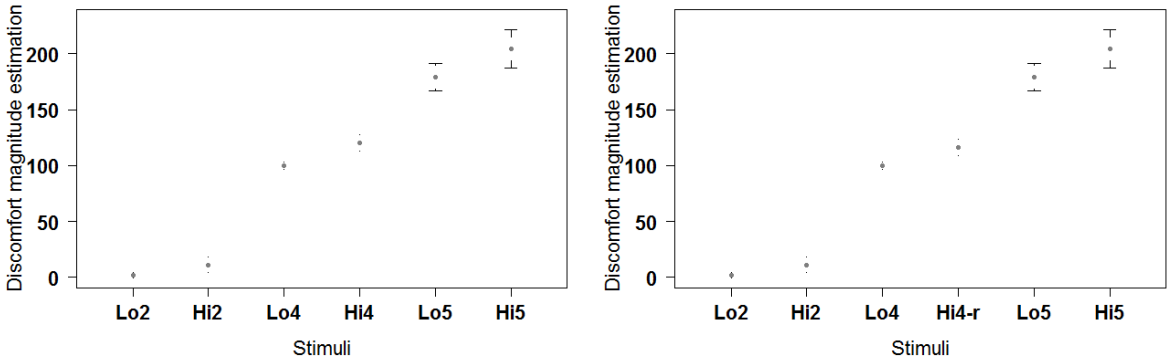


Figure 72 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des estimations de magnitude d'inconfort pour les deux échantillons, avec HighMel_4 ou son stimulus répété (estimation de magnitude ; Lo = LowMel, Hi = HighMel, Hi-r = HighMel-rep)

	Estimation de magnitude d'inconfort
LowMel_2	2,0
HighMel_2	11,2
LowMel_4	99,8
HighMel_4	120,0
HighMel_4-rep	116,2
LowMel_5	178,6
HighMel_5	204,6

Tableau 44 - Moyennes des estimations de magnitude d'inconfort

Une analyse basée sur les modèles mixtes a été effectuée pour comparer les estimations de magnitude d'inconfort des stimuli et observer les influences de la distribution spectrale et du niveau de luminance. Les paramètres du modèle mixte sont les suivants :

- l'estimation de magnitude d'inconfort donnée par les participants pour la variable à expliquer (variable dépendante),
- la distribution spectrale du stimulus (LowMel ou HighMel) et le niveau de luminance (trois niveaux) pour les variables explicatives à effets fixes (variable indépendante) et leur interaction,
- le participant pour la variable explicative à effets aléatoires (variable indépendante).

La position, la taille, et l'uniformité de la source éblouissante, ainsi que la chromaticité et la luminance du fond sont des variables de contrôle.

Les résultats du modèle mixte sont détaillés dans le Tableau 45. Pour les deux sous-échantillons (incluant HighMel_4 ou HighMel_4-rep, voir Figure 72), le facteur « distribution spectrale » et le facteur « niveau » ont un effet significatif, mais pas l'interaction entre la distribution spectrale et le niveau (les facteurs sont donc indépendants). La distribution spectrale a une influence significative sur l'inconfort ressenti : HighMel est ressenti plus inconfortable que LowMel. La différence de niveau a aussi un effet significatif sur l'inconfort. Les tests de comparaisons multiples de Tukey précisent que les différences entre chacun des niveaux sont significatives pour les deux sous-échantillons. Il est donc possible de conclure, en observant les tendances des moyennes des sous-échantillons associés aux niveaux, que plus le niveau est élevé, plus l'estimation de magnitude d'inconfort est élevée (ce qui est cohérent).

	1er échantillon			2ème échantillon (avec stimulus répété)		
	χ	Degré(s) de liberté	*p*-value	χ	Degré(s) de liberté	*p*-value
Distribution spectrale	23,76	1	**1,09E-06**	20,59	1	**5,68E-06**
Niveau	1596,64	2	**< 2,2E-16**	1593,12	2	**< 2,2E-16**
Distrib. spectrale : niveau	3,38	2	0,184	3,30	2	0,192

Tableau 45 - Résultats du modèle mixte (estimation de magnitude, n=25)

L'indice global de taille d'effet est élevé : Ω^2 = 0.926 pour le premier sous-échantillon ; Ω^2 = 0.925 pour le deuxième sous-échantillon. Cela signifie que la variabilité des données est bien expliquée par le modèle mixte.

Après avoir observé si un effet est présent (significativité), nous nous intéressons à qualifier son influence, faible ou importante (taille d'effet), comme expliqué dans la partie II.3.3. Les tailles d'effet ont été calculées pour les deux échantillons (avec HighMel_4 ou HighMel_4-rep). Le Tableau 46 résume ces tailles d'effet entre chaque niveau (pour chaque distribution spectrale) et entre les deux distributions spectrales (pour chaque niveau).

	Premier échantillon	Deuxième échantillon
Facteur "distribution spectrale"		
Entre LowMel et HighMel		
niveau faible	0,26	0,26
niveau moyen	0,56	0,46
niveau élevé	0,72	0,72
Facteur "niveau"		
Entre niveau élevé et niveau faible		
LowMel	4,91	4,91
HighMel	5,38	5,38
Entre niveau moyen et niveau faible		
LowMel	2,72	2,72
HighMel	3,03	2,92
Entre niveau élevé et niveau moyen		
LowMel	2,19	2,19
HighMel	2,35	2,46

Tableau 46 - Tailles d'effet (estimation de magnitude)

Les tailles d'effet de la distribution spectrale sont moyennes à élevées en fonction du niveau (de 0.26 à 0.72 en fonction du niveau considéré), tandis que celles du niveau sont très élevées (supérieures à 1). Nous remarquons que la taille d'effet de l'influence spectrale augmente avec le niveau du stimulus. Les tailles d'effet obtenues pour les deux échantillons sont du même ordre de grandeur. L'effet du niveau est beaucoup plus fort que celui de la distribution spectrale, ce qui est cohérent.

La répétabilité des conclusions des modèles mixtes à partir des deux sous-échantillons est donc valable pour les facteurs « niveau » et « distribution spectrale », tous les deux ayant une influence significative.

En conclusion, nous observons que la comparaison des estimations de magnitude des stimuli répétés HighMel4 et HighMel4-rep puis celle des conclusions de l'analyse des modèles mixtes démontrent la répétabilité de cette procédure.

IV.6 Synthèse des résultats et discussion

Cette partie a pour objectif de comparer globalement les procédures psychophysiques. Nous nous intéresserons en particulier à :

- la difficulté et la durée ressentie par les participants pour chaque procédure, ainsi que la durée réelle mesurée pour chaque procédure,
- les tailles d'effets des facteurs obtenues dans la partie précédente (d de Cohen)
- les conclusions sur les niveaux d'inconfort selon chaque procédure,
- la capacité des procédures à être répétables,
- la présence de biais expérimentaux.

L'ensemble des participants de cette expérimentation, à l'exception de deux personnes, ont également pris part à la deuxième expérimentation préliminaire de ce travail de thèse (partie III.2). Nous avons donc choisi d'inclure cette expérimentation préliminaire à notre réflexion sur la durée et la difficulté des procédures expérimentales, ainsi qu'à la comparaison des niveaux et seuils obtenus avec ces procédures. Nous rappelons les acronymes des procédures utilisés dans ce manuscrit dans le Tableau 47.

RAT	Notation sur une échelle continue
MCS	Méthode des stimuli constants
ML	Méthode des limites
ADJ	Ajustement
ADJ0	Ajustement (**expérimentation préliminaire**)
PC	Comparaison par paires
MAT	Egalisation
ME	Estimation de magnitude

Tableau 47 - Acronymes des procédures

IV.6.1 Difficulté et durée des procédures

Rappelons qu'après chaque sous-expérimentation, les participants notaient la difficulté et la durée ressentie de la procédure utilisée. Pour chaque procédure, les moyennes et intervalles de confiance à 95% (échantillon des participants) des notes de difficulté à utiliser les procédures, des notes de durée ressentie, et des durées réelles sont respectivement représentés Figure 73, Figure 74 et Figure 75.

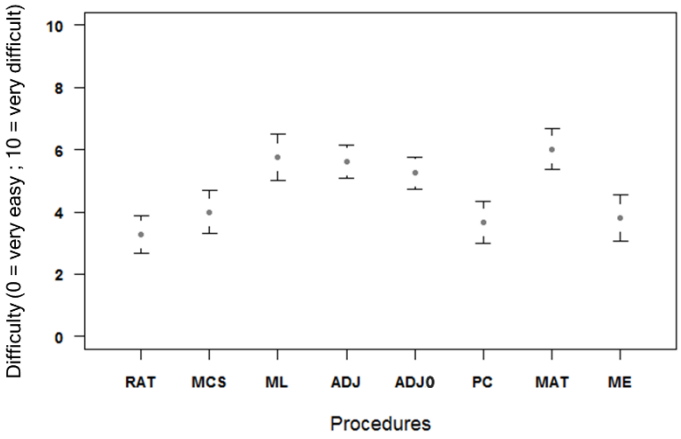


Figure 73 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des notes de difficulté de chaque procédure

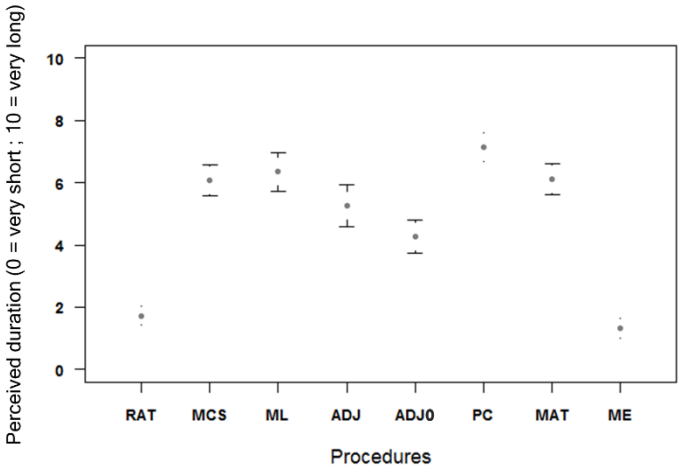


Figure 74 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des notes de durée ressentie de chaque procédure

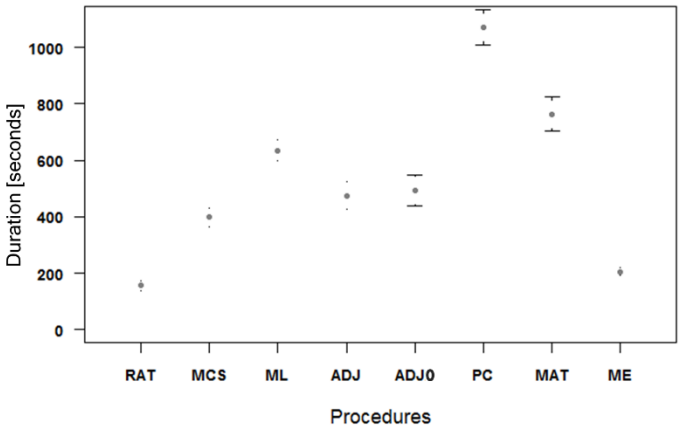


Figure 75 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des durées réelles de chaque procédure

Trois analyses basées sur les modèles mixtes ont été effectuées pour comparer les notes de difficulté, les notes de durées ressenties et les durées réelles en fonction des procédures, avec les paramètres suivants :

- la note de difficulté, la note de durée ou la durée réelle pour la variable à expliquer,
- la procédure pour la variable explicative à effets fixes,
- le participant pour la variable explicative à effets aléatoires.

La normalité des résidus a été vérifiée (voir partie II.3). Pour les trois variables à expliquer, les modèles concluent que la procédure est un facteur significatif (p-value < 0.001).

Les tests de comparaisons multiples permettent ensuite de préciser quelles procédures sont significativement différentes les unes des autres. Les résultats de ces tests de Tukey sont résumés dans les tableaux suivants :

- le Tableau 48, où les procédures appartenant à un même groupe (ayant une même lettre) ne sont pas significativement différentes en termes de difficulté.
- le Tableau 49, où les procédures appartenant à un même groupe ne sont pas significativement différentes en termes de durée ressentie.
- le Tableau 50, où les procédures appartenant à un même groupe ne sont pas significativement différentes en termes de durée réelle.

	Moyenne de note de difficulté (de 0 à 10)	Groupes		
RAT	3.28	A		
PC	3.68	A		
ME	3.81	A		
MCS	4.00	A	B	
ADJ0	5.25		B	C
ADJ	5.61			C
ML	5.75			C
MAT	6.01			C

Tableau 48 - Conclusions des tests de comparaisons multiples pour les notes de difficulté (procédures classées par difficulté croissante)

Concernant les notes de difficulté, deux groupes se détachent, même s'il n'est pas possible de conclure que les notes associées à la méthode des stimuli constants (MCS) et à l'ajustement de l'expérimentation préliminaire (ADJ0) sont significativement différentes (classées de facile à difficile ci-dessous) :

- groupe moins difficile : notation sur une échelle continue (RAT), comparaison par paires (PC), estimation de magnitude (ME) et méthode des stimuli constants (MCS),
- groupe plus difficile : ajustement (ADJ et ADJ0), méthode des limites (ML) et égalisation (MAT).

Nous remarquons que les procédures jugées comme plus difficiles sont basées sur l'ajustement (absolu ou relatif, discret ou continu). De plus, les deux procédures d'ajustement absolu (ADJ et ADJ0) ont été utilisées pour des sessions expérimentales différentes, mais leur notation reste proche, ce qui témoigne de la stabilité de ces jugements de difficulté.

	Moyenne de note de durée ressentie (de 0 à 10)	Groupes				
ME	1.33	A				
RAT	1.73	A				
ADJ0	4.30		B			
ADJ	5.26		B	C		
MCS	6.08			C	D	
MAT	6.11			C	D	
ML	6.35				D	E
PC	7.16					E

Tableau 49 - Conclusions des tests de comparaisons multiples pour les notes de durée ressentie (procédures classées par durée croissante)

Il est plus compliqué de conclure à propos des notes de durée ressentie, car il y a beaucoup de groupes de différences significatives qui se chevauchent. Cependant, l'estimation de magnitude (ME) et la notation sur une échelle continue (RAT) sont ressenties comme les plus courtes, et la comparaison par paire (PC) comme plus longue que la plupart des autres procédures.

	Moyenne de durée réelle [sec.]	Groupes					
RAT	156	A					
ME	206	A					
MCS	399		B				
ADJ	475		B	C			
ADJ0	493			C			
ML	635				D		
MAT	763					E	
PC	1070						F

Tableau 50 - Conclusions des tests de comparaisons multiples pour les durées réelles (procédures classées par durée croissante)

Par contre, les groupes sont plus discriminants en considérant la durée réelle. La notation sur une échelle continue (RAT) et l'estimation de magnitude (ME) ont duré le moins longtemps, suivies de la méthode des stimuli constants et de l'ajustement (ADJ et ADJ0), puis des trois procédures de méthode des limites (ML), d'égalisation (MAT) et de comparaison par paires (PC), toutes trois significativement différentes entre elles. Les procédures les plus courtes sont celles ressenties comme étant plus courtes par les participants : l'estimation de magnitude et la notation sur une échelle continue. Remarquons aussi que, mis à part la méthode des stimuli constants et l'ajustement, les groupes qui se détachent en durée ressentie et en durée réelle sont cohérents entre eux (R^2=0.71 pour la corrélation entre les durées moyennes réelles et les notes moyennes de durée ressentie).

Dans la suite de cette analyse nous nous focalisons sur les moyennes des durées ressenties et des durées réelles, sans considérer les groupes de différences significatives. Rappelons que chaque procédure requiert un nombre différent de stimuli, ce qui impacte sa durée totale.

Nous pouvons classer les procédures selon leur durée moyenne :

- moins de 5 minutes pour les procédures de notation et d'estimation de magnitude,
- entre 5 et 10 minutes pour les procédures de méthode des stimuli constants et d'ajustement,
- entre 10 et 15 minutes pour les procédures de méthode des limites et d'égalisation,
- entre 15 et 20 minutes pour la procédure de comparaison par paires.

Remarquons que la durée des procédures d'ajustement (ADJ et ADJ0) sont très proches et qu'elles comptent le même nombre de stimuli ajustés, d'où une certaine stabilité de durée expérimentale.

En termes de durée ressentie indiquées par les participants sur l'échelle de notation (Figure 51), le classement des procédures change légèrement :

- les procédures de notation et d'estimation de magnitude appartiennent à la catégorie de l'échelle entre les frontières de durées très courte et courte,

- la procédure d'ajustement (expérimentation préliminaire) appartient à la catégorie entre les frontières de durées courte et neutre,
- les procédures de méthode des stimuli constants, de méthode des limites, d'ajustement, de comparaison par paires et d'égalisation appartiennent à la catégorie entre les frontières de durées neutre et longue,
- aucune procédure n'est ressentie comme étant longue.

La durée réelle de la comparaison par paires se détache nettement des durées des autres procédures comme étant la plus longue. Or la durée ressentie de celle-ci est plus proche des durées ressenties des autres procédures. Il est possible que celle-ci soit ressentie comme plus rapide par les participants en raison de sa facilité. A l'inverse, la méthode des stimuli constants paraît plus longue que ce qu'elle dure en comparaison des autres procédures (alors qu'elle n'est pas notée particulièrement difficile). Ces deux procédures ont d'ailleurs des durées ressenties proches.

Cependant, les durées ressenties des procédures ont été estimées par les participants pour des durées réelles différentes, la comparaison de ces durées ressenties est donc à relativiser. En considérant que la durée ressentie est une fonction linéaire de la durée réelle, nous avons calculé la durée réelle correspondant à la réponse « neutre » (valeur 5) de l'axe de durée ressentie pour chaque procédure, dans le but d'estimer le ressenti de durée de chaque procédure. Il s'agit de la durée à partir de laquelle le participant commence à trouver que la procédure est longue. Le Tableau 51 indique ces durées réelles dont le ressenti de durée est identique. Il est ainsi mis en évidence que les procédures les moins rébarbatives (temps réel par rapport au temps ressenti) sont les procédures de jugement relatif (estimation de magnitude, comparaison par paires et égalisation), tandis que la méthode des stimuli constants est celle dont le ressenti est le plus long.

	Durée à ressenti neutre [minutes]
MCS	5,5
RAT	7,5
ADJ	7,5
ML	8,3
ADJ0	9,0
MAT	10,4
PC	12,5
ME	12,9

Tableau 51 - Durée réelle correspondant à un même ressenti de durée (niveau neutre)

De plus la moyenne de ces huit durées correspond à la durée moyenne à partir de laquelle les participants considèrent que l'expérimentation est longue : cette durée est de 9 minutes environ.

Enfin, les durées moyennes passées par les participants sur chaque stimulus en fonction de la procédure sont disponibles dans le Tableau 52. Cette donnée permet de considérer la durée de chaque procédure indépendamment du nombre de stimuli utilisés (chaque procédure n'utilise pas le même nombre de stimuli, ce qui a une conséquence sur leurs durées réelles et ressenties totales). Comme précédemment, les deux procédures d'ajustement donnent des résultats concordants : il faut compter environ 40 secondes par stimulus pour ce type de procédure. La procédure dont le stimulus est le plus court est la méthode des stimuli constants car, après que le stimulus lui soit présenté, le participant

n'a qu'à indiquer si celui-ci est confortable ou inconfortable. La procédure dont le stimulus est le plus long est l'égalisation, où le stimulus référence est présenté pendant cinq secondes, puis le stimulus est égalisé pendant cinq secondes. Cette séquence de dix secondes était répétée plusieurs fois jusqu'à ce que les participants soient satisfaits de leur égalisation, ce qui explique cette longue durée (une minute).

	Durée moyenne du stimulus [secondes]
MCS	4
RAT	13
PC	22
ME	29
ML	35
ADJ	40
ADJ0	41
MAT	62

Tableau 52 - Durée moyenne d'un stimulus pour chaque procédure

IV.6.2 Tailles d'effet des facteurs significatifs

Nous récapitulons ensuite dans cette partie les conclusions concernant les tailles d'effet des facteurs étudiées dans l'ensemble des procédures du chapitre IV : les *d* de Cohen associés aux facteurs significatifs par les modèles mixtes sont renseignés dans le Tableau 53 pour l'ensemble des procédures (pas de facteur significatif pour la méthode des stimuli constants).

Procédures	Niveau lumineux		Distribution spectrale		Biais Ancre		Biais Etendue		Biais Choix de la référence	
RAT	3,31	3,21	0,09	n.s.						
	3,39	3,28	0,32	n.s.						
	1,56	1,51	0,16	n.s.						
	1,78	1,58								
	1,76	1,70								
	1,60	1,70								
MCS										
ML			0,31	0,23	0,60	0,65				
			0,07	0,38	0,85	0,50				
ADJ			0,18	n.s.	0,63	0,66	0,08	n.s.		
			0,24	n.s.	0,56	0,50	0,18	n.s.		
			0,11	n.s.	0,73	0,71	0,15	n.s.		
			0,17	n.s.	0,66	0,55	0,25	n.s.		
PC	6,34	6,22	0,47	0,46						
	6,74	6,61	0,87	0,76						
	3,09	3,03	0,87	0,86						
	3,49	3,33								
	3,25	3,19								
	3,25	3,28								
MAT									0,80	0,62
									0,71	0,84
ME	4,91	4,91	0,26	0,26						
	5,38	5,38	0,56	0,46						
	2,72	2,72	0,72	0,72						
	3,03	2,92								
	2,19	2,19								
	2,35	2,46								
valeur minimale	1,56	1,51	0,07	0,23	0,56	0,50	0,08	n.s.	0,71	0,62
valeur maximale	6,74	6,61	0,87	0,86	0,85	0,71	0,25	n.s.	0,80	0,84

Tableau 53 - Récapitulatif des tailles d'effet des facteurs significatifs
(couleurs classant les tailles d'effet des plus petites, en rouge, aux plus grandes, en vert)

Nous pouvons en conclure que le facteur « niveau » a une taille d'effet très élevée (il s'agit du facteur dont l'effet est le plus important, valeurs de 1.5 à près de 7). Les facteurs « ancre » et « choix de référence » ont une taille d'effet moyenne à élevée (de 0.5 à 0.8). Le facteur « étendue » a un faible effet (de 0.08 à 0.25). Enfin, le facteur « distribution spectrale » a une taille d'effet faible à élevée (de 0.1 à 0.9) : pour certaines procédures la taille d'effet de l'influence spectrale est autant (voire moins) importante que celles des biais expérimentaux, d'où l'importance de bien prendre en considération ces biais pour étudier au mieux l'influence du facteur spectral.

IV.6.3 Conclusions sur les niveaux et les seuils d'inconfort

Précisons tout d'abord qu'avoir recours à une procédure absolue ou relative change le type de résultat obtenu (absolu ou relatif), ce qui peut être un avantage ou un inconvénient en fonction de l'analyse souhaitée. En effet, des informations relatives ne permettent pas de déterminer un seuil d'inconfort ressenti, mais de comparer des stimuli entre eux. Cependant une procédure relative sera plus simple à effectuer (d'après les participants).

Nous avons observé l'importance et l'influence des biais expérimentaux dans les parties précédentes. Dans cette partie, nous tirons des conclusions générales sur les niveaux et les seuils d'inconfort obtenus en considérant uniquement les résultats moyennés sur l'ensemble des participants, pour chacune des procédures (moyenne des différentes conditions d'ancres, d'étendues, *etc.*).

Les luminances des seuils entre le confort et l'inconfort obtenues avec la méthode des stimuli constants, la méthode des limites et l'ajustement sont résumées dans le Tableau 54.

	Luminance de seuil [cd/m²]		
	MCS	ML	ADJ
LowMel	24715	33270	26031
HighMel	23005	30392	23906
HighMel-rep	23448	28998	24459

Tableau 54 – Luminances moyennes des seuils entre le confort et l'inconfort déterminées par la méthode des stimuli constants, la méthode des limites et l'ajustement

Les seuils obtenus avec la méthode des limites sont plus élevés qu'avec la méthode des stimuli constants et l'ajustement. Il s'agit peut-être d'une explication de cette différence de seuils, liée au biais d'étendue. Pour ces trois procédures, la moyenne des seuils associée à LowMel est plus élevée que celle de HighMel, ce qui indique une tendance à trouver HighMel plus inconfortable.

Les seuils entre le confort et l'inconfort décrits dans le paragraphe précédent (Tableau 54) correspondent environ au troisième niveau des paliers de luminance fixes utilisés dans les procédures : de notation, de méthode des stimuli constants, de comparaison par paires et d'estimation de magnitude. Les luminances de ces niveaux fixes sont indiquées dans le Tableau 55 (moyennes pour LowMel et HighMel). Ainsi, nous pouvons confirmer que le niveau 4, présenté comme référence d'inconfort dans la procédure d'égalisation et dans l'estimation de magnitude, est bien inconfortable.

	Luminance [cd/m²] (moyenne pour LowMel et HighMel)
niveau 1	5029
niveau 2	10397
niveau 3	24486
niveau 4	57695
niveau 5	139543

Tableau 55 - Luminances moyennes des niveaux (RAT, MCS, PC, ME)

Rappelons que lors de la sous-expérimentation d'égalisation, les participants ajustaient la luminance d'un stimulus pour obtenir la même sensation d'inconfort perçue pour un autre stimulus. Les moyennes des ratios de logarithmes de luminance de HighMel par rapport à LowMel, égalisés à la sensation d'inconfort du niveau 4, sont détaillées dans le Tableau 56. Ces ratios sont inférieurs à la valeur 1, HighMel est donc plus inconfortable que LowMel.

	Moyenne des ratios de $\log_{10}$(luminance)
LowMel/HighMel	0,983
LowMel/HighMel-rep	0,986

Tableau 56 – Moyennes des ratios de logarithmes de luminance entre HighMel et LowMel à la sensation d'inconfort du niveau 4 (égalisation)

Enfin, les résultats des procédures de notation de l'inconfort, de comparaison par paires et d'estimation de magnitude sont rappelés dans le Tableau 57 (plus la valeur est élevée, plus l'inconfort augmente).

	Notation de l'inconfort (de 0 à 10)	Score d'inconfort nuancé (comparaison par paires)	Estimation de magnitude d'inconfort
LowMel_2	0,28	-7,56	2,0
HighMel_2	0,49	-6,97	11,2
LowMel_4	3,78	-0,84	99,8
HighMel_4	4,50	0,74	120,0
HighMel_4-rep	4,17	0,53	116,2
LowMel_5	7,74	6,53	178,6
HighMel_5	8,11	8,10	204,6

Tableau 57 - Résultats moyennés de la notation d'inconfort, de la comparaison par paires et de l'estimation de magnitude

Les stimuli au niveau 2 sont proches de la valeur 0 pour la notation et pour l'estimation de magnitude, ce qui est cohérent avec les seuils d'inconfort obtenus précédemment (pas d'inconfort). De plus, le stimulus HighMel est ressenti comme plus inconfortable que le stimulus LowMel pour ces trois procédures. L'augmentation d'inconfort se vérifie aussi avec l'augmentation du niveau des stimuli.

En conclusion, nous pouvons indiquer que l'inconfort est absent lorsque la luminance du stimulus n'excède pas 20000 cd/m², dans la configuration de notre expérimentation (d'après la luminance de seuil obtenue avec la méthode des stimuli constants, la méthode des limites et l'ajustement). De plus, la tendance à juger HighMel plus inconfortable que LowMel se vérifie dans toutes les procédures, y compris pour les procédures non répétables d'après les modèles mixtes. Nous observons aussi que les données associées aux stimuli répétés sont cohérentes entre elles : les résultats des stimuli HighMel_4 et de leurs stimuli répétés HighMel_4-rep sont du même ordre de grandeur. Il faut donc remarquer que, même si certaines procédures seront écartées dans la suite de ce travail au profit d'autres plus robustes, nous retrouvons des résultats cohérents entre toutes les procédures en considérant un participant moyen. Il est donc possible d'utiliser ces procédures mais il faut être conscient de leurs limites et de leurs biais expérimentaux (en particulier les biais d'étendue et d'ancrage).

IV.6.4 Résumé des biais expérimentaux, de la répétabilité des procédures et sélection des procédures

Dans cette partie, nous comparons les procédures entre elles en nous focalisant sur la répétabilité et les biais expérimentaux mis en évidence par cette expérimentation. Nous tenons aussi compte des notes de durée et de difficulté indiquées par les participants. Le Tableau 58 résume ces informations. Précisons que la répétabilité des facteurs significatifs détaillée dans ce tableau informe sur la répétabilité des conclusions obtenues par ces procédures pour les échantillons totaux des stimuli. En effet, nous avions par ailleurs détaillé dans les paragraphes précédents que toutes ces procédures respectaient la répétabilité des jugements des stimuli répétés pris individuellement. Le tableau présente tout d'abord les facteurs dont l'influence est significative d'après l'analyse des modèles mixtes, pour chaque sous-échantillon incluant ou pas le(s) stimulus(i) répété(s). Il indique ensuite si ces conclusions de significativité sont identiques pour les deux sous-échantillons, d'où la déduction de la répétabilité des résultats donnés pas les procédures. Le tableau indique aussi les biais expérimentaux dont l'influence a été mise en évidence (ancre, étendue, condition nulle pour l'égalisation, choix de la référence d'égalisation). Enfin il regroupe les classifications des procédures en fonction de leurs difficultés (deux groupes) et de leurs durées renseignées par les participants, et en fonction de leurs durées réelles.

	Facteurs significatifs		Répétabilité des facteurs significatifs	Biais expérimentaux	Difficulté	Durée réelle	Durée ressentie
	1er échantillon	2ème échantillon (avec stimulus répété)					
RAT	distribution spectrale niveau	niveau	non	aucun	-	< 5 min.	très court/ court
MCS	aucun		oui	aucun	-	5-10 min.	neutre/long
ML	distribution spectrale ancre		oui	ancre	+	10-15 min.	neutre/long
ADJ	distribution spectrale étendue ancre	ancre	non	ancre étendue	+	5-10 min.	neutre/long
PC	distribution spectrale niveau		oui	aucun	-	> 15 min.	neutre/long
MAT	choix de la référence distribution spectrale dans tous les cas	choix de la référence distribution spectrale dans tous les cas sauf 1	non	choix de la référence biais de condition nulle	+	10-15 min.	neutre/long
ME	distribution spectrale niveau		oui	aucun	-	< 5 min.	très court/ court

Tableau 58 - Résumé des conclusions de répétabilité, de biais expérimentaux, de difficulté et de durée des procédures

Précisons que certains participants ont indiqué oralement que les procédures où les niveaux varient dans un même sens ascendant ou descendant sont plus difficiles à effectuer que celles où des niveaux fixes et différents sont présentés les uns à la suite des autres, car à certains moments les participants ne percevaient pas de différence alors que le niveau du stimulus variait. Certains participants ont aussi précisé que les procédures étaient plus faciles à effectuer pour un jugement relatif que pour un jugement absolu (grâce à la présence d'une référence), et pour une variation de niveaux discrète plutôt que continue (paliers perceptifs plus faciles à distinguer).

Pour la suite de ce travail de thèse nous avons décidé de ne pas utiliser les procédures de notation (RAT), d'ajustement (ADJ) et d'égalisation (MAT) car leurs conclusions ne semblent pas répétables, d'après nos conclusions se basant sur un seuil de significativité $\alpha = 0.05$. Cette décision a aussi été prise en considérant les biais expérimentaux observés (biais d'étendue et d'ancre pour l'ajustement, biais de condition nulle et de choix de référence pour l'égalisation). La méthode des limites (ML) est répétable mais sensible au biais d'ancrage, nous avons donc aussi écarté cette procédure. Celle-ci a notamment été qualifiée de difficile par les participants car ceux-ci avaient du mal à percevoir des différences entre certains paliers successifs.

Au final, nous avons sélectionné les trois procédures suivantes pour l'étude de l'éblouissement d'inconfort : la méthode des stimuli constants (MCS), la comparaison par paires (PC) et l'estimation de magnitude (ME). Ainsi, l'utilisation de ces trois méthodes regroupe une méthode absolue et deux méthodes relatives. Par ailleurs, ces procédures font partie des procédures qualifiées comme moins difficiles par les participants. En particulier, la simplicité de la méthode des stimuli constants et de la comparaison par paires est un grand avantage. L'inconvénient de la comparaison par paires est par contre sa durée.

IV.7 Conclusions du chapitre IV

Dans ce chapitre, nous avons comparé expérimentalement des procédures psychophysiques permettant d'étudier l'éblouissement d'inconfort. Selon des critères de répétabilité, de biais expérimentaux, de difficulté et de durée, nous avons sélectionné trois procédures : la méthode des stimuli constants, la comparaison par paires et l'estimation de magnitude. Ces procédures seront toutes les trois utilisées pour la dernière expérimentation de ce travail de thèse (chapitre VI). Ainsi, des conclusions de jugements absolu et relatif seront obtenues, et l'utilisation de plusieurs procédures permettra de valider les résultats, comme conseillé dans la littérature sur l'évaluation de luminosité et de l'éblouissement d'inconfort [CIE-212 2014; Fotios 2018].

Nous avons écarté certaines procédures mais nous rappelons qu'il est possible d'utiliser des procédures soumises à des biais expérimentaux : il est alors important de considérer ces biais pour les anticiper et les contrer (présenter des ancres haute et basse, présenter les stimuli avec une même étendue d'ajustement,…). Ces procédures soumises aux biais expérimentaux permettent d'approcher rapidement des ordres de grandeurs, ce qui peut être un avantage ou un inconvénient en fonction de la précision recherchée par une étude.

Enfin, la majorité des procédures concluent que le stimulus HighMel est plus inconfortable que le stimulus LowMel, mais d'autres concluent que la différence de ressenti d'inconfort entre ces deux stimuli n'est pas significative. La significativité de l'influence spectrale est donc toujours questionnée à la fin de ce chapitre, et continuera d'être étudiée dans les chapitres suivants.

V. Méthodologie : Etudes d'outils de mesures physiologiques

Dans ce chapitre, nous nous intéressons aux relevés physiologiques et étudions leur utilisation comme outils de caractérisation de l'éblouissement d'inconfort.

Cette partie s'appuie sur le travail présenté dans les articles suivants [Iodice et al. 2017b; Iodice et al. 2019b].

V.1 Etude bibliographique : mesures physiologiques pour caractériser l'éblouissement d'inconfort

Dans la littérature, les techniques physiologiques sont beaucoup moins employées que les procédures psychophysiques pour étudier l'éblouissement d'inconfort. Nous détaillons dans la partie suivante ces différentes techniques.

V.1.1 Pupillométrie et suivi de regard

La pupillométrie (*pupillometry*) a probablement été la première mesure physiologique utilisée pour étudier l'éblouissement d'inconfort. En effet, Hopkinson détaille que Stiles et Crawford ont commencé à mesurer des variations de diamètre pupillaire sous différentes conditions d'éblouissement dans les années 1930 [Hopkinson 1956]. Des photographies permettaient alors d'estimer les dimensions des pupilles. De nos jours, les variations de taille pupillaire peuvent être obtenues via des pupillomètres infrarouges [Larson and Behrends 2015] ou des *eye-trackers* [Lin et al. 2015] (couplage d'un éclairage et d'une caméra infrarouges, aussi appelés oculomètres en français). Ces derniers, en plus de mesurer la taille pupillaire, permettent de suivre le regard du participant.

En 1956, Hopkinson indiquait qu'il n'y avait aucun lien entre la sensation de l'éblouissement d'inconfort et la mesure de diamètre pupillaire absolu car ce dernier est influencé par la quantité de lumière globale arrivant au niveau de l'œil, quel que soit l'inconfort ressenti. L'inconfort serait plutôt causé par les actions opposées des muscles dilatateur et sphincter de l'iris, qui tentent d'ajuster la pupille aux exigences conflictuelles de la rétine simultanément exposée à une source éblouissante forte et à un éclairement de fond faible. A la même époque Fry *et al.* ont étudié la relation entre les fluctuations de la taille pupillaire et l'éblouissement d'inconfort et ont conclu que l'éblouissement d'inconfort est relié à l'hippus pupillaire (agitation pupillaire) [Fugate and Fry 1956; Fry and King 1975]. Ils précisaient que l'élément à prendre en compte était le changement de taille pupillaire entre la situation de référence et la situation éblouissante où une source est ajoutée à l'éclairage de référence (étude relative du diamètre pupillaire). Ces résultats sont donc compatibles avec l'affirmation d'Hopkinson selon laquelle le diamètre absolu de la pupille est régi par l'éclairage global [Fry 1991]. Ce n'est que plus tard, en 1993, que Howarth *et al.* ont contredit les études de Fry *et al.* en indiquant que l'éblouissement d'inconfort n'est pas relié à l'hippus pupillaire, mais que ses mécanismes impliqueraient plutôt les voies visuelles partant de la rétine et aboutissant aux centres de douleur corticaux [Howarth et al. 1993]. Il s'agirait selon eux d'une fonction protectrice permettant d'éviter des dommages à la rétine, dont la voie, pour des raisons d'efficacité, n'aurait pas à passer par l'iris (elle se propagerait directement de la rétine aux centres de douleur). Cependant, Stringham *et al.* ont récemment utilisé la technique de mesure pupillaire et l'ont qualifiée de compatible avec une échelle

de notation de l'éblouissement d'inconfort (échelle d'analogie visuelle) [Stringham et al. 2011]. D'autres études récentes sur l'éblouissement d'inconfort s'appuient sur des relevés de diamètre pupillaire [Zhu et al. 2013; Lin et al. 2015; Tyukhova and Waters 2018]. Il s'agit de la méthode la plus utilisée dans la littérature parmi les techniques physiologiques. La variation de la taille de pupille est intéressante à prendre en compte non seulement pour la mesure de l'éblouissement d'inconfort mais aussi pour sa modélisation : nous pouvons citer notamment une étude de Scheir *et al.* [Scheir et al. 2017] proposant un modèle de l'éblouissement d'inconfort dont un des paramètres est la taille pupillaire calculée à partir d'un modèle [Barten 1999] (de nombreux modèles de constriction pupillaire ont été développés, ils sont synthétisés dans l'article de Watson et Yellott [Watson and Yellott 2012]).

Rappelons que dans ce travail de thèse nous nous intéressons notamment à l'influence des CGRips sur l'éblouissement d'inconfort. Or les CGRips pilotent le réflexe pupillaire à la lumière (voir partie I.1.2). Il semble donc pertinent d'étudier le lien entre le diamètre pupillaire et l'éblouissement d'inconfort.

Une autre approche s'appuyant sur l'étude de l'œil du participant consiste à enregistrer la position de son regard à l'aide d'un outil d'*eyetracking*. Cette technique fondée sur le suivi de regard (*gaze-driven method*) a pour but d'étudier la relation entre l'éblouissement d'inconfort et la direction du regard et d'élaborer des cartes de luminance centrées sur les points précis du regard : ce processus permet de considérer une position dynamique de la source éblouissante et ainsi de calculer des indices d'éblouissement adaptés à la position du regard, de calculer des statistiques de position du regard et d'observer des stratégies d'évitement. Dans la littérature, le comportement dynamique du regard est aussi utilisé pour analyser la réaction des participants lorsqu'ils sont soumis à des conditions éblouissantes [Sarey Khanie, Mandana 2015; Sarey Khanie et al. 2016].

Nous pouvons ajouter qu'une nouvelle mesure de l'éblouissement d'inconfort, basée sur le degré d'ouverture de l'œil (hauteur de paupière lors d'un stimulus éblouissant par rapport à une hauteur de paupière maximale), a récemment été proposée par Yamin Garreton *et al.* [Yamin Garretón et al. 2015].

V.1.2 Electromyographie

L'électromyographie (*electromyography*, EMG) étudie les propriétés mécaniques des muscles au repos et en contraction, en mesurant l'intensité de l'activité électrique dans ces muscles [Reilly and Lee 2010]. L'utilisation de cette mesure physiologique pour étudier l'éblouissement d'inconfort prend comme hypothèse que la sensation d'inconfort entraîne une réponse aversive à l'éblouissement, sous la forme d'une contraction involontaire des muscles autour de l'œil. Quelques études ont validé la fiabilité de l'EMG de muscles faciaux comme indicateur de l'éblouissement d'inconfort (deux électrodes proches de l'œil et une électrode comme terre) [Berman et al. 1994; Murray et al. 2002]. Cette mesure physiologique a ensuite été utilisée dans des études d'éblouissement d'inconfort et de photophobie [Berman et al. 1996; Stringham et al. 2003; Stringham et al. 2004; Wenzel et al. 2006; Plainis et al. 2006]. Les niveaux de luminance de fond étaient majoritairement scotopiques ou mésopiques (obscurité, luminances de fond de 0.1, 0.5, 5, ou 12 cd/m²). De plus, les stimuli éblouissants étaient majoritairement des stimuli localisés (1°, 2°, 6° ou 8,2°) excepté pour quelques études où ils couvraient une part importante du champ visuel, jusqu'à 30° [Berman et al. 1996; Stringham et al. 2004] (configuration d'éblouissement rappelant le *dazzling glare* défini dans la partie I.3.1). Précisons que la méthode d'analyse des relevés EMG n'est pas identique selon les équipes de

recherche (transformées de Fourier rapides - *Fast Fourier Transforms FFT* - calculées sur différentes gammes de fréquences, « *criterion squinting threshold* » - seuil de plissement des yeux, *etc.*).

V.1.3 Electrooculographie, electroencephalographie et electrocardiographie

Trois autres techniques basées sur des relevés de potentiels électriques peuvent être utilisées pour étudier l'éblouissement d'inconfort car ce sont des marqueurs de gêne, mais elles sont peu référencées dans la littérature.

L'électrooculographie (*electrooculography*, EOG) mesure les variations de position de l'œil. Cette technique se base sur la différence de potentiel existant entre l'avant et l'arrière de l'œil [Reilly and Lee 2010]. Comme l'enregistrement EMG, l'EOG nécessite deux électrodes proches des yeux et une électrode comme masse [Lin et al. 2015].

L'imagerie cérébrale (*brain imaging*) ou l'électroencéphalographie (e*lectroencephalography*, EEG) ont été très peu utilisées jusqu'à maintenant pour étudier l'éblouissement d'inconfort [Bargary et al. 2015a], mais d'autres études en éclairage ont exploité ces techniques [Küller and Wetterberg 1993; Hung et al. 2017]. L'EEG et l'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle (IRMf, *functional Magnetic Resonance Imaging, fMRI*) sont les principales techniques non-invasives d'observation de la physiologie du cerveau, avec la magnétoencéphalographie (enregistrement des variations de champ magnétique à la surface du crâne provoquées par l'activité électrique générée par certains neurones) [Grandchamp 2012]. Précisons que l'EEG mesure les variations de potentiels électriques des neurones proches de la surface du crâne, tandis que l'IRMf mesure des variations métaboliques (variation de flux sanguins liée à l'augmentation d'oxygénation des zones cérébrales dont l'activité croît) et permet de mesurer des activations dans les zones corticales situées en profondeur [Grandchamp 2012]. De plus, nous pouvons citer les travaux d'Arnold Wilkins sur l'inconfort provoqué par les scènes visuelles, même si l'éblouissement d'inconfort n'y est pas directement ciblé [Wilkins 2016]. Au cours de ces travaux visant à déterminer les facteurs qui provoquent de l'inconfort (papillotement, désorganisation spatiale d'une image, *etc.*), Wilkins s'appuie notamment sur des études utilisant des mesures physiologiques comme l'IRMf et la spectroscopie proche infrarouge (mesure de l'activité cérébrale à partir des variations du taux d'oxygénation du sang, comme pour l'IRMf, basée sur la réflexion et l'absorption de lumière infrarouge émise à la surface du crâne).

De même, la mesure du rythme cardiaque, relevée par électrocardiographie (*electrocardiography*, ECG), n'est quasiment pas présente dans la littérature sur l'éblouissement d'inconfort [Belkic 1986], mais est utilisée dans quelques études sur l'éclairage [Scheer et al. 1999; Dumortier et al. 2017].

Les outils de mesure physiologique donnent accès à une mesure quantitative des effets de l'éblouissement d'inconfort. Cependant, remarquons que les conditions environnementales des études utilisant ces outils s'éloignent des conditions classiques d'éclairage intérieur. Ainsi, la plupart de celles-ci situent la scène visuelle dans la pénombre (contraste fort entre la source éblouissante et l'environnement visuel). Cela permet d'étudier le phénomène pour chercher à expliquer les mécanismes physiologiques qui le causent. Cela permet aussi d'obtenir des conclusions applicables à l'éclairage extérieur en conditions scotopiques ou mésopiques. Par contre, les conclusions ne sont pas applicables à un environnement d'éclairage intérieur. Ainsi, nous pouvons nous demander si les gradients de lumière requis pour observer une réponse physiologique différente sont représentatifs des conditions d'éclairage classiques. En effet, le but de notre travail de thèse est de sélectionner des outils permettant d'étudier l'éblouissement d'inconfort en situations classiques d'éclairage intérieur.

C'est selon cette approche que les mesures physiologiques seront comparées dans ce chapitre, comme marqueurs de l'éblouissement d'inconfort. Ainsi, les conditions d'éblouissement ne seront pas extrêmes car représentatives de l'éblouissement d'inconfort causé par une source artificielle à l'intérieur d'un bâtiment (environnement photopique et source excentrée).

V.2 Sélection des mesures physiologiques et description de leur utilisation

Cette expérimentation s'intéresse à l'influence de l'éblouissement d'inconfort sur les relevés physiologiques, pour déterminer si certaines mesures physiologiques peuvent être utilisées comme marqueurs de l'éblouissement d'inconfort. Le principe de cette expérimentation est de présenter au participant différentes conditions lumineuses, dont certaines gênantes, et d'étudier les relevés physiologiques obtenus pour observer toute modification se produisant en fonction de l'éclairage. La cause de cette modification n'est pas questionnée dans cette expérimentation : ce peut être la présence du phénomène de l'éblouissement, tout comme le changement du stimulus lumineux. Cependant, la première étape est d'observer si une de ces mesures permet de relever une modification physiologique face aux stimuli présentés, et si c'est le cas, continuer par la suite à l'utiliser pour explorer le lien entre l'éblouissement d'inconfort et les relevés physiologiques. Nous pouvons citer l'étude récente de Wieland *et al.* [Wieland et al. 2017] qui ont observé l'influence de stimuli lumineux sur des relevés physiologiques comme le rythme cardiaque, le diamètre pupillaire et l'EEG mais sans se focaliser sur l'éblouissement d'inconfort. En effet, cette étude a tenté un rapprochement entre les outils médicaux et la recherche en éclairage, ce qui rejoint l'approche développée dans ce chapitre.

Suite aux études référencées dans la partie précédente de ce chapitre et après avoir réalisé quelques tests, nous avons décidé de nous focaliser sur quatre méthodes de relevés physiologiques :

- la pupillométrie infra-rouge (diamètre pupillaire)
- l'électrocardiographie (rythme cardiaque, ECG)
- l'électromyographie (contraction musculaire, EMG)
- l'électroencéphalographie (activité cérébrale, EEG)

Celles-ci ont été sélectionnées pour leur facilité en termes de mise en œuvre (matériel portatif, rapide à installer et ne nécessitant pas un déplacement du sujet dans un lieu médical) et d'interprétation (analyses sous Matlab). Un apprentissage de ces outils de mesure et de leurs méthodes d'analyse a été nécessaire avant leur utilisation.

Nous détaillons dans les paragraphes suivants les outils de mesure physiologique correspondants.

L'eyetracker *ViewPoint* (*Arrington Research Inc.*) est un système binoculaire à mesure infrarouge. Il permet de mesurer l'évolution continue du diamètre pupillaire et la direction du regard (Figure 76, à gauche). Un logiciel d'acquisition relève ces données, la transmission étant effectuée par câblage (exemple d'interface à la Figure 76, à droite). Cet outil a été utilisé pour mesurer les données de variation pupillaire, à un taux d'échantillonnage de 60 Hz.

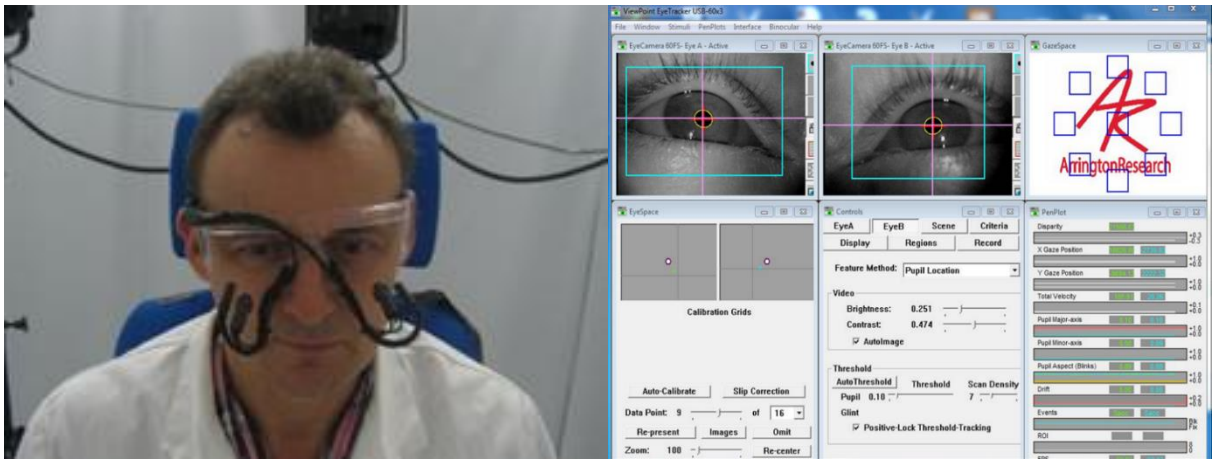


Figure 76 - Illustration du dispositif de pupillométrie et interface du logiciel d'acquisition de l'eyetracker ViewPoint

Le dispositif de mesure du rythme cardiaque MESI RF-ECG (*Medical Electronic Science Institute Co., Ltd*) a été utilisé avec un patch adhésif regroupant deux électrodes, à positionner sur le torse (Figure 77). Directement accroché au patch, ce dispositif relève les différences de potentiel entre les deux électrodes et transmet les signaux à un logiciel d'acquisition via une communication sans fil *Bluetooth* (exemple d'interface Figure 78). Ce dispositif permet de mesurer le rythme cardiaque de façon continue, à un taux d'échantillonnage de 252.08 Hz. Ce capteur est aussi muni d'un accéléromètre permettant de relever les déplacements du porteur dans les trois directions de l'espace.

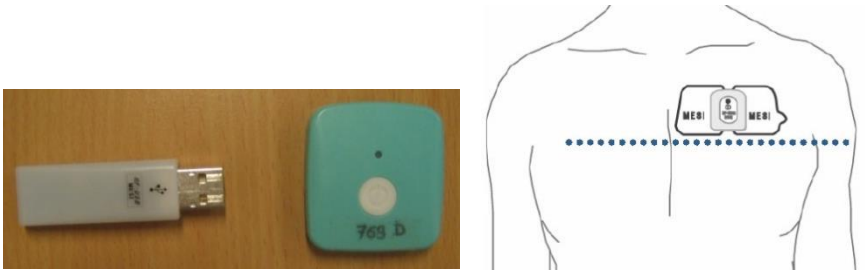


Figure 77 – Illustration du dispositif ECG



Figure 78 - Interface du logiciel d'acquisition du dispositif ECG

Le dispositif de mesure EEG *Vitaport-4 digital recorder* (*TEMEC Instruments*) a été utilisé pour relever des signaux EMG, à un taux d'échantillonnage de 256 Hz (transmission par câblage). Bien que nous n'ayons utilisé ce dispositif que pour un relevé EMG, il peut aussi mesurer des signaux ECG, EOG et

EEG. Dans le but de mesurer la contraction musculaire au niveau de l'œil du participant, deux électrodes étaient placées proche de l'œil gauche (plissure de l'œil), à environ 1 cm d'écart, et deux électrodes (argent/chlorure) étaient placées sur le front comme référence et terre, comme illustré par la Figure 79. Un logiciel d'acquisition relève les données EMG de chaque électrode (exemple d'interface Figure 79). Le signal de l'électrode de référence était soustrait à chacun des signaux mesurés proches de l'œil. Puis, la mesure EMG était obtenue en soustrayant les deux signaux obtenus entre eux. Pour chaque participant, les impédances des électrodes étaient proches (écart-type de 0.2 à 2.0 kOhm) et leur moyenne inférieure à 15 kOhm.

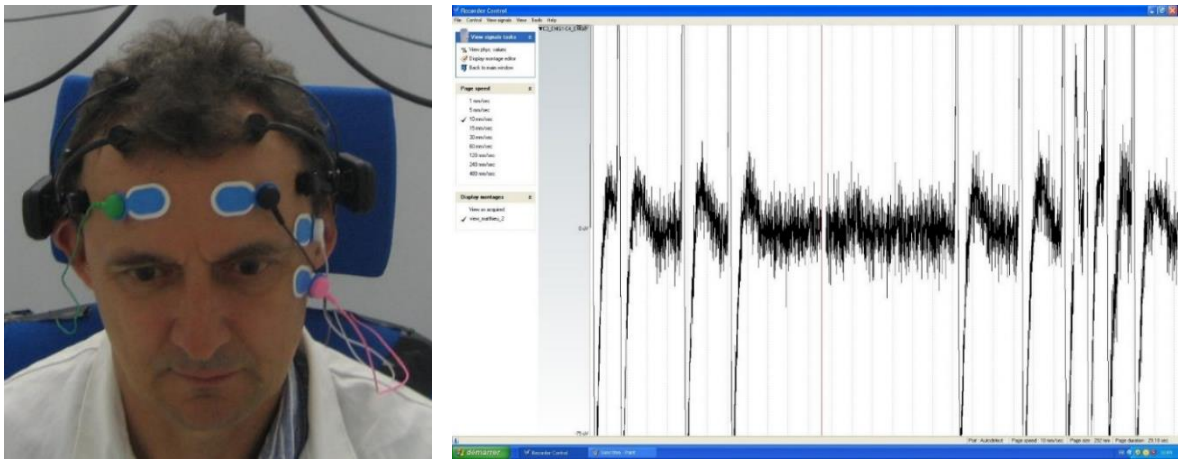


Figure 79 - Illustration du dispositif EMG (électrodes bleues) et interface du logiciel d'acquisition du dispositif Vitaport-4

Le casque Epoc+ (*Emotiv,* Figure 80) réalise des relevés EEG en 14 localisations du crâne, indiquées en vert dans la Figure 81. L'avantage de ce casque EEG est que son utilisation est simple, tout en garantissant une qualité de mesure satisfaisante [Ekanayake 2010] : les électrodes sont composées de tampons imbibés d'une solution saline et les données sont recueillies via une transmission *Bluetooth*. Les électrodes sont appelées AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, et symétriquement AF4, F8, F4, FC6, T8, P8, et O2 (F = frontal, T = temporal, P = pariétal, O = occipital ; numéros pairs couvrant l'hémisphère droit, numéros impairs couvrant l'hémisphère gauche). A ces 14 électrodes s'ajoutent deux électrodes de référence. La répartition spatiale des électrodes du casque Emotiv apporte l'avantage de couvrir différentes zones du crâne sans se restreindre à une localisation précise. Un logiciel d'acquisition (*TestBench*) permet de relever les données EEG brutes (exemple d'interface Figure 82). Ce dispositif permet de mesurer des électroencéphalogrammes de façon continue, à un taux d'échantillonnage de 128 Hz.



Figure 80 - Illustrations du dispositif EEG (source de l'illustration de gauche : https://www.emotiv.com/epoc/)

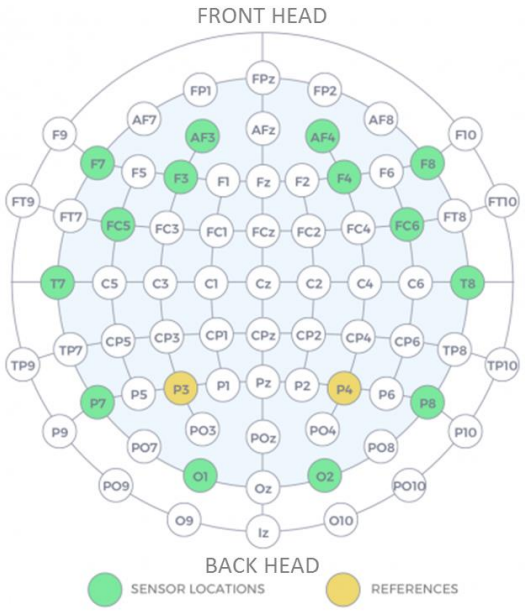


Figure 81 - Localisations des électrodes du casque Epoc+, en vert et jaune, repérées sur le référentiel 10/10 défini par l'American Electroencephalographic Society [AES 1994]
(source : https://www.emotiv.com/epoc/)

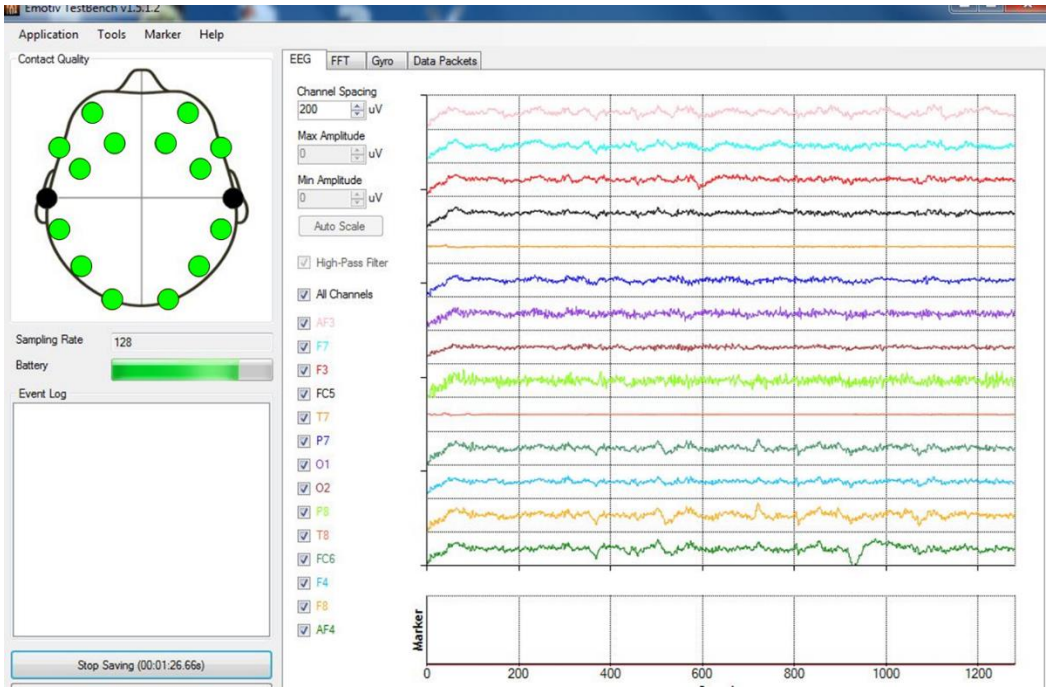


Figure 82 - Interface du logiciel d'acquisition du casque Epoc+

V.3 Installation expérimentale et stimuli

Cette expérimentation s'est déroulée dans la salle octogonale (voir partie II.1.3.2). La luminance du fond était fixée à 20 cd/m² au niveau de la cible de fixation (calculée pour l'observateur fondamental CIE 10° 2015). Cette scène visuelle à luminance constante correspond au stimulus appelé « Reference » dans la suite de ce chapitre. Il était utilisé comme éclairage d'adaptation entre les stimuli. Le stimulus éblouissant était un disque lumineux (de rayon 5 cm) dont la distribution spectrale et l'intensité pouvaient être ajustées.

Deux stimuli LowMel et HighMel ont été présentés dans cette expérimentation à des niveaux très élevés, produisant un éblouissement d'inconfort certain (luminances fondamentales de la source respectivement de 147728 et 148769 cd/m², mesurées au niveau de l'œil du participant). Ces deux stimuli étaient métamères (mêmes coordonnées trichromatiques selon l'observateur fondamental CIE 10° 2015) et excitaient différemment les CGRips, comme cela est illustré dans le Tableau 59. Celui-ci présente les radiances alpha-opiques des stimuli pour une luminance fondamentale unitaire ; les radiances correspondant aux niveaux des stimuli s'obtiennent en multipliant ces radiances par les luminances fondamentales des stimuli, 147728 cd/m² pour LowMel et 148769 cd/m² pour HighMel. Leurs distributions spectrales étaient identiques à celles des stimuli LowMel et HighMel du chapitre IV. Le Tableau 60 détaille les caractéristiques colorimétriques de ces stimuli. La Figure 83 représente leurs radiances spectrales, mesurées au niveau de l'œil du participant.

	α-opic radiance [W/(m².sr)]				
	S-cone-opic	M-cone-opic	L-cone-opic	rhodopic	melanopic
LowMel	5,26E-04	1,23E-03	1,49E-03	9,26E-04	7,33E-04
HighMel	5,25E-04	1,23E-03	1,49E-03	1,39E-03	1,34E-03

Tableau 59 - Radiances alpha-opiques des stimuli LowMel et HighMel à luminance fondamentale unitaire d'après le standard S026 de la CIE [CIE ; 2018] (mesures au niveau de l'œil du participant)

	$x_{F,10}$	$y_{F,10}$	x	y	T_{cp}	R_f	R_g
LowMel	0,360	0,361	0,353	0,374	4811 K	72	95
HighMel	0,362	0,361	0,364	0,337	4194 K	56	97

Tableau 60 - Caractéristiques colorimétriques des stimuli LowMel et HighMel

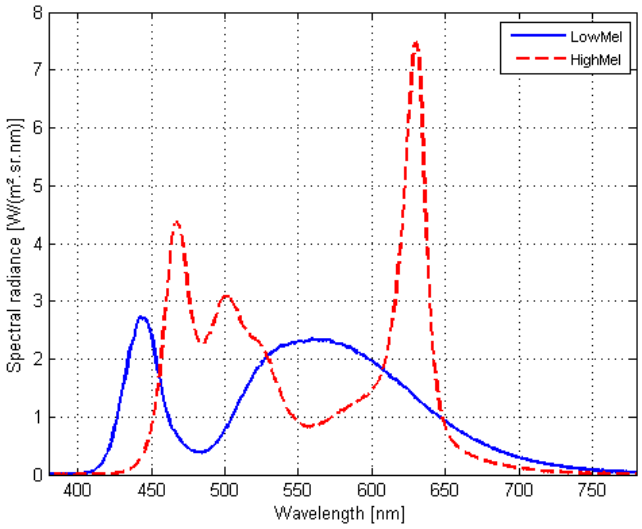


Figure 83 - Radiances spectrales des stimuli LowMel et HighMel (mesurées au niveau de l'œil du participant)

Deux stimuli supplémentaires ont été présentés dans cette expérimentation, pour étudier les variations extrêmes du diamètre pupillaire. Le stimulus « Dark » correspond à une ambiance d'obscurité. Le stimulus « HighLight » correspond à un éclairage de fond produit par les projecteurs à puissance maximale, pour un éclairement vertical mesuré au niveau de l'œil du participant de 590 lux (T_{cp} = 5580 K; R_f = 84; R_g = 109). La Figure 84 représente les éclairements énergétiques verticaux spectraux des stimuli Reference et HighLight, mesurés au niveau de l'œil du participant.

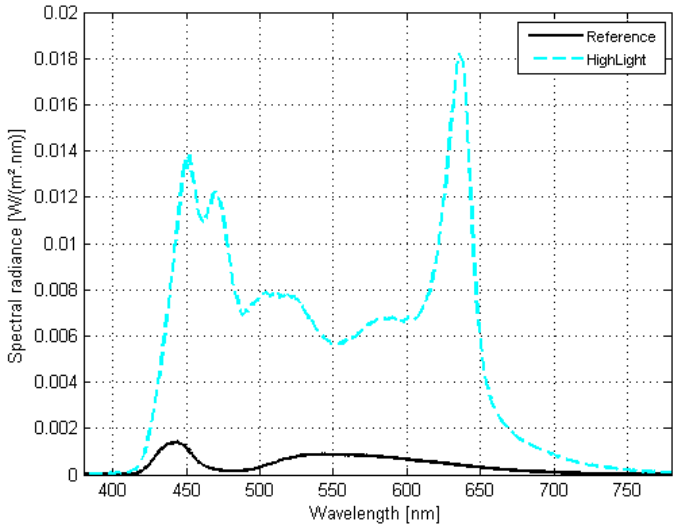


Figure 84 - Eclairements énergétiques spectraux des stimuli Reference et HighLight (mesurés au niveau de l'œil du participant)

Les éclairements énergétiques spectraux ont été mesurés au spectroradiomètre, puis les éclairements correspondants ont été calculés pour l'observateur fondamental CIE 10° 2015. Les valeurs des éclairements verticaux au niveau de l'œil du participant, et des éclairements horizontaux à 0.80 m de hauteur (plan utile) sont détaillées dans le Tableau 61 pour chaque stimulus.

	Eclairement vertical à l'œil [lux]	Eclairement horizontal sur le plan utile [lux]
Référence	55	102
LowMel	529	319
HighMel	522	317
HighLight	590	1078
Dark	0	0

Tableau 61 - Eclairements verticaux mesurés au niveau de l'œil du participant et éclairements horizontaux à hauteur du plan utile (0.80m)

Deux stimuli sonores étaient aussi diffusés : un enregistrement apaisant de vagues de mer, appelé Relaxing et un enregistrement très bruyant de bruits de chantiers, appelé Stressing. L'ambiance visuelle pendant la diffusion de ces deux stimuli sonores était celle du stimulus Reference. Les niveaux de bruit moyens des stimuli Relaxing et Stressing étaient respectivement de 30 et 58 dB(A), mesurés avec un sonomètre *01dB*.

V.4 Protocole

Le participant ne pouvant porter tous les outils de mesure physiologique simultanément (recouvrement des dispositifs), nous avons divisé l'expérimentation en deux sessions :

- Session 1 : EMG, EEG et ECG ;
- Session 2 : diamètre pupillaire et ECG.

Les deux sessions ont été réalisées dans le même ordre pour l'ensemble des participants. Toutes les explications étaient répétées de façon identique lors de la deuxième session. Les deux sessions étaient distantes de 2 à 10 jours selon les participants.

Après avoir accueilli le participant, sa vision des couleurs était vérifiée avec un test réduit d'Ishihara à six planches sous lumière naturelle [Ishihara 1917]. Il était succinctement expliqué au participant qu'après la mise en place de dispositifs de relevés physiologiques, il allait s'asseoir dans un environnement neutre et il verrait différentes conditions lumineuses (durant deux à trois minutes chacune). Les explications étaient lues pour présenter l'expérimentation exactement de la même façon à l'ensemble des participants. Le participant signait un formulaire de consentement (exemple en annexe C). Le cas échéant, ses lunettes étaient nettoyées. Le dispositif ECG était installé, puis la réception du signal ECG était vérifiée (lors des deux sessions). Le participant revêtait ensuite une blouse blanche pour éviter une potentielle influence de la couleur des vêtements sur les réflexions multiples de l'éclairage du fond, ou sur son champ visuel. Il était accompagné dans la salle octogonale, éclairée par l'éclairage de référence (carte de luminance à la Figure 37). La hauteur du fauteuil était réglée pour obtenir une hauteur d'yeux à 1.20 m. Puis il était expliqué au participant qu'il n'aurait rien à faire pendant toute l'expérimentation, si ce n'est de rester calmement dans son fauteuil en s'imaginant en situation de travail pendant que les signaux physiologiques seraient relevés. Il était précisé qu'il ne devait pas bouger pendant l'expérimentation, mais qu'il pouvait cligner des yeux naturellement. Il lui était aussi demandé de ne parler que si nécessaire pour éviter de bruiter les relevés. Le participant était prévenu que des scènes visuelles variées seraient présentées (sans que l'instant du passage d'une scène à une autre soit indiqué, pour ne pas influencer sa réaction), allant de l'obscurité à des scènes plus éclairées, avec notamment deux éclairages où la source située en face de lui serait relativement gênante. Il était précisé au participant de fixer son regard sur la cible centrale et de ne surtout pas regarder la source lorsqu'elle s'allume. Les différentes situations d'éclairage étaient ensuite succinctement montrées. Puis il était précisé que la séquence de stimuli se terminerait par deux stimuli sonores durant deux minutes chacun. Les électrodes EMG et le casque EEG étaient ensuite installés lors de la première session expérimentale. L'eyetracker était installé lors de la deuxième session expérimentale. La bonne réception des signaux était vérifiée. De plus, il était demandé au participant de regarder successivement en haut et en bas (trois fois), puis de cligner des yeux vingt fois (une fois par seconde), pour vérifier que les mouvements oculaires et musculaires correspondants se retrouvaient dans le signal EMG mesuré.

L'expérimentation se déroulait une fois les dispositifs mis en place. La séquence des stimuli était quasiment identique pour les deux sessions expérimentales (Figure 85). La seule différence concernait le premier stimulus (dans l'obscurité) : trois minutes où le participant devait fermer ses yeux pour la première session ; cinq minutes où le participant devait garder ses yeux ouverts pour la deuxième session. En effet, nous souhaitions observer deux références physiologiques : une réaction d'arrêt de Berger [Berger 1969] (augmentation des ondes EEG alpha lorsque le participant ferme les yeux) dans le premier cas ; une dilatation quasi-maximale du diamètre pupillaire dans le second cas. L'ordre des deux stimuli éblouissants (LowMel et HighMel) et des deux stimuli sonores (Relaxing et Stressing) ont

été contrebalancés pour éviter une influence de l'ordre de présentation. La séquence de stimuli de l'expérimentation était la suivante :

- Stimulus « Dark » (trois minutes avec yeux fermés pour session 1 ou cinq minutes avec yeux ouverts pour session 2)
- Stimulus « Reference » (trois minutes)
- Stimulus « HighMel » ou « LowMel » (trois minutes)
- Stimulus « Reference » (trois minutes)
- Stimulus « LowMel » ou « HighMel » (trois minutes)
- Stimulus « Reference » (trois minutes)
- Stimulus « HighLight » (deux minutes)
- Stimulus « Stressing » ou « Relaxing » (deux minutes)
- Stimulus « Relaxing » ou « Stressing » (deux minutes)

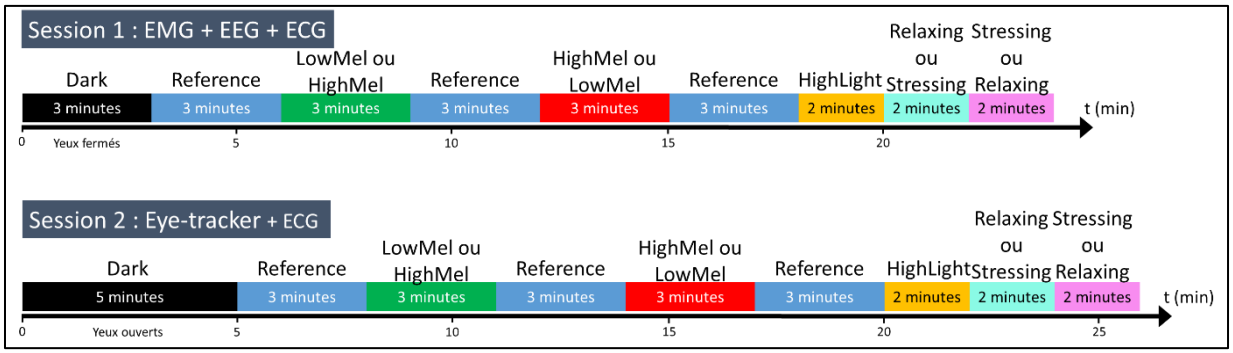


Figure 85 - Déroulé temporel des stimuli de l'expérimentation physiologique

Un programme développé en LabVIEW contrôlait le déroulement de l'expérimentation en pilotant les projecteurs et en réalisant la séquence de stimuli visuels et sonores (partie II.2.4). La durée totale de l'expérimentation était d'environ 2h30 (chaque session durant approximativement 1h15). Chaque relevé de données physiologiques était enregistré par un ordinateur dédié. Les relevés de données étaient ensuite synchronisés à l'aide de marqueurs temporels enregistrés par l'expérimentateur (sur les interfaces respectives pour chaque type de mesure) à des moments précis de l'expérimentation. De même, ces relevés étaient synchronisés ultérieurement avec le déroulé du programme LabVIEW pilotant les stimuli visuels et sonores.

Un rapide entretien était réalisé à l'issue de l'expérimentation, il portait sur le ressenti des participants face aux stimuli. Précisons que les participants n'étaient pas prévenus avant l'expérimentation qu'ils auraient à expliciter leurs ressentis des stimuli, pour ne pas influencer leur perception pendant l'expérimentation.

V.5 Traitement des données et résultats

Huit hommes se sont portés volontaires pour passer l'expérimentation, âgés de 21 à 55 ans avec une moyenne d'âge de 27.5 ans et un écart-type de 10.5 ans.

Le but de cette analyse était d'observer qualitativement la variation des relevés physiologiques pour chaque participant en fonction des différentes conditions d'éclairage. Ainsi, contrairement au chapitre IV, les résultats n'ont pas été analysés globalement sur l'ensemble de l'échantillon des participants, mais séparément pour chaque participant. Cette étude a une approche plus exploratoire que celle du

chapitre IV car, par rapport aux méthodes psychophysiques, beaucoup moins d'investigations sur les méthodes physiologiques sont disponibles dans la littérature sur l'éblouissement d'inconfort. Les parties suivantes résument les analyses effectuées pour chaque type de relevé physiologique.

V.5.1 Analyse de l'ECG

Les relevés de fréquence cardiaque ont été obtenus pour chaque participant à l'aide d'un algorithme développé par J. Hayano de *Nagoya City University Medical School*. L'algorithme détectait et comptait les pics R sur des périodes de 20 secondes (voir Figure 86), le nombre de pics sur 20 secondes était ensuite ramené à l'unité standard de battements par minute en étant multiplié par 3 (valeurs de la Figure 87). Ainsi était obtenue une mesure équivalente de battement par minute correspondant à chaque période de 20 secondes. Ces variations de rythme cardiaque, toutes les 20 secondes, étaient ensuite tracées (Figure 87) puis des moyennes de rythme cardiaque étaient ensuite calculées sur chaque période correspondant aux différents stimuli.

L'algorithme de J. Hayano a permis également de calculer sur des périodes de 20 secondes, le rapport d'amplitudes LFA/HFA du signal (*low frequency amplitude, high frequency amplitude*) [Malik et al. 1996]. Ce rapport a été utilisé pour observer si le changement des conditions lumineuses impactait la balance sympatho-vagale (marqueur de gêne et de stress) : en effet, l'augmentation du rapport LFA/HFA traduit une augmentation du stress. Les bandes de fréquences considérées pour le calcul des amplitudes étaient de 0.04-0.15 Hz (LFA) et de 0.15 Hz-0.45 Hz (HFA).



Figure 86 - Illustration d'intervalles R-R d'un relevé ECG

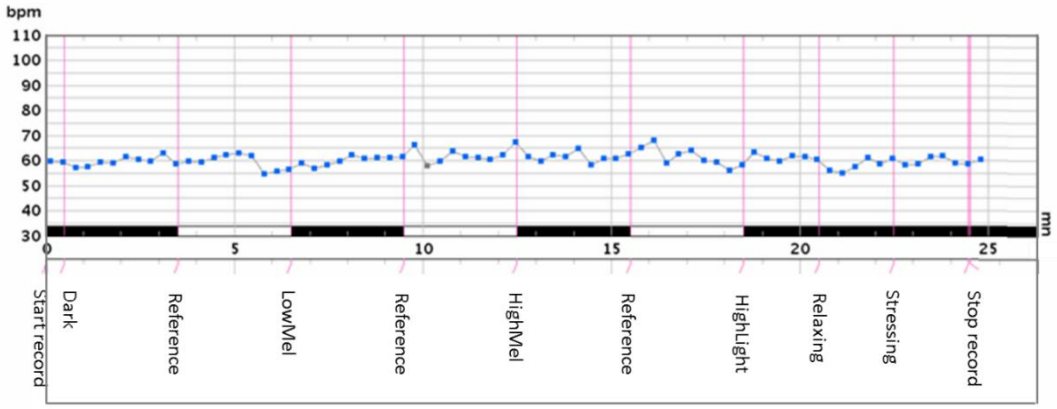


Figure 87 - Exemple de fréquence cardiaque d'un sujet (battements par minutes en fonction du temps)

Nous n'avons observé aucune influence du changement de condition visuelle sur les relevés de rythme cardiaque ou sur les moyennes de rythme cardiaque par stimulus. De même, nous avons conclu qu'aucune tendance ne se retrouvait dans les tracés LFA/HFA. Les deux sessions expérimentales ECG nous ont conduits aux mêmes conclusions.

V.5.2 Analyse de l'EEG

V.5.2.1 Introduction : l'analyse temps-fréquence des EEG[28]

Le signal de base d'un enregistrement EEG est le potentiel évoqué : il s'agit d'un « signal neuronal qui reflète l'activité électrique coordonnée d'un ensemble de neurones […] suite à la présentation d'un stimulus », ce signal étant enregistré à la surface du scalp [Grandchamp 2012]. En premier lieu, l'enregistrement de ce potentiel évoqué était répété, puis les signaux obtenus étaient moyennés, de façon à ne garder que l'influence du stimulus dans le relevé EEG (soustraction de l'activité aléatoire du cerveau, qui n'est pas causée par le stimulus). Ainsi, la variation temporelle du signal EEG mesuré était observée. Des méthodes d'analyse du signal EEG ont ensuite été développées en se basant sur le fait que l'EEG présente des caractéristiques oscillatoires périodiques plus ou moins transitoires, et qu'une décomposition fréquentielle du signal EEG est donc envisageable. Ainsi, il est possible d'observer l'évolution de cette décomposition spectrale en fonction du temps : l'augmentation ou la diminution de l'amplitude d'une oscillation associée à une bande de fréquence est alors appelée Perturbation Spectrale Liée à l'Evènement (*Event-Related Spectral Perturbation*, ERSP). L'analyse temps-fréquence ainsi définie revient à « appliquer l'analyse spectrale à chaque instant et permet ainsi d'observer les variations du contenu fréquentiel de l'EEG au cours du temps » [Grandchamp 2012]. Cette analyse se focalise ensuite sur ces données ERSP. Les valeurs ERSP sont visualisées sous la forme d'images en deux dimensions (temps en abscisse, fréquence en ordonnée) où les variations de puissance associées à chaque point temps-fréquence sont renseignées selon une magnitude de couleur (voir partie V.5.2.2).

Nous avons analysé les relevés EEG et EMG selon la méthode d'analyse temps-fréquence, calculant les ERSP du signal EEG, détaillée dans la thèse de Grandchamp supervisée par Delorme (équipe de recherche ayant participé au développement de l'environnement/*toolbox* EEGLAB que nous présenterons dans la partie suivante) [Grandchamp 2012].

V.5.2.2 Traitement du signal EEG

Tout d'abord, les relevés fournis par certaines électrodes ont été exclus de l'analyse. A chaque instant le casque EMOTIV indique une qualification de la qualité du signal reçu. Nous nous sommes basés sur cette information pour trier les relevés : toute électrode ayant une baisse de qualité de signal (quelle que soit la durée de cette baisse de qualité) a été rejetée. Le Tableau 62 précise le rejet des électrodes en fonction des sujets. La Figure 88 rappelle la position des électrodes sur le crâne.

[28] Cette partie s'appuie sur la thèse *Electroencéphalographie et Interfaces Cerveau-Machine: nouvelles méthodes pour étudier les états mentaux* de R. Grandchamp [Grandchamp 2012].

	Sujet 1	Sujet 2	Sujet 3	Sujet 4	Sujet 5	Sujet 6	Sujet 7	Sujet 8
AF3								
F7								
F3								
FC5								
T7								
P7								
O1								
O2								
P8								
T8								
FC6								
F4								
F8								
AF4								

Tableau 62 - Récapitulatif des électrodes sélectionnées (en vert) pour chaque participant (EEG)

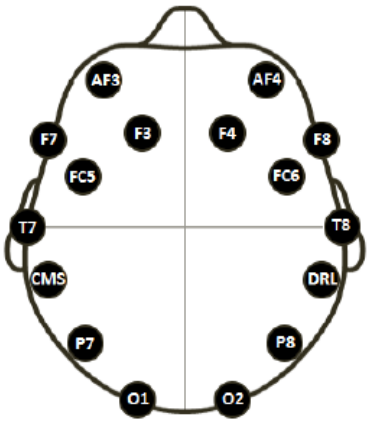


Figure 88 - Position des électrodes du casque EEG, dont les électrodes références CMS et DRL (source : Emotiv)

Les relevés EEG de chaque électrode ont été analysés à l'aide de la *toolbox* EEGLAB de Matlab (notamment la fonction *newtimef*). EEGLAB est un ensemble de fonctions Matlab développées dans le but d'analyser des relevés électrophysiologiques (EEG, EMG, *etc.*). En particulier, ces fonctions permettent de calculer la répartition fréquentielle des ERSP en fonction du temps d'après la méthode de la transformée de Fourier rapide (*Fast Fourier Transform,* FFT) ou celle des ondelettes (*wavelets*) [Meyer et al. 1987]. La répartition temps-fréquence des puissances de l'ERSP ont aussi été tracées à l'aide d'EEGLAB. Nous avons ensuite ajouté le séquençage temporel des stimuli à ces tracés (avec un programme Java). Les deux procédures de décomposition du signal temporel en puissances fréquentielles (FFT ou ondelettes) sont équivalentes [Bruns 2004]. Nous avons décidé d'utiliser la méthode des ondelettes car elle est particulièrement adaptée à l'analyse de signaux physiques présentant des variations rapides dans le temps et non infiniment périodiques [Meyer et al. 1987; Demaeyer et al. 2003] (en effet, le recours à la transformée de Fourier pour l'analyse d'un tel signal consiste à découper ce signal en « portions » puis à appliquer sur chaque portion une méthode destinée à analyser des signaux périodiques infinis). Le taux d'échantillonnage du casque EEG étant de 128 Hz, la fréquence maximale de décomposition fréquentielle du signal a été fixée à 64 Hz, pour respecter le théorème de Nyquist [Srinivasan et al. 1998].

L'ERSP peut être calculé en absolu ou en relatif par rapport au signal mesuré pendant une certaine période référence, appelée ligne de base (*baseline),* et correspondant souvent à la période pré-stimulus (ce peut aussi être l'ensemble du relevé expérimental) : l'activité de la période post-stimulus

est comparée à l'activité de la *baseline* par soustraction ou division sur chaque fréquence. Le but de la correction de *baseline* est d'éviter que l'activité à haute-fréquence soit masquée par l'activité à basse-fréquence (plus forte) [Grandchamp 2012]. Avec cette correction de *baseline*, les proportions entre les hautes et basses fréquences ne sont par contre plus celles du signal mesuré. EEGLAB permet de définir la présence ou l'absence d'une *baseline* pour l'analyse. Le modèle de correction de *baseline* utilisé dans notre étude est le modèle par défaut d'EEGLAB (modèle de gain, où la puissance à chaque point du domaine temps-fréquence est divisée par la puissance spectrale moyenne pour la fréquence considérée, calculée sur la période définie comme *baseline*). Nous avons pris comme *baseline* le premier stimulus référence, montré après le stimulus Dark. La Figure 89 et la Figure 90 illustrent des tracés ERSP, calculés sans ou avec *baseline*. Les unités des ERSP sans *baseline* ou avec *baseline* sont respectivement des $\mu V^2/Hz$ ou des % (pourcentage d'activité de *baseline*). La représentation des ERSP est logarithmique ($ERSP_{log}=10*\log_{10}(ERSP)$), d'où des unités respectives de $10*\log_{10}(\mu V^2/Hz)$ ou de dB [Grandchamp 2012]. Nous avons effectué notre analyse avec correction de *baseline* (affranchissement de la baisse de puissance dans les hautes fréquences) et sans correction de *baseline* (grandeurs absolues) pour comparer les deux approches. Les conclusions obtenues sont identiques. Pour des raisons de concision, les résultats détaillés dans ce manuscrit concernent les calculs effectués sans *baseline*.

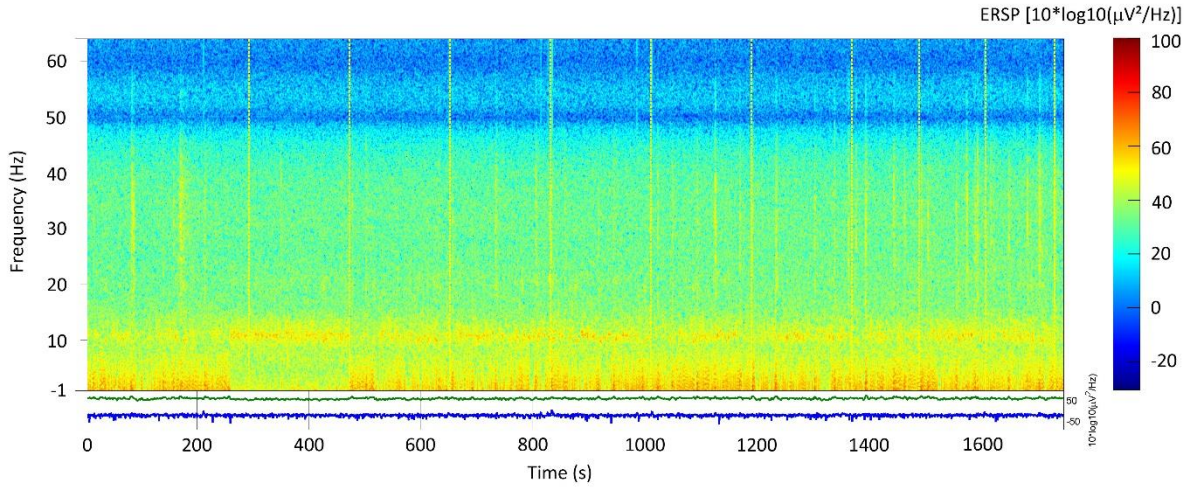


Figure 89 - Exemple de tracé ERSP pour l'EEG, sans baseline

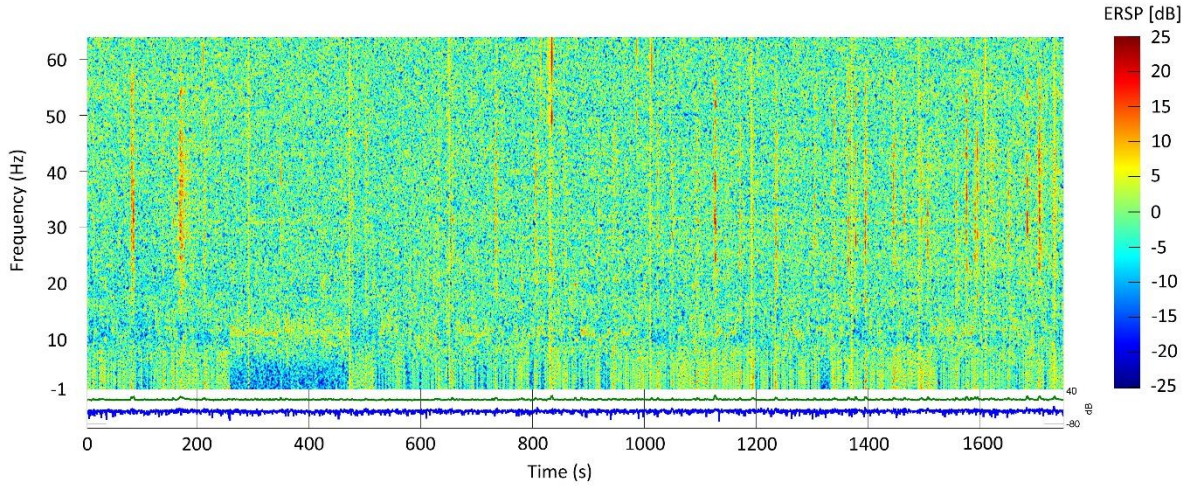


Figure 90 - Exemple de tracé ERSP pour l'EEG, avec baseline

Une telle analyse du signal permet ensuite de le décomposer sur plusieurs domaines fréquentiels de rythme cérébral [Grings and Dawson 1978; Stern et al. 2001] :

- la bande de fréquence Delta (0.5 – 4 Hz), correspondant au sommeil profond ;
- la bande de fréquence Thêta (4 – 7 Hz), correspondant notamment à la somnolence et à la mémorisation ;
- la bande de fréquence Alpha (8 – 12 Hz), correspondant à un état apaisé (mais éveillé), dont la puissance augmente lorsque les yeux sont fermés ;
- la bande de fréquence Bêta (12 – 30 Hz), correspondant à une activité intense, un état d'éveil conscient, et notamment à de la concentration ou de l'anxiété ;
- la bande de fréquence Gamma (30 Hz – 80/100 Hz), correspondant à un traitement cognitif élevé.

L'obtention de la décomposition fréquentielle des ERSP en fonction du temps apporte une première analyse globale pour chaque électrode. Cependant, la puissance des ERSP évoluant selon le temps et la fréquence, il est difficile de tirer des conclusions. Cette analyse s'est donc poursuivie par deux étapes où étaient observées :

- la puissance médiane associée à chaque fréquence calculée sur la durée de chaque stimulus, pour observer si un effet de l'éblouissement d'inconfort pouvait être mis en évidence sur une certaine bande de fréquences. Cette analyse est appelée « analyse fréquentielle » dans ce manuscrit.
- l'évolution dynamique de la puissance médiane associée à une bande spécifique de fréquences en fonction du temps et donc des différents stimuli. Cette analyse est appelée « analyse temporelle ».

Ces deux analyses fréquentielle et temporelle se sont basées sur des calculs réalisés à l'aide d'un programme Java et les tracés correspondants ont été réalisés sous Matlab ou Java.

Les relevés physiologiques obtenus présentent des artefacts. Les artefacts sont des variations du relevé mesuré par les électrodes qui ne sont pas causées par la physiologie mesurée. Il peut s'agir de clignements d'yeux (*blinks*) ou de perturbations environnementales comme un mouvement des câbles ou du participant, un claquement de porte, *etc.* Cette variation peut avoir une forte amplitude dans le relevé mesuré, ce qui entraîne une augmentation soudaine de la puissance de l'ERSP calculé par la suite.

En premier lieu nous avons observé dans les relevés la présence de perturbations (bruit) dues aux lignes électriques à 50 Hz sur toute la durée de l'expérimentation. Ce bruit était filtré par le logiciel d'acquisition du casque EEG et ne l'était pas par celui de l'EMG.

Outre ces perturbations classiques liées à l'alimentation électrique, les artefacts observés sur les répartitions temps-fréquence des signaux se départageaient en deux catégories (illustrées à la Figure 91) :

- des artefacts se produisant très ponctuellement sur l'ensemble des fréquences, correspondant aux mouvements de câbles et autres éléments externes ;

- des artefacts localisés sur la bande de fréquence inférieure à 7 Hz, se produisant sur l'ensemble du relevé, correspondant aux clignements d'yeux des participants [Cacioppo et al. 2016]. De plus, ces artefacts de clignements d'yeux ne se sont pas produits pendant la période où le participant avait les yeux fermés, ce qui vient confirmer leur nature (les clignements d'yeux observés avec la mesure EMG ont aussi confirmé cela, voir parties V.5.3.1 et V.5.4). Cela est aussi validé par la comparaison respective des électrodes frontales AF3 et AF4 aux électrodes

F3 et F4 (Figure 88) : les signaux EEG des deux électrodes sont très proches, mais les artefacts observés en-dessous de 7 Hz sont beaucoup plus présents pour les électrodes AF3 et AF4, localisées plus proches des yeux. Cela est cohérent avec l'étude de Berman *et al.* pour laquelle les signaux EMG étaient filtrés en-dessous de 10 Hz pour éliminer l'influence des clignements d'yeux [Berman et al. 1994].

Les ERSP correspondant aux fréquences en-dessous de 7 Hz étant très impactés par les artefacts de clignements d'yeux, ils ne seront pas considérés dans la suite de l'analyse. Aucune conclusion ne sera donc formulée concernant les domaines de fréquences Delta (0.5 Hz – 4 Hz) et Thêta (4 Hz – 7 Hz). De plus, la présence de bruit électrique a 50 Hz n'impactera pas les résultats, car les fréquences supérieures à 45 Hz ne seront pas considérées.

Nous n'avons pas filtré le signal correspondant aux fréquences au-dessus de 7 Hz pour enlever les artefacts, dans le but de garder l'ensemble du signal et d'éviter de filtrer de l'information de façon arbitraire. Ainsi, les artefacts restaient présents dans le signal, mais l'analyse qualitative a pris en compte leur nature d'artefacts.

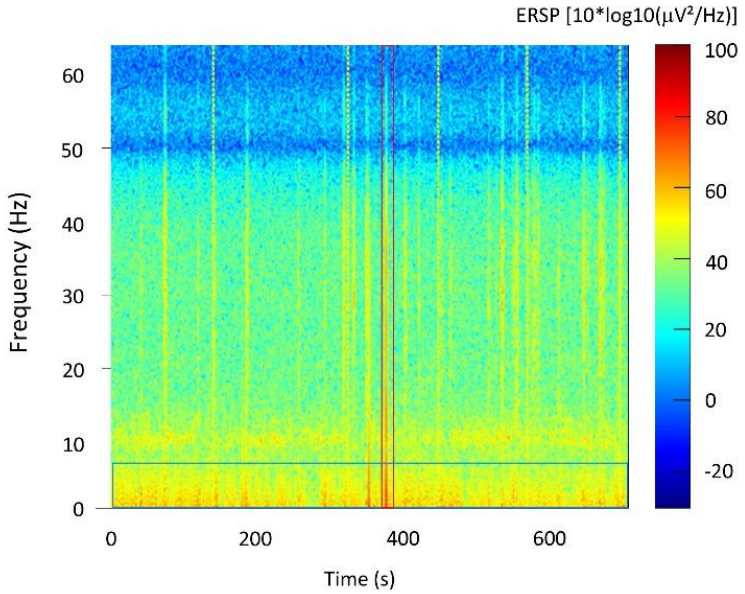


Figure 91 - Illustration des deux types d'artefacts mis en évidence sur les représentations temps-fréquence des ERSP (artefact impactant l'ensemble des fréquences ponctuellement, en rouge et artefacts localisés sur la bande de fréquence inférieure à 7 Hz, en bleu)

V.5.2.3 Analyse fréquentielle (sur la durée d'un stimulus)

Dans cette partie nous nous intéressons à la distribution fréquentielle de la puissance des ERSP, résumée sur chaque période de stimulus.

Les moyennes et médianes des puissances des ERSP ont été calculées sur chaque séquence. Les trois périodes des stimuli Reference ont été regroupées pour ces calculs. La distribution de ces puissances en fonction de la fréquence a ensuite été tracée. Il a été décidé de se focaliser sur les répartitions de médianes. En effet, le calcul de la moyenne est beaucoup plus sensible à la présence d'artefacts (qui entraînent une augmentation de la puissance de la moyenne) : en utilisant un calcul de médiane nous pouvons donc considérer que les artefacts se produisant sur l'ensemble du domaine fréquentiel pendant des instants brefs n'influencent pas cette analyse fréquentielle.

La Figure 92 et la Figure 93 montrent deux exemples de tracés correspondant à deux électrodes différentes (calculs sans *baseline;* valeur médiane sur la durée de chaque stimulus).

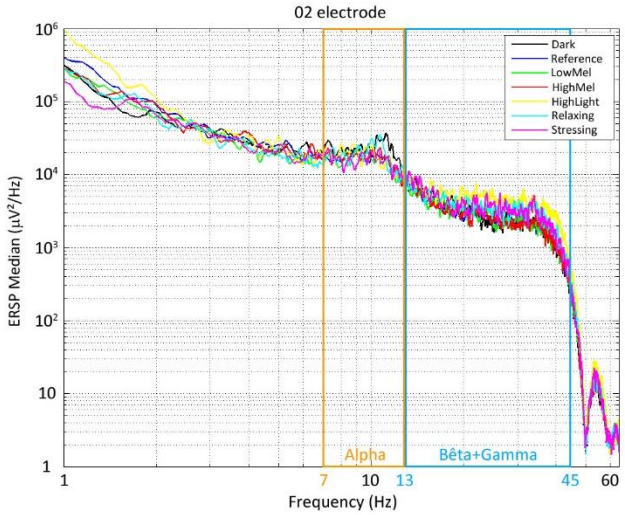


Figure 92 – Premier exemple de tracé ERSP fréquentiel (sans baseline)

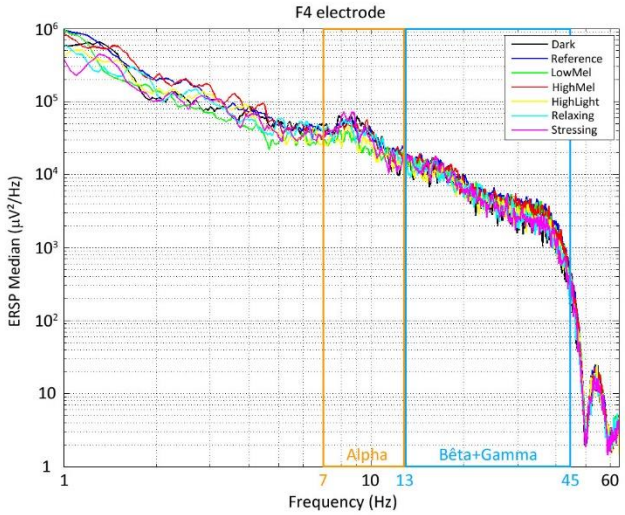


Figure 93 – Deuxième exemple de tracé ERSP fréquentiel (sans baseline)

Nous avons tout d'abord regardé, pour chacune des électrodes, si une baisse ou une hausse de puissance survenait en fonction des stimuli (par rapport aux stimuli Reference). Ce critère d'analyse était qualitatif (observation visuelle d'un détachement de certaines courbes par rapport aux autres) et non pas quantitatif (conclusion qui serait basée sur un seuil calculé à partir des données). Il s'agissait d'observer de façon globale si un domaine de fréquences était plus propice aux variations de puissances en fonction des stimuli visuels. Deux domaines de variation de puissance se sont détachés lors de l'observation des données : le domaine Alpha (entre 7 Hz et 13 Hz, en fonction des observateurs) et le domaine composé des domaines Bêta et Gamma (entre 13 Hz et 45 Hz, en fonction des observateurs). L'analyse des données s'est donc focalisée sur ces deux gammes de fréquences. Par exemple, il était conclu pour le relevé de la Figure 92 :

- une augmentation de puissance sur le domaine Alpha lors du stimulus Dark ;
- une légère augmentation sur le domaine Alpha lors du stimulus Relaxing ;
- une augmentation sur le domaine Bêta+Gamma lors des stimuli HighLight, Relaxing et Stressing.

Par contre, il était conclu qu'aucune variation de puissance ne se détachait pour un des stimuli en ce qui concerne le relevé de la Figure 93.

Le Tableau 63 récapitule les observations faites sur l'augmentation (vert) ou la diminution (rouge) de puissance en fonction des stimuli pour chaque observateur (la saturation des couleurs augmente avec la variation).

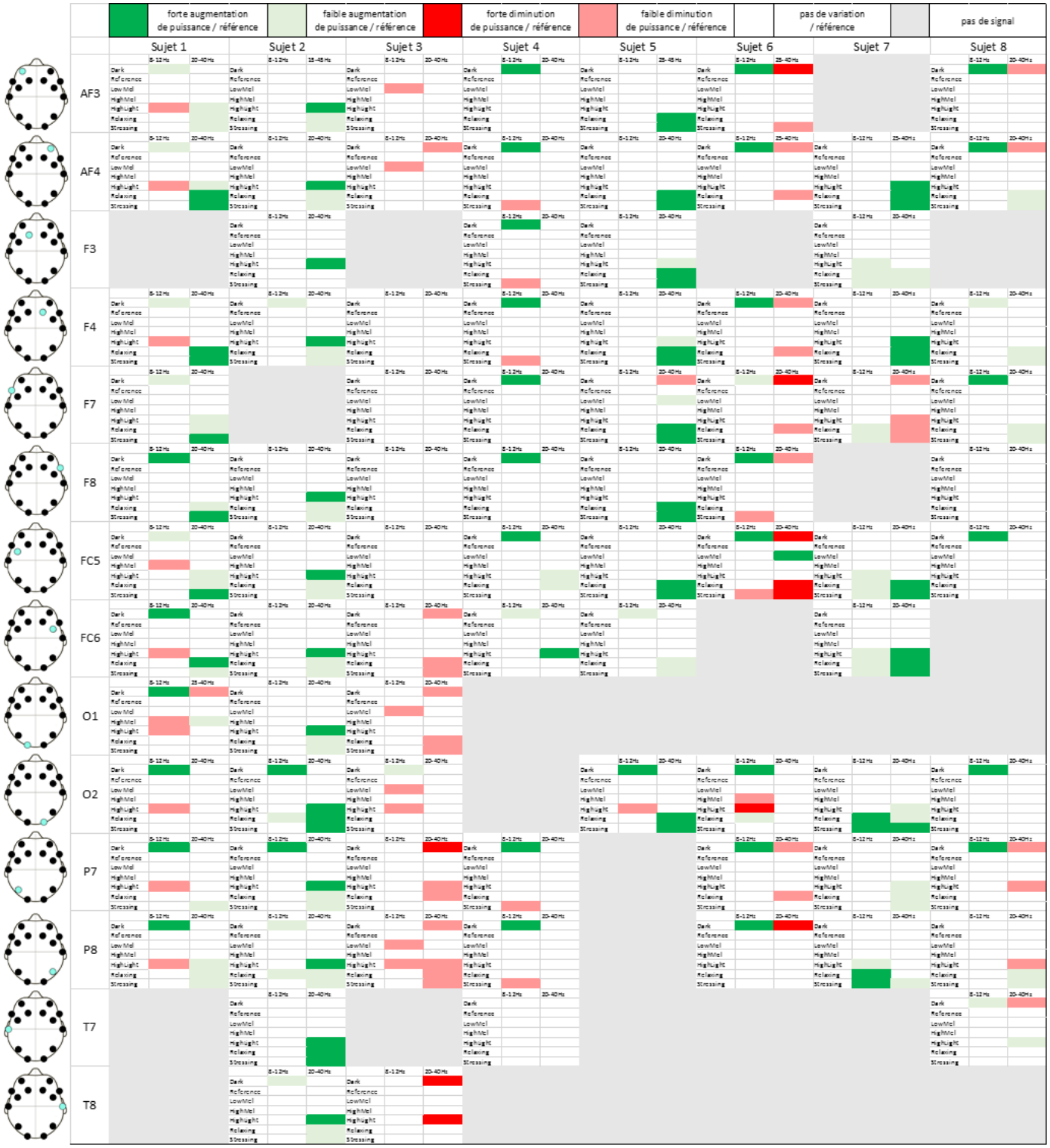


Tableau 63 - Observations faites sur les ERSP en analyse fréquentielle

Nous avons ensuite regardé si le relevé de puissance associé aux stimuli éblouissants LowMel et HighMel se détachait des autres relevés, pour chaque électrode. Nous avons conclu que les stimuli LowMel et HighMel avaient très peu d'influence sur les signaux EEG. Les quelques variations de puissance observées n'étaient pas généralisables pour l'ensemble des participants. Il faut par contre souligner que lorsqu'une variation de puissance était observée pour ces stimuli, il s'agissait d'une baisse de puissance sur le domaine Alpha ou d'une augmentation de puissance sur le domaine Bêta+Gamma, ce qui semble cohérent avec le fait que de la gêne était ressentie. L'annexe E récapitule les observations faites à ce sujet.

Nous avons ensuite résumé ces observations en les regroupant par électrodes ou par sujets, pour conclure si des tendances générales étaient présentes pour chaque électrode ou pour chaque sujet. Nous avons observé que les réponses physiologiques variaient beaucoup selon les sujets, certains sujets ayant des signaux sans grande variation : les mêmes tendances de résultats s'observent davantage pour un échantillon d'électrodes provenant d'un même sujet que pour un échantillon correspondant à une électrode prise pour l'ensemble des sujets. Les conclusions relevées sont (tendances principales, mais pas observées sur la totalité des participants et correspondant à des occurrences différentes d'électrodes en fonction des participants) :

- une augmentation d'ERSP sur le domaine Alpha pour le stimulus Dark lorsque les participants ferment les yeux ;
- une augmentation d'ERSP sur le domaine Bêta+Gamma lors des stimuli HighLight, Stressing et Relaxing (ce qui est cohérent car ces domaines de fréquence sont associés à une augmentation d'éveil et d'activité cognitive) ; nous avons donc mis en évidence un effet de la lumière avec le stimulus HighLight et un effet du son avec les stimuli Stressing et Relaxing ;
- aucune influence observée pour les stimuli LowMel et HighMel par rapport à la condition de référence.

V.5.2.4 Analyse temporelle (sur un domaine de fréquence précis)

Nous nous sommes ensuite intéressés à la variation temporelle de la puissance des ERSP sur les bandes de fréquence Alpha et Bêta+Gamma. Nous nous sommes focalisés sur les électrodes O2 (ou P7 dans le cas de relevés inexploitables pour O2) et FC5 respectivement pour l'analyse temporelle des domaines fréquentiels Alpha et Bêta+Gamma car la variation des signaux obtenus pour ces électrodes était particulièrement intéressante.

Les bornes des domaines Alpha, Bêta,… peuvent différer selon les individus, et ne sont pas identiques selon les études. Il est conseillé de les ajuster pour chaque participant [Klimesch 1999]. Nous avons donc adapté ces bornes en fonction des participants sur la base des tracés de l'analyse fréquentielle. Ces domaines Alpha et Bêta+Gamma correspondaient respectivement (légères variations en fonction des participants) à des bandes de 7 Hz à 13Hz et de 13 Hz à 45 Hz. Au lieu d'intégrer le signal ERSP sur le domaine fréquentiel Alpha ou Bêta+Gamma et de considérer la moyenne sur ces domaines, nous avons calculé la médiane du signal ERSP sur chacun des deux domaines (toutes les 0.5 seconde). Nous avons ensuite calculé un lissage de ces médianes en fonction du temps (médiane à fenêtre glissante de 10 secondes) et tracé l'évolution temporelle de la médiane du signal ERSP. De plus, nous avons considéré la donnée médiane sur l'ensemble des fréquences de 1 à 45 Hz, ce qui a permis de mettre en évidence les artefacts présents sur l'ensemble du domaine fréquentiel (médiane subitement très élevée). Cette information a été utilisée pour filtrer les données de ce type d'artefact.

La démarche d'analyse du signal a ensuite été améliorée : les médianes calculées sur les domaines fréquentiels étaient divisées par la médiane des périodes de référence (trois stimuli Reference),

calculée sur le domaine fréquentiel correspondant, permettant d'observer une évolution temporelle relative aux périodes de *baseline*.

La Figure 94 présente des exemples de tracés d'évolution de médiane relative à la médiane des stimuli références (*baseline*), ainsi que de médiane relative calculée sur la durée totale de chaque stimulus. Ces exemples correspondent aux électrodes O2 (domaine Alpha) et FC5 (domaine Bêta+Gamma). Les parties grises des courbes correspondent aux médianes glissantes pour lesquelles moins de 90% des données ont été utilisées pour leur calcul). Nous observons notamment sur cet exemple une augmentation du signal lors du stimulus Dark (yeux fermés) pour le domaine Alpha et une augmentation du signal lors du stimulus Stressing pour le domaine Bêta+Gamma.

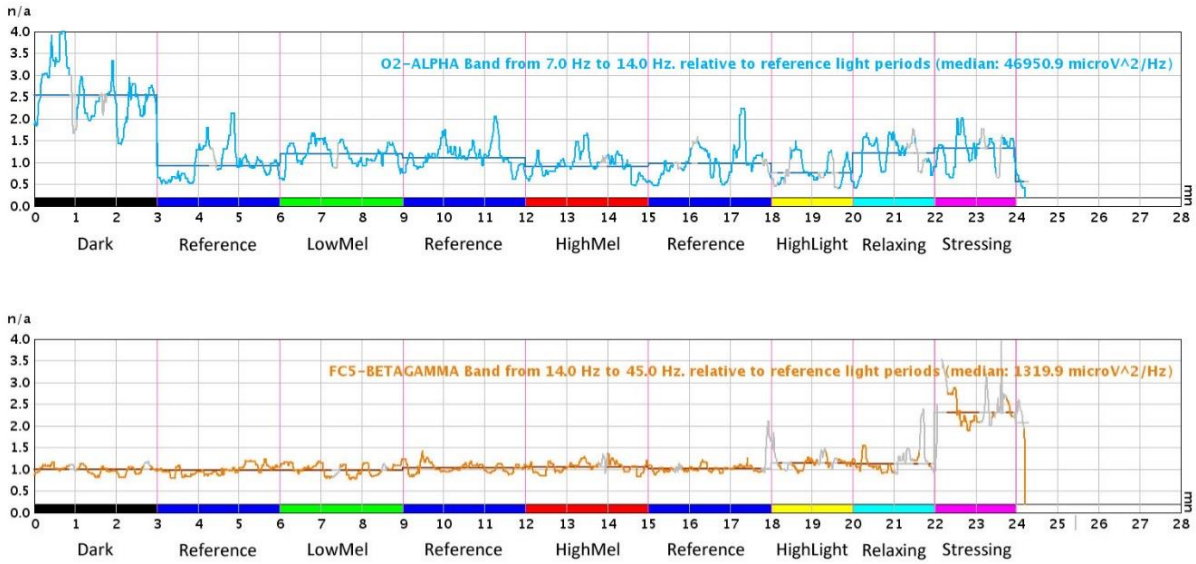


Figure 94 - Exemples de relevés d'analyse temporelle des ERSP
(domaine Alpha pour électrode O2 en haut, domaine Bêta + Gamma pour électrode FC5 en bas)

L'analyse temporelle des signaux n'a pas mis en évidence d'autres conclusions que celles déjà obtenues avec l'analyse fréquentielle. Cependant, cette représentation des données permet une vision plus précise de leur évolution dans le temps.

V.5.2.5 Conclusion de l'analyse des EEG

Une méthodologie d'analyse de signaux EEG a été définie. Cette analyse se base sur des fonctions Matlab (EEGLAB) et se décompose en plusieurs strates d'analyses : calcul des ERSP, analyse de leur variation fréquentielle (intégration temporelle), analyse de leur variation temporelle (intégration fréquentielle). Les relevés correspondants ont été tracés via des programmes Matlab et Java. Nous avons observé que les relevés physiologiques mesurés étaient très différents en fonction des sujets. Cela impliquait donc de ne pas les moyenner pour éviter de diluer ou de perdre de l'information.

Bien que peu d'impact dû aux stimuli éblouissants ait été observé sur les signaux EEG, les tendances relevées sont cohérentes : une augmentation d'ERSP sur le domaine Alpha lorsque les yeux des participants sont fermés et une augmentation sur le domaine Bêta+Gamma lorsque les stimuli HighLight (visuel), Relaxing et Stressing (sonore) sont présentés.

Il est intéressant de constater qu'alors que les éclairements mesurés au niveau de l'œil des stimuli HighLight, LowMel et HighMel sont proches (environ 550 $\pm$ 40 lux), c'est HighLight (fond uniforme à pleine puissance) plutôt que LowMel ou HighMel (forte luminance de source ponctuelle) qui induit une

réaction EEG. Cela semble indiquer que lorsqu'un nombre plus important de photorécepteurs est impacté sur la rétine, l'influence se traduit davantage dans les relevés physiologiques.

Lors des rapides entretiens à l'issue des expérimentations, tous les participants ont mentionné une gêne ressentie face aux stimuli LowMel et HighMel, sans que cela se traduise dans les données mesurées. Quatre participants ont mentionné être gênés par le stimulus HighLight, ce qui se retrouve dans les données mesurées de deux d'entre eux.

Ainsi, nous n'avons pas mis en évidence d'indicateur basé sur l'EEG pour caractériser l'éblouissement dû aux stimuli proposés dans notre expérimentation. Nous mettons en évidence la difficulté d'utilisation des outils de mesure physiologique comme outils de caractérisation de l'éblouissement causé par des stimuli lumineux. Nous pouvons citer l'étude de Bargary *et al.* qui a mis en évidence des difficultés similaires [Bargary et al. 2015a]. Cette étude visait à observer une variation de relevés IRMf au niveau du cortex cérébral en fonction du degré d'éblouissement ressenti par le sujet, mais elle n'a pas réussi à relever une telle relation.

V.5.3 Analyse de l'EMG

Les relevés EMG ont été analysés selon la même méthodologie que les signaux EEG.

V.5.3.1 Traitement du signal

Le signal EMG est calculé en soustrayant les signaux des deux électrodes EMG situées à proximité de l'œil du participant (signaux auxquels est d'abord soustrait le signal de l'électrode de référence; puis le relevé de l'électrode inférieure, appelée EMG2, est soustrait à celui de l'électrode supérieure, appelée EMG1). Ce signal a été calculé et tracé sous Matlab. La Figure 95 présente un exemple des tracés des signaux relevés au niveau de l'œil d'un participant pendant la période de vérification du signal (3 regards de haut en bas, suivis de 20 clignements d'yeux), puis la Figure 96 présente le tracé EMG correspondant. Nous nous focalisons ensuite exclusivement sur l'analyse du relevé EMG ainsi obtenu. La Figure 97 donne un exemple du relevé EMG pour un des participants pendant l'expérimentation, en ajoutant l'indication des stimuli lumineux. Nous pouvons y observer le signal EMG (positif et négatif) compris entre -30 et +30 μV, ainsi que des artefacts sous la forme de pics positifs, dus aux clignements d'yeux et des artefacts environnementaux (câbles qui bougent) ou dus au mouvement du participant, sous la forme de pics négatifs. Comme cela sera détaillé dans la partie V.5.4, nous avons confirmé la qualification des artefacts de pics négatifs et positifs en retrouvant leur présence dans les relevés EEG (voir aussi partie V.5.2.2). La Figure 97 propose un zoom pour détailler un exemple de pics positifs et négatifs et montrer que :

- nous retrouvons la forme du clignement de l'œil observée dans la Figure 96 pour les pics positifs ;
- les pics négatifs correspondent à une pollution du relevé par du bruit externe.

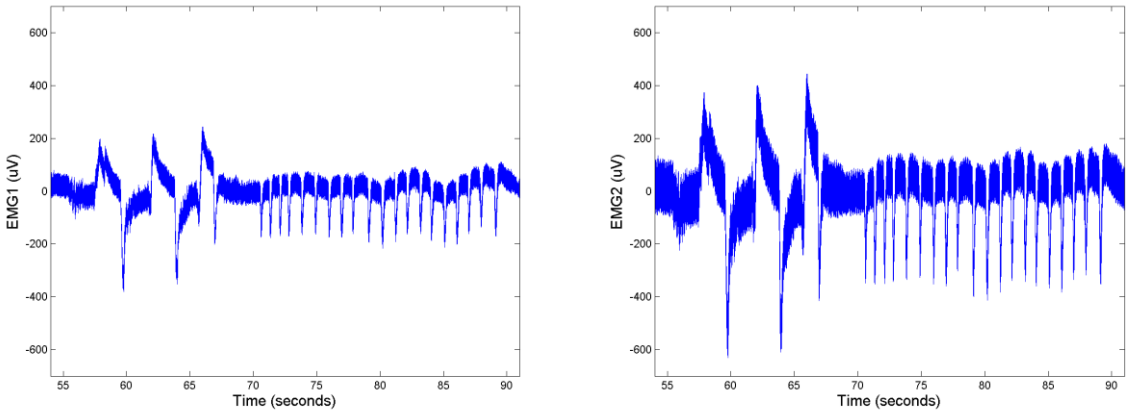


Figure 95 - Exemples de relevé des électrodes EMG1 supérieure et EMG2 inférieure (3 regards de haut en bas suivis de 20 clignements d'yeux)

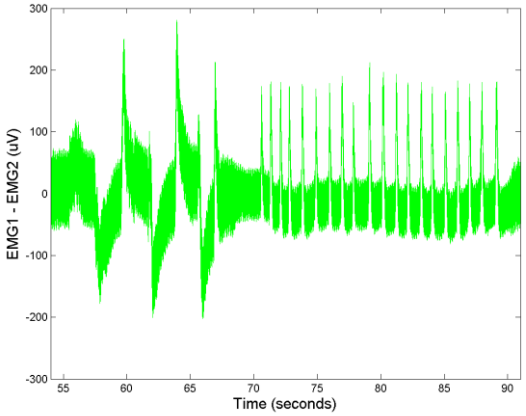


Figure 96 - Exemple de relevé obtenu en soustrayant les deux électrodes EMG (regard de haut en bas puis clignements d'yeux)

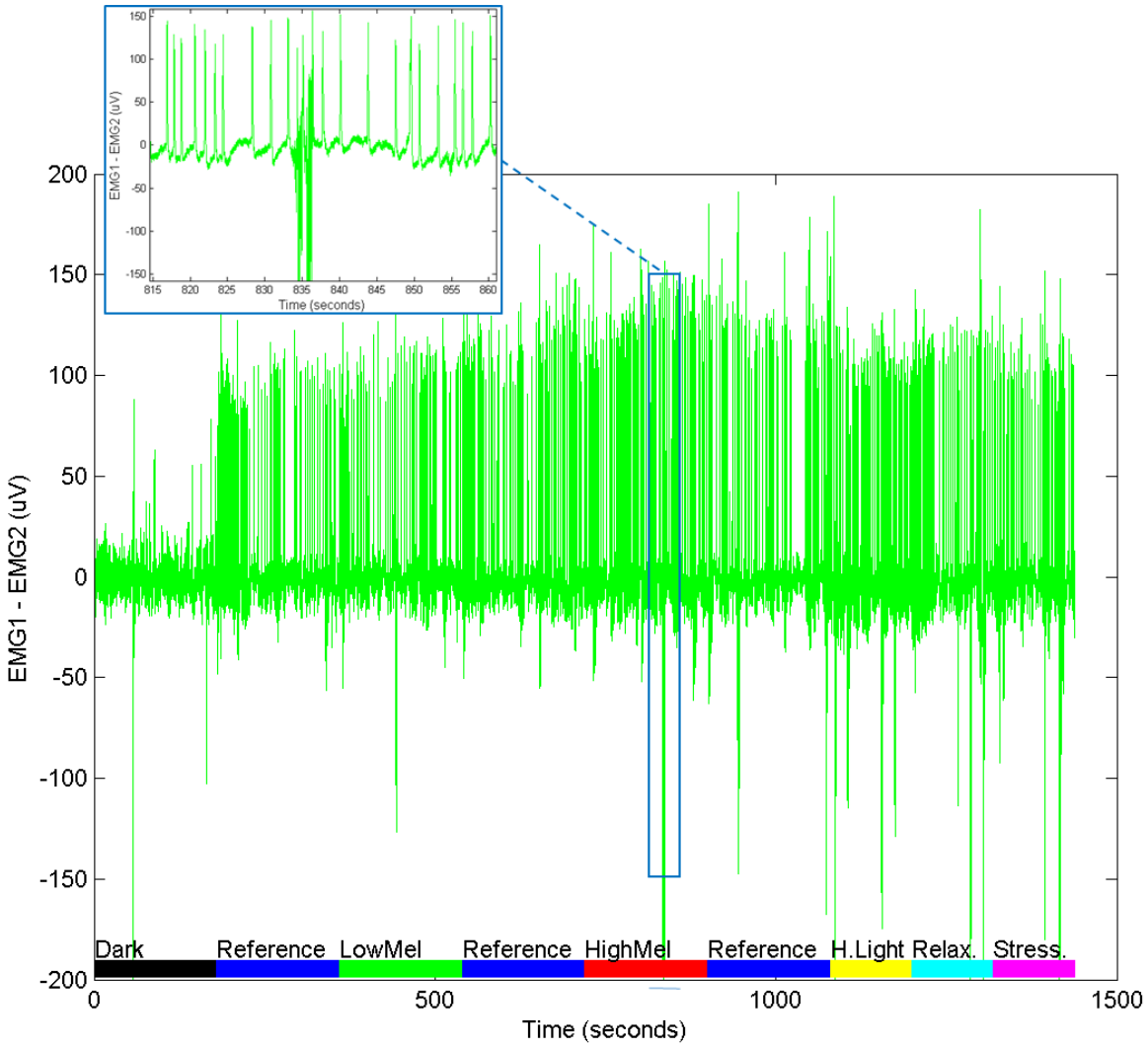


Figure 97 - Relevé EMG d'un des participants pendant l'expérimentation

Nous avons tout d'abord effectué une première approche d'analyse à partir de ces relevés en comptant le nombre de clignements d'yeux sur chaque période correspondant à un stimulus lumineux. Notre hypothèse était qu'un stimulus éblouissant entraînerait un nombre de clignements d'yeux plus important que les autres stimuli. Le programme Matlab développé dans ce but comptait le nombre d'occurrences où le signal EMG dépassait une valeur seuil, définie pour chaque participant en fonction des relevés et de l'amplitude de clignements d'yeux déterminée au moment de la vérification du signal EMG. Cependant, aucune relation entre le nombre de clignements d'yeux et les stimuli présentés n'a pu être vérifiée pour les participants (en particulier, les stimuli Reference pouvaient présenter un nombre de clignements d'yeux plus important que les stimuli éblouissants).

Les relevés EMG ont ensuite été analysés selon la même procédure que les signaux EEG (décomposition du signal en ERSP selon la méthode des ondelettes). Le taux d'échantillonnage du système Vitaport étant de 256 Hz, la fréquence maximale de décomposition fréquentielle du signal a été fixée à 128 Hz, pour respecter le théorème de Nyquist [Srinivasan et al. 1998]. Comme pour l'analyse EEG, les calculs ont été effectués avec *baseline* et sans *baseline*, mais ne sont détaillés dans ce manuscrit que les calculs sans *baseline*, car les conclusions obtenues sont similaires. La Figure 98 illustre des tracés ERSP calculés sans *baseline*. Comme pour l'EEG, les ERSP correspondant aux

fréquences en-dessous de 7 Hz ne seront pas considérés dans la suite de l'analyse car ils sont très impactés par les artefacts de clignements d'yeux (rappelons que Berman *et al.* filtraient le signal en-dessous de 10 Hz pour supprimer le bruit dû aux clignements d'yeux lors de l'analyse de leurs relevés EMG [Berman et al. 1994]).

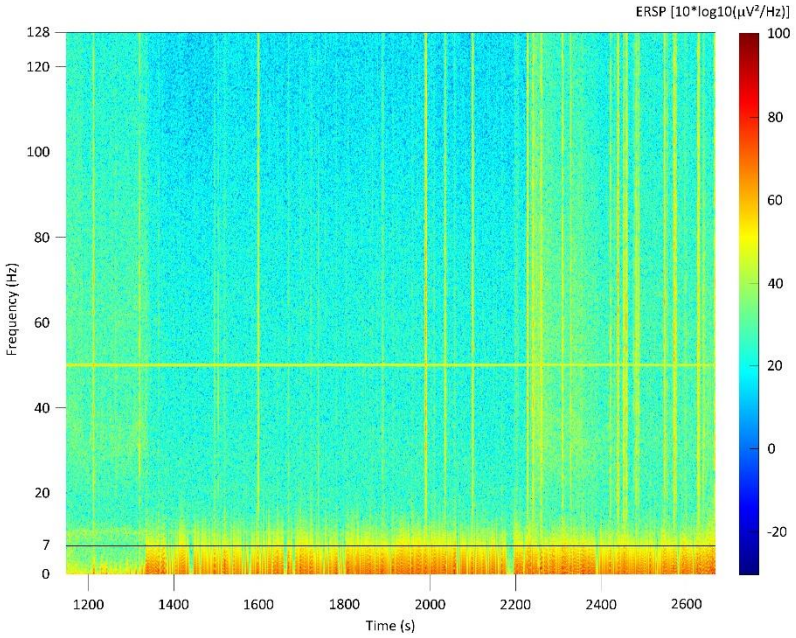


Figure 98 - Exemple de tracé ERSP pour l'EMG, sans baseline

Des analyses fréquentielle puis temporelle ont ensuite été réalisées, similairement à ce qui a été présenté dans la partie V.5.2 sur le traitement des données EEG. Nous pouvons dresser un parallèle entre notre analyse des signaux EMG et celle développée par Berman *et al.,* validant l'utilisation de l'EMG pour caractériser l'éblouissement d'inconfort [Berman et al. 1994]. Dans leur étude, deux signaux EMG étaient considérés avant et pendant l'allumage de la source éblouissante, ces signaux EMG étaient décomposés selon une analyse de Fourier (FFT, correspondant à notre analyse fréquentielle) puis intégrés sur les fréquences de 10 Hz à 60 Hz pour éliminer les artefacts dus aux clignements d'yeux et au courant électrique (ce qui correspond à notre analyse temporelle) ; il résultait de ce processus deux valeurs (sans éblouissement et pendant éblouissement) résumant les intégrations temporelle et fréquentielle ; ces valeurs étaient ensuite comparées pour donner une indication de la quantité d'éblouissement causée par le stimulus éblouissant. Ainsi, notre étude réalise une analyse proche de celle-ci, mais en s'intéressant aux domaines temporels et fréquentiels séparément.

V.5.3.2 Analyse fréquentielle (sur la durée d'un stimulus)

Comme expliqué dans la partie précédente sur le traitement du signal EEG, les médianes des puissances des ERSP ont été calculées sur chaque séquence (stimuli) et la distribution de ces puissances en fonction de la fréquence a ensuite été tracée. La Figure 99 montre un exemple de tracés (calculs sans *baseline*).

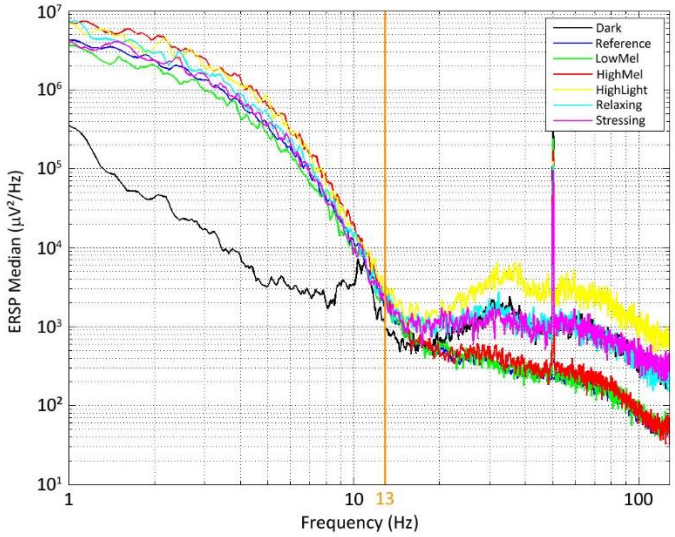


Figure 99 - Exemple de tracé ERSP fréquentiel pour l'EMG (sans baseline)

Comme illustré dans cette figure, les relevés correspondant à chaque stimulus peuvent être groupés entre eux (ils se différencient pour la plupart des sujets). L'observation des ERSP des EMG a permis de mettre en évidence deux domaines de fréquence sur lesquels l'évolution diffère en fonction des stimuli. Les bornes de ces domaines sont les suivantes : entre 1 Hz et 13 Hz et entre 13 Hz et 128 Hz. Par exemple pour la Figure 99 : sur le premier domaine fréquentiel la variation de puissance associée au stimulus Dark se détache nettement (yeux fermés) ; sur le deuxième domaine fréquentiel le stimulus HighLight présente une forte augmentation de puissance, ainsi que les stimuli Dark, Relaxing et Stressing dans une moindre mesure. Nous avons ensuite synthétisé les variations se produisant au moins pour deux participants (similairement à l'étude sur la mesure EEG, voir Tableau 64). Les variations des ERSP sur le premier domaine sont très impactées par les clignements d'yeux des participants (en particulier ERSP très faibles lors de la séquence d'yeux fermés pour la moitié des participants). Cette baisse de puissance pendant la séquence d'yeux fermés s'observe aussi sur le deuxième domaine de fréquence pour la moitié des participants. Nous nous sommes questionnés sur la fiabilité d'utilisation des relevés sur le premier domaine de fréquences, fortement impacté par les clignements d'yeux. Cependant, trois conditions lumineuses ont un effet sur la puissance du signal de cette bande de fréquences (augmentation par rapport aux stimuli de référence) pour la moitié des participants (HighLight) ou trois sur huit (LowMel et HighMel). Cela témoigne de l'intérêt de considérer ce domaine fréquentiel. Le deuxième domaine fréquentiel présente plus de variations en fonction du stimulus : des augmentations des signaux ERSP pour trois participants (LowMel), deux participants (HighMel), et six participants (HighLight, Relaxing, Stressing). En plus d'observer une influence des deux stimuli inconfortables sur une partie des participants, nous retrouvons donc la mesure d'une influence des stimuli HighLight et des deux stimuli sonores sur les trois quarts des participants, comme observé dans les mesures EEG. Précisons que pour quatre participants, le relevé fréquentiel des ERSP de HighLight se situe au-dessus des relevés associés aux autres stimuli. La stimulation de l'EMG par les stimuli sonores peut s'expliquer par un changement d'expression faciale lors de l'écoute du participant. En particulier, le stimulus Stressing peut provoquer une certaine tension se traduisant par une contraction des muscles au niveau des yeux du participant.

	forte augmentation de puissance / référence		faible augmentation de puissance / référence		forte diminution de puissance / référence		faible diminution de puissance / référence		pas de variation / référence

	Sujet 1		Sujet 2			Sujet 3			Sujet 4			Sujet 5			Sujet 6			Sujet 7			Sujet 8		
	1-13Hz	13-128Hz		1-13Hz	13-128Hz		1-13Hz	13-128Hz		1-13Hz	13-128Hz		1-13Hz	13-128Hz		1-13Hz	13-128Hz		1-13Hz	13-128Hz		1-13Hz	13-128Hz
Dark			Dark			Dark			Dark			Dark			Dark			Dark			Dark		
Reference			Reference			Reference			Reference			Reference			Reference			Reference			Reference		
LowMel			LowMel			LowMel			LowMel			LowMel			LowMel			LowMel			LowMel		
HighMel			HighMel			HighMel			HighMel			HighMel			HighMel			HighMel			HighMel		
HighLight			HighLight			HighLight			HighLight			HighLight			HighLight			HighLight			HighLight		
Relaxing			Relaxing			Relaxing			Relaxing			Relaxing			Relaxing			Relaxing			Relaxing		
Stressing			Stressing			Stressing			Stressing			Stressing			Stressing			Stressing			Stressing		

Tableau 64 - Observations faites sur les ERSP en analyse fréquentielle (EMG)

V.5.3.3 Analyse temporelle (sur un domaine de fréquence précis)

Similairement à l'étude des mesures EEG, le calcul de médiane sur un domaine fréquentiel défini a été réalisé pour l'EMG, de façon à suivre son évolution temporelle. Suite aux observations précédentes, nous avons choisi de nous focaliser sur le domaine fréquentiel de 13 Hz à 128 Hz (car le domaine 1-13 Hz était fortement impacté par les clignements d'yeux), en filtrant les bandes de fréquence de 49 à 51 Hz (bruit électrique).

Ces variations temporelles ont été tracées (exemple à la Figure 100, médiane divisée par la valeur médiane sur les stimuli de référence). Comme pour l'EEG, cette analyse temporelle permet de suivre l'évolution du signal tout le long de l'expérimentation et confirme les conclusions obtenues par l'analyse fréquentielle (sans donner d'information complémentaire). Par exemple, la Figure 100 permet d'observer une légère augmentation de puissance pour le stimulus LowMel et une forte augmentation pour le stimulus HighLight et les stimuli sonores.

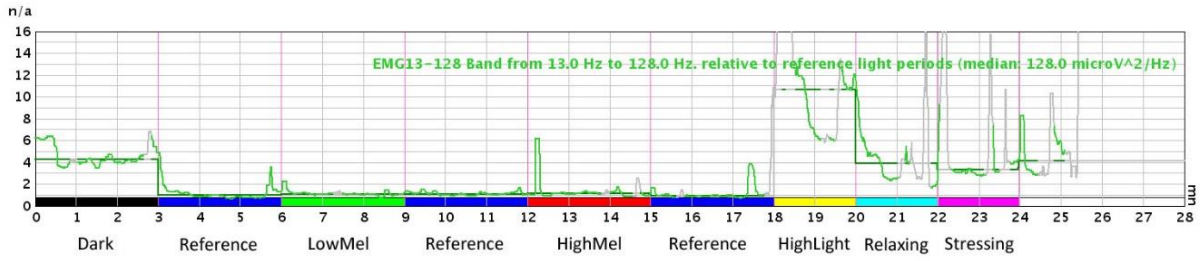


Figure 100 - Exemples de relevés d'analyse temporelle des ERSP pour l'EMG

V.5.3.4 Conclusion de l'analyse EMG

Comme pour l'EEG, nous pouvons conclure que la mesure du signal EMG permet d'obtenir des éléments intéressants, que des tendances se dessinent, mais qu'il n'est pas possible de se servir de cette méthode comme outil de mesure physiologique de l'éblouissement d'inconfort dans nos conditions expérimentales, en particulier pour relever des variations causées par des stimuli localisés comme LowMel et HighMel. Cependant, il peut être intéressant d'investiguer cet outil dans des conditions plus extrêmes (luminances plus élevées ou environnement sombre, comme pour les dispositifs expérimentaux de la littérature), et notamment pour du *dazzling glare* (éblouissement causé par l'ensemble du champ visuel, voir partie I.3.1). En effet, pour des éclairements similaires mesurés au niveau de l'œil du participant, les stimuli localisés ont moins d'influence sur la variation du signal EMG que le stimulus où la luminosité de l'ensemble du fond augmente. Rappelons que nous considérons dans notre étude un stimulus localisé à 20° du centre du champ visuel, et non pas au centre du champ visuel (la réponse de l'EMG serait peut-être plus importante dans ce cas). L'EMG est donc plus sensible à une variation concernant l'ensemble du champ visuel, qu'à une variation localisée

(à 20°). Suite aux entretiens avec les participants, nous avons mis en évidence des cas où un stimulus localisé était décrit comme plus inconfortable que le stimulus HighLight, alors que ce dernier avait une influence plus accrue sur les relevés EMG que le stimulus éblouissant. Nous rejoignons un point énoncé dans la partie V.1.2, l'outil EMG est notamment validé dans la littérature pour des études de photophobie, où l'éblouissement est intolérable : la réaction d'aversion à la lumière n'était donc peut-être pas assez forte dans notre expérimentation pour observer une réaction physiologique. Il reste donc à trouver un autre type de relevé physiologique pour observer l'influence des stimuli lumineux dans une configuration similaire à celle de notre expérimentation (éclairage intérieur).

V.5.4 Récapitulatif graphique des données d'électrophysiologie

Certains graphes d'électrophysiologie ont ensuite été rassemblés en un graphe global (à l'aide d'un programme Java) pour observer l'évolution simultanée des ERSP des signaux EEG et EMG et du relevé brut de l'EMG (Figure 101). Cette dernière étape permettait de vérifier d'une part la bonne synchronisation des relevés, mais aussi de les confronter pour remarquer de potentielles variations simultanées. A ceux-ci était aussi superposé le relevé de l'accéléromètre du dispositif ECG pour renseigner sur la position du participant (potentielle explication d'une variation anormale de mesure).

La superposition des graphiques EEG et EMG (Figure 101) a notamment permis de comparer les artefacts présents (84 relevés ERSP des EEG, huit relevés des signaux bruts EMG, huit relevés ERSP des EMG). Comme mentionné dans les paragraphes précédents (voir parties V.5.2.2 et V.5.3.1), deux types d'artefacts étaient présents dans les relevés ERSP :

- des artefacts présents sur l'ensemble des fréquences, dont les occurrences sont ponctuelles,
- des artefacts présents entre 0 Hz et 7 Hz, dont les occurrences se produisent continuellement.

Cette superposition des graphiques a permis de confirmer que les artefacts d'augmentation de puissance des ERSP des EEG sur l'ensemble du domaine fréquentiel correspondent à du bruit, causé par le mouvement du participant ou des évènements environnementaux. En effet, lorsqu'un artefact se produit dans le relevé ERSP des EEG ou des EMG, il est possible de lui faire correspondre un pic négatif de bruit dans le relevé brut de l'EMG. Cependant, certains pics négatifs de ce dernier ne se traduisent pas en artefact dans les ERSP. Il n'est donc pas possible de se servir du relevé brut de l'EMG pour filtrer les artefacts des ERSP sans filtrer des données non artefactées.

Les artefacts présents pour des fréquences inférieures à 7 Hz correspondent aux clignements d'yeux des participants, ce qui est explicité par le relevé EMG brut. En effet, l'occurrence de ce type d'artefacts sur le graphique ERSP des EEG des électrodes localisées à proximité des yeux (AF3, AF4) correspond parfaitement aux pics positifs de clignements d'yeux du relevé brut temporel de l'EMG. De même, les artefacts observés sur le graphique ERSP des EMG correspondent aux pics positifs de clignements d'yeux du relevé brut temporel de l'EMG. Nous remarquons par ailleurs que les puissances des ERSP de ces artefacts sont plus prononcées pour les ERSP des EMG que pour ceux des EEG. Cette correspondance se vérifie moins pour les électrodes plus éloignées de la zone frontale (et donc des yeux), notamment pour l'électrode O2.

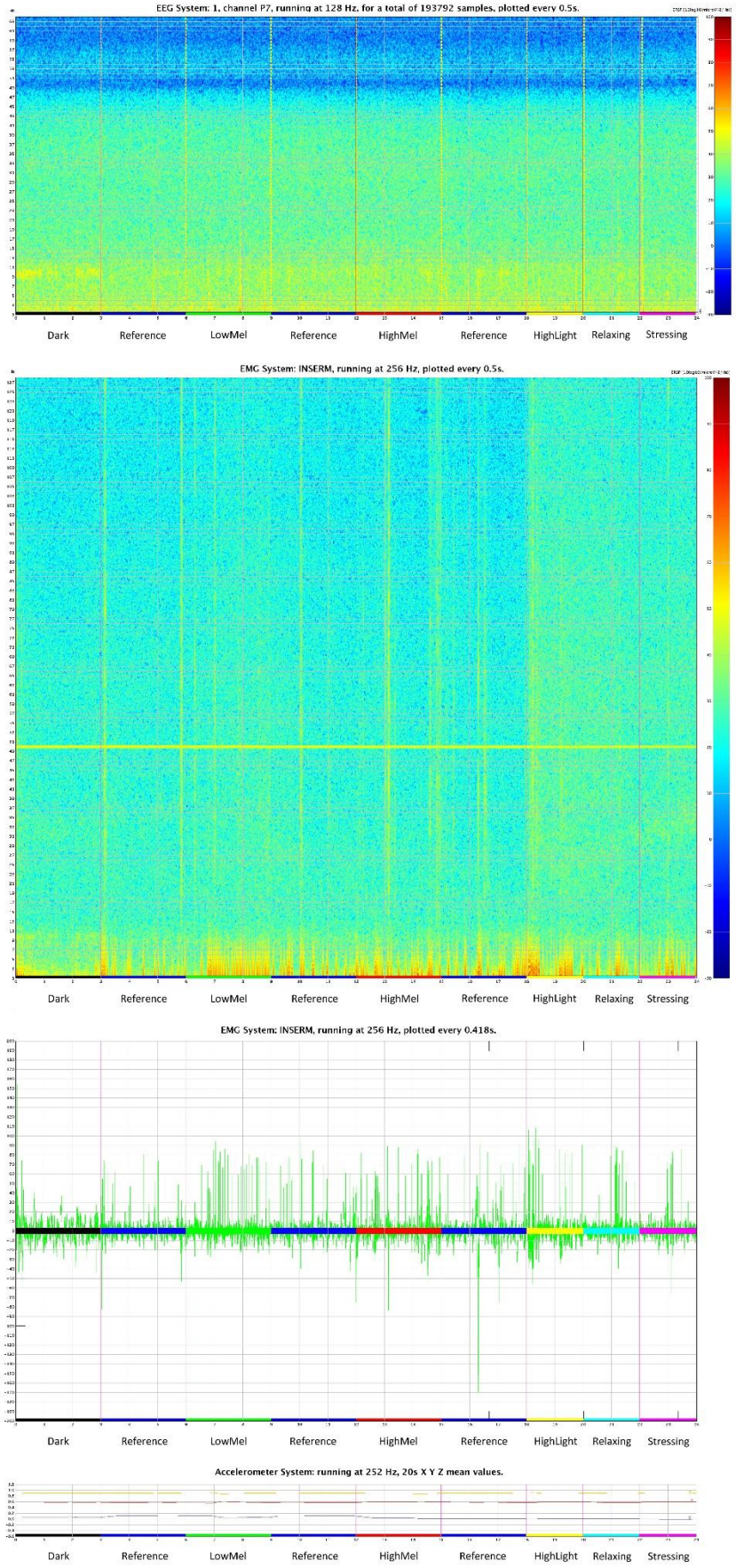


Figure 101 - Exemple de graphe de correspondance temporelle des relevés ERSP (EEG et EMG), du relevé brut EMG et du relevé de position du participant (accéléromètre)

V.5.5 Analyse des données pupillaires

La perte de données lors de la mesure du diamètre pupillaire est inévitable, ne serait-ce qu'à cause des clignements d'yeux des participants. Il est donc nécessaire de traiter préalablement les données avant de les analyser. En particulier, les données pupillaires sont fréquemment lissées en calculant une moyenne mobile [Lemercier 2015].

L'eyetracker *ViewPoint* mesure le ratio entre la largeur de l'ellipse de la pupille reconnue par sa caméra (ellipse jaune dans la Figure 102) et la largeur de l'image filmée par sa caméra (ratio en pixels). Nous avons analysé ces données via Matlab.

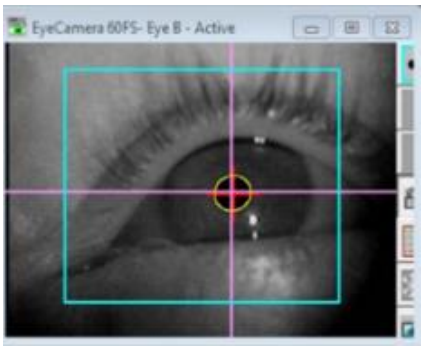


Figure 102 - Image de la caméra associée à l'œil droit, extraite de l'interface du logiciel ViewPoint

Pour garantir la fiabilité des données de diamètre pupillaire relevées (rejet des données artefacts) et écarter les données correspondant à des clignements d'yeux, celles-ci ont été préalablement filtrées d'après des seuils haut et bas (fixés pour chaque participant) puis sur la base du ratio d'aspect de pupille et du relevé de direction de regard. Le ratio d'aspect de pupille (*pupil aspect ratio*) est le ratio entre la largeur et la hauteur de l'ellipse correspondant à la pupille mesurée par l'eyetracker. La valeur de cet indicateur est comprise entre 0 et 1, stagne aux alentours de 0.9, mais chute lorsque la pupille n'est pas bien relevée par l'eyetracker (ellipse trop allongée, difficulté pour trouver la pupille, ou clignement d'yeux). Les relevés pupillaires correspondant à des ratios d'aspect de pupille inférieurs à 0.87 ont donc été filtrés. L'information de suivi de regard a aussi été utilisée pour filtrer les données : le participant fixait la cible, donc lorsque le regard n'était pas centré, il a été considéré que l'eyetracker ne trouvait pas bien la pupille et les données correspondantes ont été supprimées.

Les relevés de diamètre pupillaire ont ensuite été lissés via la fonction *rloess* de Matlab (moyenne glissante, coefficient de lissage de valeur 500). L'évolution temporelle des diamètres pupillaires a ensuite été tracée. Y compris après lissage, une certaine variation des données était présente dans les relevés, due aux oscillations pupillaires [Lemercier 2015] et au bruit de mesure de l'eyetracker (délimitation de l'aire de la pupille par la caméra).

La Figure 103 illustre un exemple de relevé, après traitement, pour un participant.

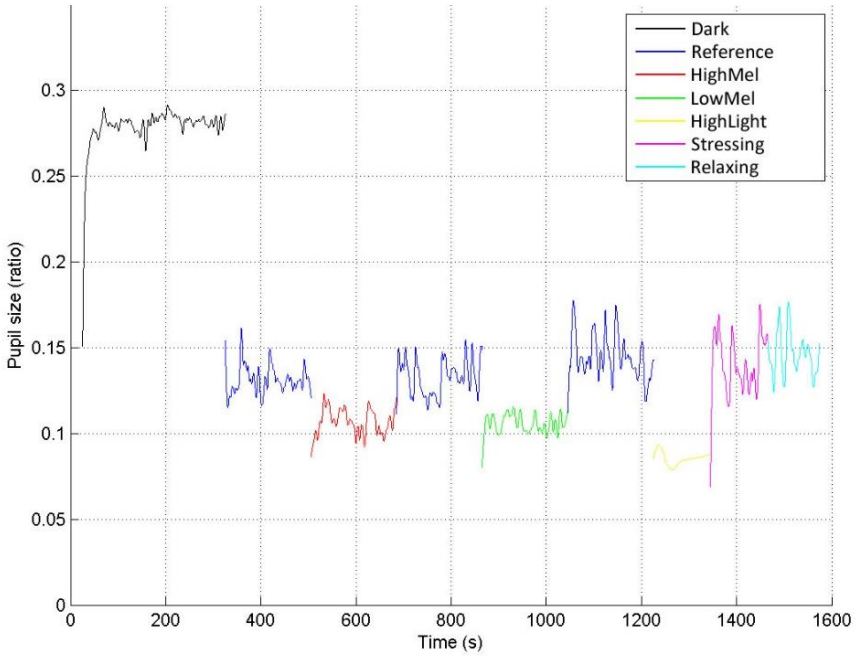


Figure 103 - Exemple de relevé de diamètre pupillaire après lissage

Nous avons écarté de l'analyse les données de deux sujets en raison de leur inconsistance.

Des médianes ont ensuite été calculées pour chaque stimulus afin de conclure sur leur influence (pour chaque participant). Nous nous sommes intéressés à l'influence de deux paramètres de calcul de la médiane sur les résultats obtenus :

- la durée de présentation du stimulus. Bien que tous nos stimuli aient été présentés sur des durées plus longues, nous avons, pour estimer cela, considéré uniquement les 30 premières secondes du stimulus, sa première minute, *etc.* (jusqu'à son intégralité) ;
- la portion du stimulus à considérer comme phase tonique (stabilité de la pupille). Pour cela les médianes ont été calculées sur l'intégralité du stimulus (délimité par le premier paramètre choisi), sa dernière minute, ses 30 dernières secondes, *etc.*

Il était pertinent de mobiliser ces deux paramètres car nous souhaitions étudier l'influence des stimuli sur le diamètre pupillaire après stabilisation, lors de sa réponse tonique, majoritairement pilotée par les CGRips (la réponse pupillaire à la lumière se décompose en deux parties, phasique et tonique, comme exposé lors du chapitre bibliographique, partie I.1.2).

Ainsi, pour un même relevé, plusieurs médianes ont été calculées. Du fait de la variation du diamètre pupillaire pendant la durée de présentation du stimulus, nous avons observé une variabilité de conclusions en fonction du choix des paramètres de calcul. Par conséquent, nous n'avons pas fixé ces deux paramètres et avons considéré les différentes combinaisons de médianes dans notre analyse. Malgré cette variabilité, des tendances globales ont été vérifiées pour l'ensemble des participants (pupille plus dilatée dans l'obscurité, plus constrictée pour les stimuli éblouissants que pour les stimuli de référence, et davantage constrictée pour le stimulus HighLight).

Les médianes des stimuli HighMel et LowMel étaient très proches, de l'ordre de grandeur des oscillations pupillaires intrinsèques du signal pendant un même stimulus, apportant deux limites à l'utilisation de cette méthode physiologique pour caractériser l'inconfort ressenti par les participants :

- en fonction du couple de paramètres retenu, la comparaison des médianes de diamètre pupillaire pouvaient être inversées, ce qui pose un problème de méthodologie ;
- plusieurs participants avaient précisé qu'ils ressentaient un inconfort plus important pour le stimulus HighMel que pour le stimulus LowMel, élément qui ne se traduisait pas pour tous les diamètres pupillaires relevés (cette tendance se retrouvait néanmoins dans les relevés de certains participants).

Cette expérimentation avait pour but de développer une méthode physiologique permettant de départager les stimuli en fonction de l'inconfort qu'ils produisent. Il semble que la variation spectrale des deux stimuli LowMel et HighMel n'impactait pas suffisamment le diamètre pupillaire pour pouvoir en relever une variation (pas d'impact de la distribution spectrale sur le diamètre pupillaire, ou impact trop faible par rapport au bruit de mesure de l'eyetracker). Il était donc difficile de relier objectivement une différence d'inconfort ressentie à une différence de diamètre pupillaire. De plus, le diamètre pupillaire était toujours plus constricté lors du stimulus HighLight que lors des stimuli inconfortables LowMel et HighMel, alors que ce stimulus était ressenti comme moins inconfortable que les deux autres par deux participants, et non inconfortable par quatre participants.

Le fait que la pupille soit plus constrictée pour HighLight que pour LowMel et HighMel (alors que l'éclairement mesuré au niveau de l'œil du participant est du même ordre de grandeur) rejoint l'hypothèse formulée pour l'EEG et l'EMG, selon laquelle les changements physiologiques sont plus sensibles aux variations de l'ensemble du champ visuel qu'à celles provenant de stimuli plus localisés.

Cette expérimentation a mis en évidence que la variation pupillaire d'adaptation aux stimuli lumineux (phase tonique [Lemercier 2015]) était de l'ordre de quelques secondes pour l'ensemble des sujets sélectionnés sauf un. Pour celui-ci l'adaptation de l'obscurité au premier stimulus référence, et celle du stimulus HighLight au premier stimulus sonore (retour dans l'ambiance de référence) durait respectivement trois et deux minutes. Il a ainsi été mis en évidence que pour certains participants l'adaptation à des changements lumineux concernant l'ensemble du champ visuel peut durer deux à trois minutes. Cependant, lorsque ces participants sont adaptés à l'ambiance globale (stimulus référence), l'adaptation à l'ajout d'un stimulus éblouissant localisé ne nécessite que quelques secondes. Cette affirmation valide l'utilisation de stimuli d'une durée de quelques secondes pour les expérimentations des chapitres IV et VI (champ visuel dans une ambiance de référence constante, dans lequel uniquement les stimuli localisés varient). Concernant l'adaptation à l'obscurité, il semble que trois minutes suffisent pour atteindre une stabilisation du diamètre pupillaire pour l'ensemble des participants.

V.6 Limites de l'expérimentation

Des limites peuvent être mentionnées concernant l'expérimentation décrite dans ce chapitre.

Pour l'EEG, la nécessité que les participants aient les cheveux coupés courts est contraignante : le choix des participants a été plus restreint que pour les autres expérimentations (recrutement moins aléatoire).

Pour l'EMG, des électrodes plus petites que celles que nous avons utilisées (1 cm de diamètre) donneraient probablement des relevés plus précis. Ce peut être une explication de l'absence de variation liée aux stimuli éblouissants.

Concernant le relevé de diamètre pupillaire, les ordres de grandeur du bruit de mesure et de la variabilité au cours du temps (oscillations) observées sur le relevé sont trop proches de l'ordre de grandeur de la variation pupillaire étudiée. Un problème méthodologique supplémentaire est qu'il n'est pas possible de détailler si la variation du relevé pupillaire provient du bruit de détection de la pupille ou d'une véritable oscillation pupillaire.

Enfin, une difficulté de l'évaluation physiologique est la détermination de la cause du changement physiologique observé (variation pupillaire, augmentation de puissance électrophysiologique). En effet, la variation physiologique peut provenir uniquement du changement des conditions visuelles, sans traduire la sensation d'éblouissement d'inconfort. Nous aurions souhaité explorer cette question ultérieurement, si nous avions pu conclure à la pertinence d'un outil de mesure physiologique pour nos conditions expérimentales.

V.7 Conclusions du chapitre V

Nous avons développé dans ce chapitre une méthode d'analyse des mesures fournies par plusieurs outils physiologiques ainsi qu'une représentation graphique de ces données. Cependant, aucun outil ne nous a semblé apporter d'informations complémentaires aux méthodes psychophysiques vues dans le chapitre précédent, moins contraignantes à utiliser. Nous n'avons donc pas sélectionné de mesure physiologique pour caractériser l'éblouissement d'inconfort dans la suite de ce travail.

Très peu d'études se sont focalisées sur ces types de mesures dans le but de caractériser l'influence de stimuli lumineux, notamment pour de l'éblouissement d'inconfort. Il est donc important de continuer d'explorer ces techniques encore difficiles à utiliser dans cette optique. Par exemple, une étude menée par Wieland *et al.,* conclut que l'influence de la lumière sur les signaux EEG est difficile à interpréter [Wieland et al. 2017]. Ce type de recherche nécessite de mettre en commun des connaissances d'éclairage et de relevés médicaux pour mesurer et exploiter au mieux ces techniques. Comme le soulignent Mainster et Turner, il faut donc encourager les passerelles entre les différents domaines d'étude (ingénierie, médical,…) [Mainster and Turner 2012].

Nous préconisons donc de continuer d'étudier les relevés physiologiques dans des conditions variées d'éblouissement d'inconfort (ambiance de pénombre ou photopique, avec des variations de luminance de stimuli localisés ou couvrant l'ensemble du champ visuel). Cependant, précisons que d'après nos recherches ces relevés semblent plus adaptés pour caractériser des variations globales de la luminance du champ visuel (inconfort causé par une trop forte luminance de fond, et non par une trop forte luminance de source ponctuelle) ou à des stimuli localisés dans la pénombre. Remarquons que dans le cas d'un éblouissement d'inconfort causé par une variation globale de luminance de fond, la pupille serait probablement constrictée constamment à son maximum, ne permettant pas de discriminer les stimuli inconfortables entre eux. L'étude du diamètre pupillaire semble dans ce cas moins intéressante. L'observation de l'influence de la luminance globale du champ visuel sur le diamètre pupillaire serait donc plus adaptée à des études de luminosité d'ensemble perçue dans une pièce, où les niveaux lumineux sont moins importants (*spatial brightness*) [Raza et al. 2017].

VI. Expérimentation finale : Etude de l'influence spectrale sur l'éblouissement d'inconfort

Dans les deux chapitres précédents, nous avons étudié les procédures expérimentales d'évaluation de l'éblouissement d'inconfort, psychophysiques d'une part et physiologiques d'autre part. Il s'agissait d'une problématique méthodologique. Dans ce chapitre, nous nous intéressons plus précisément à la problématique de fond de ce travail de thèse : l'influence du contenu spectral sur l'éblouissement d'inconfort, pour des stimuli blancs. Le protocole expérimental retenu pour étudier cette problématique est basé sur la synthèse des résultats conclus dans les chapitres précédents. L'objectif initial de ce travail de thèse était de proposer un protocole expérimental basé sur une utilisation simultanée de procédures psychophysiques et physiologiques. Cependant, comme résumé dans le chapitre V de ce manuscrit, aucune des procédures physiologiques testées ne semblait pertinente pour notre référentiel expérimental. Par contre, trois procédures psychophysiques ont été sélectionnées à la fin du chapitre IV car elles présentaient chacune des avantages. Nous nous sommes donc focalisés sur une étude psychophysique de l'éblouissement d'inconfort, basée sur les trois procédures suivantes : la méthode des stimuli constants, la comparaison par paires et l'estimation de magnitude.

VI.1 Problématique et procédures sélectionnées

Pour présenter la problématique de cette expérimentation, il est nécessaire de rappeler que nous nous sommes basés sur l'observateur fondamental CIE 10° 2015 pour le calcul des stimuli métamères [CIE-170-1 2006; CIE-170-2 2015]. Ainsi, les stimuli métamères ont des coordonnées trichromatiques fondamentales identiques. Or la température de couleur proximale d'un stimulus visuel est un indicateur calculé à partir des coordonnées trichromatiques de l'observateur de référence CIE 2° 1931 [CIE-15 2018], dont les fonctions colorimétriques diffèrent de celles de l'observateur fondamental CIE 10° 2015. Ainsi, des stimuli métamères selon l'observateur fondamental ne sont pas métamères selon l'observateur de référence CIE 1931, et n'ont donc pas les mêmes températures de couleur proximales. C'est le cas des deux stimuli HighMel et LowMel, présentés dans les chapitres IV et V, qui sont métamères pour l'observateur fondamental 10° mais ont des températures de couleur différant d'environ 600 K (température de couleur de HighMel plus basse que celle de LowMel). Ainsi, les deux stimuli ne diffèrent pas seulement en contenu excitant les CGRips, mais aussi en température de couleur. Or certaines procédures expérimentales permettaient de conclure que HighMel est plus inconfortable que LowMel. Dans ce cas, il est pertinent de se demander si cette différence d'inconfort est reliée à la différence en excitation des CGRips ou à la différence en température de couleur. En effet, comme nous l'avons vu dans le premier chapitre (I.3.3.1.2), des études s'appuient sur la température de couleur comme indicateur de l'impact du spectre sur l'éblouissement d'inconfort. Une hausse de la température de couleur étant souvent causée par une augmentation d'énergie dans les courtes longueurs d'ondes, elle implique une excitation accrue des CGRips : ces deux facteurs sont donc fortement liés. Ainsi, nous nous intéressons à tester séparément ces facteurs dans cette expérimentation. Deux hypothèses présentes dans la littérature sur l'influence du contenu spectral sur l'éblouissement d'inconfort sont donc investiguées :

- le ressenti d'éblouissement d'inconfort peut être relié à la température de couleur ;
- les CGRips sont impliquées dans la perception de l'éblouissement d'inconfort.

Le but de cette expérimentation est de conclure si des stimuli métamères peuvent avoir un ressenti d'inconfort différent à l'aide des trois procédures précédemment sélectionnées, et d'étudier les deux hypothèses précédentes.

VI.2 Installation expérimentale et stimuli

Cette expérimentation s'est déroulée dans la salle octogonale (décrite dans la partie II.1.3.2). La luminance du fond était fixée à 20 cd/m² (calculée pour l'observateur fondamental CIE 10° 2015) au niveau de la cible de fixation. Le stimulus éblouissant était un disque lumineux (de rayon 5 cm) dont la distribution spectrale et l'intensité pouvaient être ajustées.

Lors de l'élaboration des stimuli de cette expérimentation, nous avons pris en considération un nouvel élément dont nous n'avions pas tenu compte dans les précédents chapitres : le rendu des couleurs du stimulus [CIE-224 2017]. En effet, les valeurs de l'indice de fidélité des couleurs (R_f) des stimuli HighMel et LowMel des précédentes expérimentations étaient différents (respectivement $R_f = 56$ et $R_f = 72$). Ainsi, même si la « sensation de blanc » de ces stimuli métamères était identique, il est possible que le rendu des couleurs ait influencé le ressenti des participants. Précisons que s'il y avait une différence de ressenti, elle était minimisée par le fait que l'environnement visuel de la salle expérimentale était achromatique et que les participants revêtaient une blouse blanche. Nous avions considéré que cette différence n'avait pas d'impact sur les conclusions des expérimentations précédentes car celles-ci se focalisaient sur la comparaison des procédures expérimentales. Cependant, il était nécessaire d'être plus précis pour cette expérimentation étudiant l'influence du contenu spectral. Ainsi, nous avons optimisé les stimuli présentés pour qu'ils soient métamères et que leur indice de fidélité des couleurs R_f soit identique.

Cette expérimentation étudie les ressentis d'inconfort de trois stimuli. Le stimulus de référence est, comme pour les autres expérimentations, le stimulus de la LED blanche seule, appelé LowMel. Le stimulus HighMel10F est l'équivalent des stimuli HighMel des chapitres IV et V : il s'agit d'un stimulus métamère au stimulus LowMel selon l'observateur fondamental CIE 10° 2015, dont la quantité d'énergie excitant la mélanopsine est plus importante (multiplication de celle de LowMel par 1.64 à même luminance fondamentale). Le seul paramètre supplémentaire considéré pour l'obtention de ce stimulus dans cette expérimentation est que l'indice de fidélité des couleurs de HighMel10F soit égal à celui de LowMel ($R_f = 73$). Le stimulus HighMel2 est un stimulus métamère au stimulus LowMel selon l'observateur de référence CIE 2° 1931, dont la quantité d'énergie excitant la mélanopsine est quasi-identique à celle de HighMel10F. L'indice de fidélité des couleurs de HighMel2 est aussi égal à celui de LowMel (et donc de HighMel10F). La température de couleur proximale de HighMel2 est identique à celle de LowMel ($T_{cp} =$ 4896 K pour HighMel2 en comparaison de $T_{cp} =$ 4869 K pour LowMel[29]), tandis que celle de HighMel10F est moins élevée ($T_{cp} =$ 4438 K). Le Tableau 65 détaille les caractéristiques colorimétriques de ces stimuli.

[29] D'après Wyszecki et Stiles [Wyszecki and Stiles 2000] , l'intervalle de température de couleur correspondant à une différence chromatique juste discernable par rapport à une température de couleur de 4869K est [4742K ; 5003K].

	$x_{F,10}$	$y_{F,10}$	x	y	T_{cp}	R_f	R_g
LowMel	0,358	0,361	0,351	0,373	4869 K	73	95
HighMel10F	0,360	0,361	0,359	0,343	4438 K	73	93
HighMel2	0,351	0,386	0,350	0,373	4896 K	73	104

Tableau 65 - Caractéristiques colorimétriques des stimuli LowMel, HighMel10F et HighMel2

Les stimuli ont été présentés à différents niveaux lumineux, selon les procédures. Les niveaux de luminances étaient choisis parmi six niveaux (d'environ 5000 à 141000 cd/m²), numérotés de 1 à 6 dans la suite du manuscrit et détaillés dans le Tableau 66 (luminances calculées à partir de radiances spectrales mesurées au niveau de l'œil du participant, selon l'observateur fondamental CIE 10° 2015). Pour chaque niveau, les luminances des trois stimuli étaient le plus proche possible, mais pouvaient différer légèrement en raison du caractère discret du codage DMX de la luminance du stimulus (l'étendue de luminance correspondait à 255 valeurs de DMX). Comme dans le chapitre IV, ces niveaux sont quasi-équidistants en logarithmes de luminance. La Figure 104 représente les radiances spectrales de ces trois stimuli au niveau 6, mesurées au niveau de l'œil du participant. Le Tableau 67 présente les radiances alpha-opiques des stimuli pour une luminance fondamentale unitaire ; les radiances correspondant aux niveaux des stimuli s'obtiennent en multipliant ces radiances par les luminances fondamentales des stimuli détaillées dans le Tableau 66.

	niveau 1 [cd/m²]	niveau 2 [cd/m²]	niveau 3 [cd/m²]	niveau 4 [cd/m²]	niveau 5 [cd/m²]	niveau 6 [cd/m²]
LowMel	5067	9251	18753	37556	72666	141161
HighMel10F	5040	8986	18464	37070	72491	140926
HighMel2	5103	9316	18612	37024	72547	140806
Moyenne	**5070**	**9184**	**18610**	**37217**	**72568**	**140964**

Tableau 66 - Niveaux de luminances des stimuli LowMel, HighMel10F et HighMel2 (mesurés au niveau de l'œil du participant)

	α-opic radiance [W/(m².sr)]				
	S-cone-opic	M-cone-opic	L-cone-opic	rhodopic	melanopic
LowMel	5,29E-04	1,24E-03	1,49E-03	9,35E-04	7,43E-04
HighMel10F	5,28E-04	1,23E-03	1,49E-03	1,29E-03	1,22E-03
HighMel2	4,65E-04	1,28E-03	1,47E-03	1,31E-03	1,17E-03

Tableau 67 - Radiances alpha-opiques des stimuli LowMel, HighMel10F et HighMel2 à luminance fondamentale unitaire d'après le standard S026 de la CIE [CIE ; 2018] (mesures au niveau de l'œil du participant)

A titre indicatif, les valeurs d'éclairements verticaux relevés au niveau de l'œil du participant, et d'éclairements horizontaux relevés à 0.80 m de hauteur (plan utile) sont détaillés dans le Tableau 68 pour les stimuli LowMel, HighMel10F et HighMel2 et pour l'éclairage de fond sans stimulus éblouissant (appelé Référence). Ces valeurs ont été obtenues en mesurant les éclairements énergétiques spectraux au spectroradiomètre puis en calculant les éclairements correspondants pour l'observateur fondamental CIE 10° 2015.

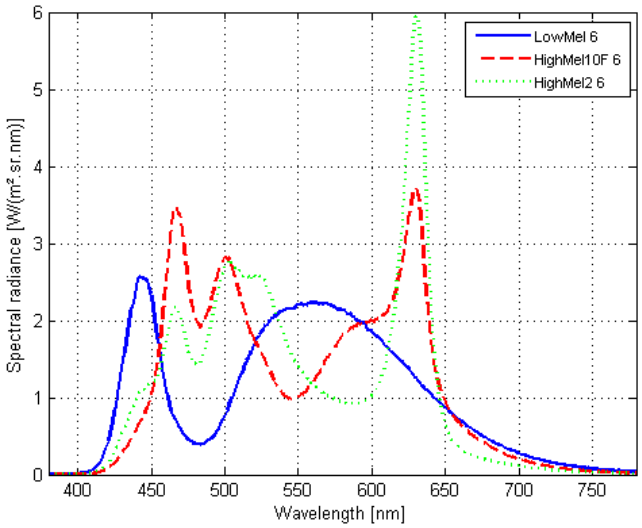


Figure 104 - Radiances spectrales des stimuli LowMel, HighMel10F et HighMel2 au niveau 6 (mesurées au niveau de l'œil du participant)

	Eclairement vertical [lux]	Eclairement horizontal [lux]
Référence	52	97
LowMel_1	66	102
LowMel_2	77	106
LowMel_3	102	116
LowMel_4	152	134
LowMel_5	249	170
LowMel_6	432	237
HighMel10F_1	66	103
HighMel10F_2	76	106
HighMel10F_3	101	116
HighMel10F_4	151	133
HighMel10F_5	247	169
HighMel10F_6	427	237
HighMel2_1	66	103
HighMel2_2	76	107
HighMel2_3	102	116
HighMel2_4	150	134
HighMel2_5	245	170
HighMel2_6	430	239

Tableau 68 - Eclairements verticaux des stimuli mesurés au niveau de l'œil du participant, et éclairements horizontaux à hauteur du plan utile (0.80m)

VI.3 Protocole

Le protocole de cette expérimentation est similaire à celui de l'expérimentation sur les procédures psychophysiques (chapitre IV). L'expérimentation était subdivisée en plusieurs sous-expérimentations correspondant à chacune des procédures sélectionnées dans le chapitre IV (méthode des stimuli constants, comparaison par paires et estimation de magnitude). Celles-ci s'enchaînaient les unes à la suite des autres (déroulé du protocole en annexe B).

Après avoir accueilli le participant, sa vision des couleurs était vérifiée avec un test réduit d'Ishihara à six planches sous lumière naturelle [Ishihara 1917]. Le principe global de l'expérimentation lui était expliqué (décrire la sensation d'inconfort ressentie face à des stimuli lumineux) puis il signait un formulaire de consentement. Le cas échéant, ses lunettes étaient nettoyées. Il revêtait une blouse blanche puis il était accompagné dans la salle octogonale, éclairée par l'éclairage de référence. La hauteur du fauteuil était ajustée pour obtenir une hauteur des yeux à 1.20 m. Le participant était ensuite plongé dans l'obscurité pendant trois minutes (pour obtenir une dilatation satisfaisante de la pupille, voir partie V.5.5). Des informations générales lui étaient demandées pendant ces trois minutes d'obscurité (âge, sexe,…). L'ambiance de référence était ensuite rallumée et le principe de l'expérimentation lui était expliqué plus précisément (« s'imaginer dans une situation confortable », « assis dans un fauteuil dans un environnement de travail », et « évaluer le ressenti d'inconfort en fonction de la gêne causée par la source »). Il était précisé au participant de fixer son regard sur la cible centrale et de ne surtout pas regarder la source éblouissante. Il était ensuite proposé au participant de faire varier la luminance de la source avec un potentiomètre rotatif pour se familiariser avec les niveaux lumineux auxquels il serait confronté par la suite (LED blanche seule). Pendant ce temps, les notions de confort et d'inconfort liées à la gêne causée par la source lui étaient expliquées. En particulier, on lui indiquait que la notion d'inconfort pourrait être traitée de façon quantitative dans l'expérimentation, alors que la notion de confort ne serait traitée que d'une façon binaire (présence de confort ou pas). Il était précisé au participant de bien focaliser son jugement sur l'inconfort provoqué par les stimuli et non pas l'intensité des stimuli. Avant de commencer l'expérimentation, la hauteur du fauteuil était de nouveau ajustée et des exemples de stimuli étaient présentés au participant pour lui montrer l'étendue de luminance des stimuli. Chaque sous-expérimentation était ensuite expliquée, précédée d'un entraînement sur deux ou trois stimuli (résultats non analysés), puis effectuée. Le but de l'entraînement était de familiariser le participant avec la procédure. A la fin de l'expérimentation, le participant était remercié pour sa participation par une compensation en chèques cadeaux.

L'ordre des sous-expérimentations de méthode des stimuli constants et d'estimation de magnitude était contrebalancé pour éviter un biais d'ordre de présentation. Par contre, la comparaison par paires était toujours la dernière sous-expérimentation (elle présentait uniquement des stimuli au même niveau de luminance, plus difficiles à juger, il était donc bénéfique de profiter de l'entraînement des participants dû aux deux premières procédures). De même, l'ordre de présentation des stimuli était contrebalancé entre les participants pour chaque sous-expérimentation (carré latin, voir partie III.2.1).

L'expérimentation durait environ 1h. Les protocoles et les stimuli de chaque sous-expérimentation sont détaillés dans les paragraphes suivants. Pour éviter d'orienter inconsciemment le participant vers un ressenti d'inconfort, il était donné pour chaque procédure la possibilité de communiquer une absence de ressenti d'inconfort face aux stimuli présentés.

Méthode des stimuli constants :

Pour la méthode des stimuli constants nous avons choisi de présenter six niveaux de luminance fixes au lieu de cinq (comme pour l'expérimentation du chapitre IV) afin qu'ils soient plus proches et que le seuil obtenu avec la sigmoïde soit plus précis. Tous les stimuli (3 distributions spectrales, 6 niveaux, soit 18 stimuli) étaient donc présentés. Chaque stimulus était répété six fois à l'identique pour pouvoir obtenir un pourcentage de réponses d'inconfort pour chacun, et en déduire ensuite la courbe de fonction psychométrique. Du point de vue du participant, il y avait donc 108 stimuli.

Chaque stimulus était présenté au participant qui devait le qualifier de confortable ou d'inconfortable à l'oral.

Comparaison par paires :

Pour la comparaison par paires, il ne nous a pas semblé intéressant de comparer entre eux différents niveaux de luminance. En effet, lors de l'expérimentation du chapitre IV, nous avions observé que la discrimination entre les paliers de niveaux de luminance était évidente. Nous n'avons pas non plus demandé si la différence d'inconfort entre les stimuli à niveau de luminance identique était forte ou faible, comme proposé dans l'expérimentation du chapitre IV. En effet, les stimuli présentés à un même niveau de luminance produisaient des ressentis en inconfort jugés proches par les participants.

Ainsi, les trois stimuli étaient présentés à la luminance du sixième niveau (LowMel_6, HighMel10F_6 et HighMel2_6). Les paires de stimuli présentés définissaient un plan expérimental complet où tous les stimuli étaient comparés entre eux, comprenant un contre-balancement des stimuli (stimuli A puis B, et stimuli B puis A) et des conditions nulles (stimulus comparé à lui-même). Cela correspondait à 9 paires.

Pour chaque paire de stimuli, il était demandé d'indiquer le stimulus le plus inconfortable. Le participant ne pouvait pas donner une réponse neutre (méthode de choix forcé). La paire était composée de deux stimuli présentés pendant cinq secondes chacun, espacés d'une seconde d'éclairage de référence (sans source éblouissante). La présentation de la paire pouvait être répétée autant de fois que le souhaitait le participant.

Estimation de magnitude :

Pour l'estimation de magnitude, nous avons présenté quatre niveaux de luminance au lieu de trois (comme pour l'expérimentation du chapitre IV) afin de présenter plus de stimuli et d'avoir ainsi un modèle mixte bâti sur plus de données.

Les trois distributions spectrales étaient proposées aux niveaux 3, 4, 5 et 6 (LowMel_3, LowMel_4, LowMel_5, LowMel_6, HighMel10F_3, HighMel10F_4, HighMel10F_5, HighMel10F_6, HighMel2_3, HighMel2_4, HighMel2_5 et HighMel2_6). Du point de vue du participant, il y avait donc 12 stimuli.

La sensation d'inconfort ressentie face au stimulus LowMel_4 était définie comme référence pour la procédure En effet, la norme ASTM E1697 indique que le stimulus référence doit avoir une intensité proche de la moyenne géométrique du panel de stimuli et ne surtout pas être à l'extrémité de ce panel [ASTM International 2012]). Il était d'abord demandé si ce stimulus était inconfortable, pour ne pas biaiser l'expérimentation. Puis sa valeur d'inconfort était fixée à 100. Il était indiqué que la valeur 0 correspondait à une absence d'inconfort. Puis il était demandé d'estimer la sensation d'inconfort de chaque stimulus par rapport à la valeur 100 de ce stimulus référence, comme avec une règle graduée, et sans limite maximale (un stimulus deux fois plus inconfortable que la référence devait être jugé à

une valeur de 200). Une analogie avec l'estimation de la longueur d'une flèche était montrée comme exemple, le participant devant estimer la longueur de trois flèches en comparaison à une flèche de référence (entraînement inspiré d'une étude utilisant l'estimation de magnitude pour la perception de luminosité [Withouck et al. 2014]). Les stimuli visuels étaient présentés par paires pendant cinq secondes chacun, espacés d'une seconde d'éclairage de référence (sans source éblouissante) : le premier stimulus était le stimulus de référence, et le second était celui dont la sensation d'inconfort devait être estimée. La présentation de la paire pouvait être répétée autant de fois que le souhaitait le participant.

VI.4 Analyse des données

Un panel de 36 jeunes participants a été recruté pour passer l'expérimentation : 14 hommes et 22 femmes, âgés de 20 à 25 ans avec une moyenne d'âge de 21.5 ans et un écart-type de 1.2 ans. Comme dans le chapitre IV, la cohérence des réponses des participants a été vérifiée au préalable.

Nous résumons dans cette partie les résultats obtenus pour chaque sous-expérimentation.

Pour obtenir cette analyse, les résultats enregistrés par le programme LabVIEW de l'expérimentation étaient réordonnés via le logiciel Matlab, et les analyses statistiques ainsi que les graphes de répartition des données étaient produits via les logiciels R et Xlstat. Nous avons considéré lors de ces analyses statistiques que l'effet des facteurs étudiés est significatif lorsque la p-value correspondante est inférieure au seuil α de 0.05. La normalité des résidus des modèles mixtes a été vérifiée (voir partie II.3). Rappelons que les niveaux fixes des stimuli proposés étaient équidistants en logarithmes de luminance (niveaux 1 à 6), et que les réponses ajustées en luminance par les participants ont été analysées en logarithmes de luminance.

VI.4.1 Méthode des stimuli constants

Pour la méthode des stimuli constants, les moyennes et intervalles de confiance à 95% des pourcentages de réponses en faveur de l'inconfort sont représentés pour les trois stimuli LowMel, HighMel10F et HighMel2 (Figure 105).

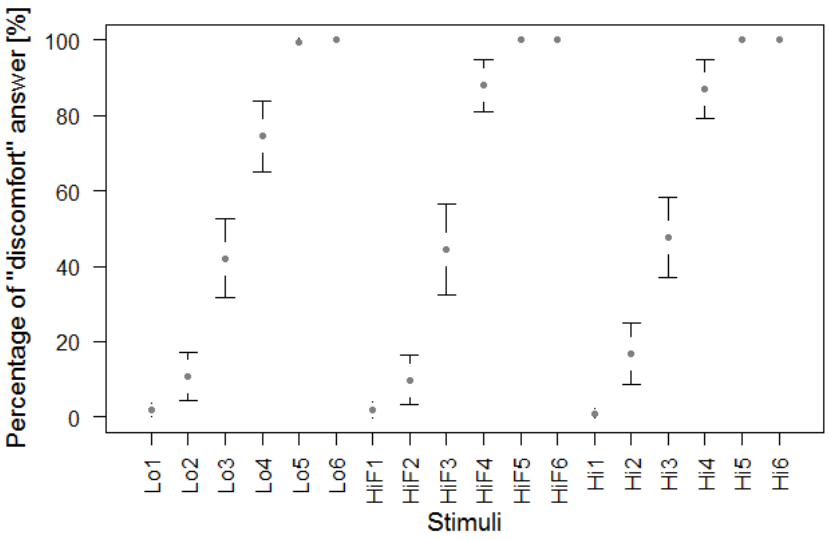


Figure 105 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des pourcentages de réponses en faveur de l'inconfort pour les stimuli LowMel, HighMel10F et HighMel2 (méthode des stimuli constants ; Lo = LowMel, HiF = HighMel10F, Hi = HighMel2)

Comme expliqué dans la partie IV.5.3, la fonction psychométrique de chaque participant est obtenue en optimisant une courbe sigmoïde à partir des six valeurs de pourcentages (via Matlab). Elle permet ensuite d'accéder au seuil entre le confort et l'inconfort, défini à un pourcentage de 50% [Ehrenstein and Ehrenstein 1999; Goldstein 2010]. Cet échantillon de seuils des participants a été analysé par la suite. Il se compose de trois seuils pour chaque participant, pour LowMel, HighMel10F et HighMel2 (N = 108). Les moyennes des seuils des participants sont les suivantes : 4.33 $\log_{10}$(cd/m²) pour LowMel (21.6 kcd/m²), 4.29 $\log_{10}$(cd/m²) pour HighMel10F (19.4 kcd/m²) et 4.25 $\log_{10}$(cd/m²) pour HighMel2 (17.9 kcd/m²). Rappelons qu'un seuil plus élevé signifie que la source correspondante est moins inconfortable.

Par ailleurs, le calcul des sigmoïdes des trois stimuli a aussi été réalisé à partir des moyennes des pourcentages de l'ensemble des participants (équivalent d'un participant moyen). Les seuils obtenus par les fonctions psychométriques du participant moyen sont légèrement différents, mais sont répartis dans le même ordre en luminance : 4.34 $\log_{10}$(cd/m²) pour LowMel (21.9 kcd/m²), 4.30 $\log_{10}$(cd/m²) pour HighMel10F (19.8 kcd/m²), 4.27 $\log_{10}$(cd/m²) pour HighMel2 (18.7 kcd/m²). Cette approche n'aboutissant qu'à une seule sigmoïde, elle n'est pas considérée dans l'analyse statistique proposée dans les paragraphes suivants (basée sur les seuils obtenus pour chaque participant).

Les moyennes et intervalles de confiance à 95% des seuils entre le confort et l'inconfort sont représentés sur la Figure 106 pour les trois stimuli LowMel, HighMel10F et HighMel2.

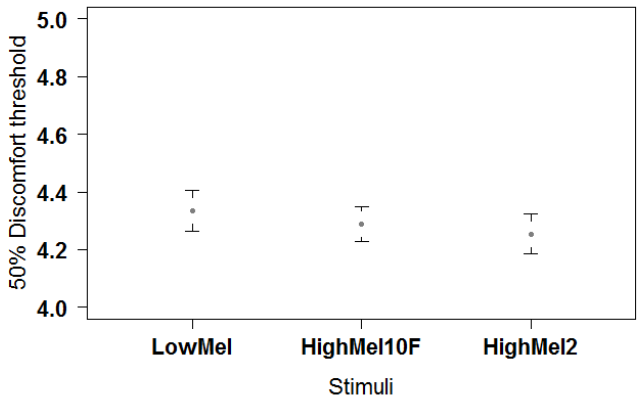


Figure 106 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des seuils entre le confort et l'inconfort (méthode des stimuli constants) [$log_{10}(cd/m^2)$]

Une analyse basée sur les modèles mixtes a été effectuée pour comparer les seuils des stimuli et observer les influences de la distribution spectrale. Les paramètres du modèle mixte sont les suivants :

- le seuil entre le confort et l'inconfort pour la variable à expliquer, en log_{10}(luminance) (variable dépendante),
- la distribution spectrale (LowMel ou HighMel) pour la variable explicative à effets fixes (variable indépendante),
- le participant pour la variable explicative à effets aléatoires (variable indépendante).

La position, la taille, et l'uniformité de la source éblouissante, ainsi que la chromaticité et la luminance du fond sont des variables de contrôle.

Le modèle conclut que le facteur « distribution spectrale » est significatif (χ = 10.60 ; df = 2 ; p = 0.005). La différence de distribution spectrale a donc bien un effet sur l'inconfort ressenti. Il faut ensuite considérer les tests de comparaisons multiples pour comparer les trois distributions spectrales entre elles. Ces tests de Tukey précisent que seule la différence entre LowMel et HighMel2 est significative. L'influence spectrale est donc un facteur significatif, mais il n'est pas possible de conclure que le ressenti d'inconfort est différent entre LowMel et HighMel10F ou entre HighMel10F et LowMel2. Par contre HighMel2 est plus inconfortable que LowMel (son seuil d'inconfort moyen est moins élevé).

L'indice global de taille d'effet (voir partie II.3.3) est élevé : Ω^2 = 0.819. Cela signifie que la variabilité des données est bien expliquée par le modèle mixte. La taille d'effet entre les stimuli pour lesquelles la différence est significative (LowMel et HighMel2) est élevée (0.78), d'où une forte différence entre les deux distributions spectrales.

VI.4.2 Comparaison par paires

Pour la comparaison par paires, nous avons tout d'abord analysé les réponses des participants pour les paires de condition nulle (stimulus comparé à lui-même). Or, pour une telle paire de stimuli, il n'y a aucune raison qu'un des deux stimuli soit ressenti plus inconfortable que l'autre, il y a donc 50% de chance qu'un participant choisisse le premier stimulus comme le plus inconfortable. Pour chacune des trois paires de condition nulle, le nombre de participants ayant répondu que le premier stimulus est plus inconfortable que le second a été relevé et un test de loi binomiale a été réalisé via le logiciel R.

Pour ce test :

- le nombre d'essais équivaut au nombre de participants (36 essais),
- le nombre de succès équivaut au nombre de réponses « le premier stimulus est plus inconfortable » (le nombre varie de 13 à 22 en fonction des paires),
- la probabilité du succès est égale à 0.5.

Pour les trois paires, la *p*-value du test était supérieure à 0.05, il n'est donc pas possible de conclure qu'un biais expérimental est présent et tend à favoriser le choix du premier ou du deuxième stimulus.

Des scores d'inconfort ont ensuite été calculés pour chaque stimulus de la sous-expérimentation, à partir des choix décidés par les participants pour chaque paire : à chaque paire où un stimulus apparaissait, le score d'inconfort de ce stimulus augmentait de 1 ou diminuait de 1 s'il était respectivement jugé comme plus inconfortable ou moins inconfortable que l'autre stimulus de la paire [Jost-Boissard et al. 2015].

Les moyennes et intervalles de confiance à 95% des scores d'inconfort sont représentés Figure 107 (scores d'inconfort moyens de -1.78, 0.00 et 1.78 respectivement pour LowMel_6, HighMel10F_6 et HighMel2_6).

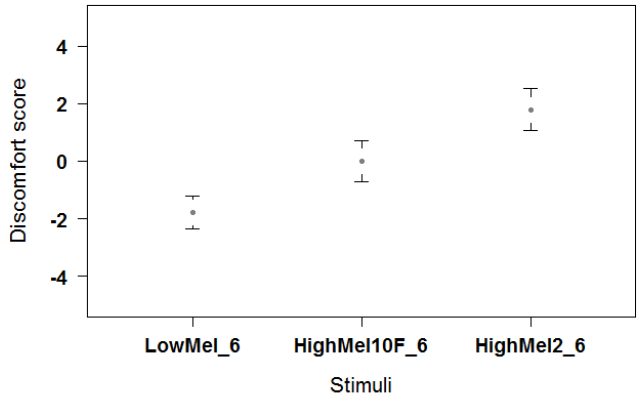


Figure 107 - Moyennes et intervalles de confiance à 95% des scores d'inconfort (comparaison par paires)

Une analyse basée sur les modèles mixtes a été effectuée pour comparer les scores d'inconfort des stimuli et observer l'influence de la distribution spectrale. Les paramètres du modèle mixte sont les suivants :

- le score d'inconfort pour la variable à expliquer (variable dépendante),
- la distribution spectrale (LowMel, HighMel10F ou HighMel2) pour la variable explicative à effets fixes (variable indépendante),
- le participant pour la variable explicative à effets aléatoires (variable indépendante).

La position, la taille, et l'uniformité de la source éblouissante, ainsi que la chromaticité et la luminance du fond sont des variables de contrôle.

Le modèle conclut que le facteur « distribution spectrale » est significatif (χ = 53,76 ; df = 2 ; p = $2{,}12.10^{-12}$). La distribution spectrale a donc bien un effet sur l'inconfort ressenti. Les tests de comparaisons multiples de Tukey précisent que les différences entre chacun des trois spectres sont

significatives. Il est donc possible de conclure que les trois distributions spectrales ont un inconfort significativement différent : HighMel2 (L = 140.8 kcd/m²) est plus inconfortable que HighMel10F (L = 140.9 kcd/m²), lui-même plus inconfortable que LowMel (L = 141.2 kcd/m²).

L'indice global de taille d'effet est par contre très faible : $\Omega^2 = 0.339$. Cela signifie que la variabilité des données n'est pas bien expliquée par le modèle mixte, peut-être à cause de la variabilité présente dans les réponses des participants. Le Tableau 69 résume les tailles d'effet entre chaque distribution spectrale. Les tailles d'effet de la distribution spectrale sont élevées (0.72 et 1.43), d'où un effet fort de la distribution spectrale sur le ressenti d'inconfort.

Entre LowMel et HighMel10F	0,72
Entre LowMel et HighMel2	1,43
Entre HighMel10F et HighMel2	0,72

Tableau 69 - Tailles d'effet (comparaison par paires)

VI.4.3 Estimation de magnitude

Le stimulus de référence de cette procédure n'était pas inconfortable pour deux participants. Ces deux participants n'ont donc pas effectué cette expérimentation (N = 34 participants).

Pour l'estimation de magnitude, les moyennes et intervalles de confiance à 95% des estimations de magnitude d'inconfort sont représentés Figure 108. Le présente les estimations de magnitude d'inconfort moyennes pour chaque stimulus.

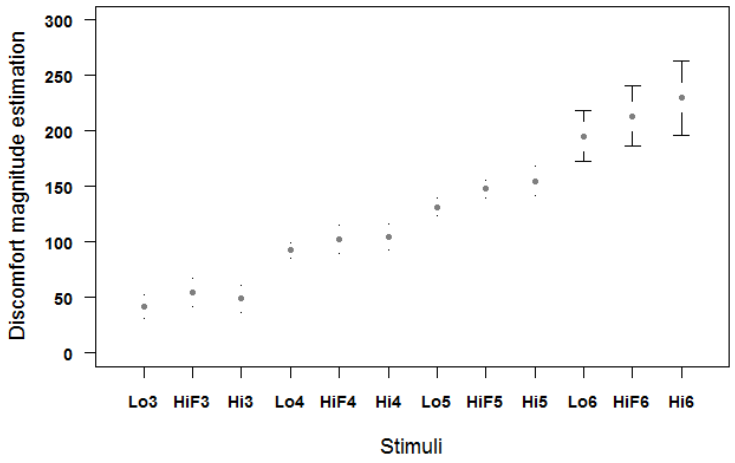


Figure 108 - Moyennes et intervalles de confiance à 95%
des estimations de magnitude d'inconfort (estimation de magnitude)

	Estimation de magnitude d'inconfort
LowMel_3	42
HighMel10F_3	54
HighMel2_3	49
LowMel_4	93
HighMel10F_4	103
HighMel2_4	105
LowMel_5	132
HighMel10F_5	148
HighMel2_5	155
LowMel_6	196
HighMel10F_6	214
HighMel2_6	230

Tableau 70 - Moyennes des estimations de magnitude d'inconfort

Une analyse basée sur les modèles mixtes a été effectuée pour comparer les estimations de magnitude d'inconfort des stimuli et observer les influences de la distribution spectrale et du niveau de luminance. Les paramètres du modèle mixte sont les suivants :

- l'estimation de magnitude d'inconfort pour la variable à expliquer (variable dépendante),
- la distribution spectrale (LowMel, HighMel10F ou HighMel2) et le niveau de luminance (quatre niveaux) pour les variables explicatives à effets fixes (variable indépendante) et leur interaction,
- le participant pour la variable explicative à effets aléatoires (variable indépendante).

La position, la taille, et l'uniformité de la source éblouissante, ainsi que la chromaticité et la luminance du fond sont des variables de contrôle.

Les résultats du modèle mixte sont détaillés dans le Tableau 71. Le facteur « distribution spectrale » et le facteur « niveau » ont un effet significatif, mais pas l'interaction entre la distribution spectrale et le niveau (les facteurs sont donc indépendants). Les tests post hoc de Tukey précisent que les différences entre LowMel et HighMel10F, et entre LowMel et HighMel2 sont significatives. Il est donc possible de conclure que HighMel10F et HighMel2 sont plus inconfortables que LowMel, mais pas que le ressenti d'inconfort entre HighMel10F et HighMel2 est différent. Les différences entre chacun des niveaux sont significatives : plus le niveau est élevé et plus la notation d'inconfort est élevée (ce qui est cohérent).

	X	Degrés de liberté	p-value
Distribution spectrale	13,65	2	**0,001**
Niveau	756,27	3	**< 2,2E-16**
Distrib. spectrale : niveau	4,21	6	0,648

Tableau 71 - Résultats du modèle mixte (estimation de magnitude, n=34)

L'indice global de taille d'effet est moyennement élevé : $\Omega^2 = 0.712$. Cela signifie que la variabilité des données est plutôt bien expliquée par le modèle mixte. Le Tableau 72 résume les tailles d'effet entre chaque niveau (pour chaque distribution spectrale) et entre chaque distribution spectrale (pour chaque niveau ; cases n.s. dans le tableau lorsque l'effet n'est pas significatif). Les tailles d'effet de la distribution spectrale sont faibles (de 0.07 à 0.34), tandis que celles du niveau sont moyennes à élevées (de 0.38 à 1.76). L'effet du niveau est plus fort que celui de la distribution spectrale, ce qui est cohérent.

Effet "distribution spectrale"		Effet "niveau"			
Entre LowMel et HighMel10F		**Entre niveau 1 et niveau 2**		**Entre niveau 2 et niveau 3**	
niveau 3	0,12	LowMel	0,49	LowMel	0,38
niveau 4	0,10	HighMel10F	0,47	HighMel10F	0,44
niveau 5	0,16	HighMel2	0,54	HighMel2	0,49
niveau 6	0,18	**Entre niveau 1 et niveau 3**		**Entre niveau 2 et niveau 4**	
Entre LowMel et HighMel2		LowMel	0,88	LowMel	1
niveau 3	0,07	HighMel10F	0,91	HighMel10F	1,08
niveau 4	0,12	HighMel2	1,03	HighMel2	1,22
niveau 5	0,22	**Entre niveau 1 et niveau 4**		**Entre niveau 3 et niveau 4**	
niveau 6	0,34	LowMel	1,5	LowMel	0,62
Entre HighMel10F et HighMel2		HighMel10F	1,55	HighMel10F	0,64
niveau 3	n.s.	HighMel2	1,76	HighMel2	0,73
niveau 4	n.s.				
niveau 5	n.s.				
niveau 6	n.s.				

Tableau 72 - Tailles d'effet (estimation de magnitude)

VI.5 Discussion

VI.5.1 Durée des procédures

Les durées moyennes de procédures sont de 6 minutes environ (357 secondes) pour la méthode des stimuli constants, 3 minutes (180 secondes) pour la comparaison par paires et de 5 minutes et 45 secondes (345 secondes) pour l'estimation de magnitude. Elles correspondent à une durée moyenne par stimulus (ou paire de stimuli) de 3 secondes, 20 secondes et 29 secondes. Rappelons que les durées moyennes de chaque stimulus relevées pour l'expérimentation sur les procédures psychophysiques étaient respectivement de 4, 22 et 29 secondes. L'ordre de grandeur de la durée d'un stimulus est donc quasiment constant pour chaque procédure.

VI.5.2 Participation des CGRips dans le ressenti d'inconfort et influence de la température de couleur proximale

Le classement d'inconfort des trois stimuli est identique pour les trois procédures : LowMel est moins inconfortable que HighMel10F, lui-même moins inconfortable que HighMel2 (pour les trois procédures à l'exception du premier niveau de l'estimation de magnitude). Ce classement d'inconfort est robuste. Cependant, chaque procédure n'obtient pas les mêmes conclusions concernant la significativité des différences entre les ressentis d'inconfort des stimuli (Figure 109) :

- la méthode des stimuli constants indique uniquement que HighMel2 est ressenti comme plus inconfortable que LowMel,
- la méthode d'estimation de magnitude indique que LowMel est moins inconfortable que HighMel10F et que HighMel2,
- la méthode de comparaison par paires indique que LowMel est moins inconfortable que HighMel10F et que HighMel2, et que HighMel10F est moins inconfortable que MaxMela2.

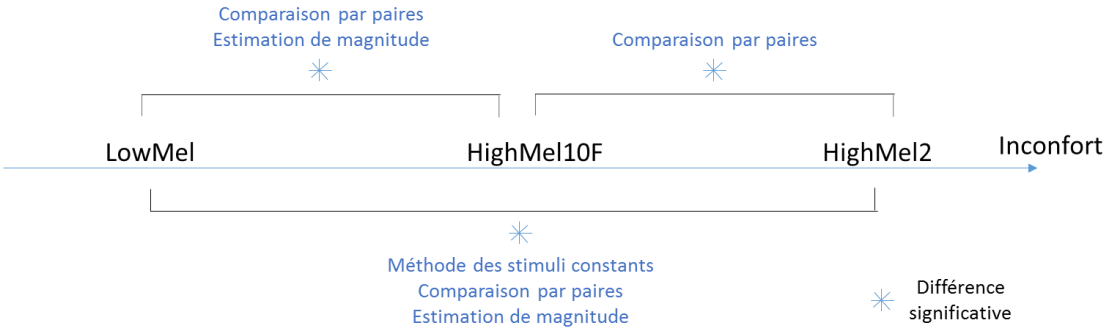


Figure 109 - Conclusions de significativité données par les trois procédures

Les conclusions des procédures sont cohérentes entre elles, mais certaines permettent de discriminer plus finement les stimuli entre eux et donc de mettre davantage en évidence l'influence de certains facteurs. La méthode des stimuli constants est la procédure qui discrimine le moins les stimuli, tandis que la comparaison par paires permet de les discriminer davantage. Cela est cohérent avec les résultats obtenus avec ces procédures dans le chapitre IV : la première n'avait pas conclu à une différence significative entre LowMel et HighMel; la seconde avait été très discriminante pour les distributions spectrales et les niveaux. Précisons que les tailles d'effets calculées pour la comparaison par paires (seule procédure où les trois distributions spectrales sont significativement différentes) détaillent une taille d'effet plus élevée pour la différence entre LowMel et HighMel2 que pour la différence entre LowMel et HighMel10F ou entre HighMel2 et HighMel10F : cette différence de ressenti entre LowMel et HighMel2 est plus forte que les autres, et cela peut expliquer que les autres procédures, moins discriminantes, mettent en évidence uniquement son effet.

Afin de répondre à la problématique de cette expérimentation, nous analysons ce que ces différences d'inconfort impliquent.

Le stimulus LowMel est moins inconfortable que le stimulus HighMel2, selon les trois procédures. Or la quantité d'énergie excitant les CGRips est multipliée par 1.6 pour le stimulus HighMel2 par rapport au stimulus LowMel, et la température de couleur proximale est identique. Ce premier résultat implique donc qu'une augmentation de la quantité d'énergie excitant les CGRips, à même température de couleur proximale, entraîne un ressenti d'inconfort plus élevé.

Les procédures de comparaison par paires et d'estimation de magnitude ajoutent la conclusion que le stimulus LowMel est significativement moins inconfortable que le stimulus HighMel10F. Or ces deux stimuli diffèrent selon deux critères : la quantité d'énergie excitant les CGRips, plus élevée pour HighMel10F (multipliée par 1.6), et la température de couleur proximale (plus élevée de 430 K pour LowMel). Ce deuxième résultat implique donc qu'une augmentation de la quantité d'énergie excitant les CGRips entraîne un ressenti d'inconfort plus élevé, y compris lorsque la température de couleur proximale diminue. Or, rappelons que selon l'étude bibliographique, une augmentation de la température de couleur aurait pour conséquence une augmentation de l'éblouissement d'inconfort. Ainsi, une augmentation de l'excitation des CGRips de rapport 1.6 l'emporterait sur une diminution de 430 K de la température de couleur.

La procédure de comparaison par paires compare les deux stimuli excitant les CGRips de façon identique en concluant que HighMel2 est plus inconfortable que HighMel10F. Ainsi, pour une même excitation des CGRips, une augmentation de température de couleur de 460 K entraîne une augmentation significative de l'inconfort. Ce lien d'augmentation de l'inconfort avec la température de couleur est cohérent avec la littérature.

VI.5.3 Conclusions sur les niveaux et les seuils d'inconfort

Nous nous intéressons maintenant aux résultats des procédures moyennés sur l'ensemble des participants, sans tenir compte de la significativité des différences indiquées par les modèles mixtes et les tests post hoc. Les luminances des seuils entre le confort et l'inconfort obtenues avec la méthode des stimuli constants (partie VI.4.1) sont résumées dans le Tableau 73 : l'ordre de grandeur du seuil entre le confort et l'inconfort est de 20 kcd/m², et le seuil est plus élevé pour LowMel et moins élevé pour HighMel2 (nous retrouvons donc le classement d'inconfort des trois stimuli détaillé précédemment).

	Luminance de seuil [cd/m²]
LowMel	21605
HighMel10F	19403
HighMel2	17917

Tableau 73 - Luminances moyennes des seuils entre le confort et l'inconfort déterminées par la méthode des stimuli constants

Les luminances correspondant aux paliers de niveaux fixes (Tableau 66) sont rappelées dans la première colonne du Tableau 74. Les seuils entre le confort et l'inconfort obtenus avec la méthode des stimuli constants (Tableau 73) correspondent environ au niveau 3. Ainsi, nous pouvons confirmer que le niveau 4, présenté comme référence d'inconfort dans la procédure d'estimation de magnitude, est inconfortable. Les résultats des procédures de comparaison par paires et d'estimation de magnitude sont rappelés dans ce même tableau (Tableau 74) et confirment le classement d'inconfort des stimuli (excepté pour le premier niveau de l'estimation de magnitude).

	Luminance des niveaux fixes [cd/m²]	Score d'inconfort (comparaison par paires)	Estimation de magnitude d'inconfort
LowMel_3	18753		42
HighMel10F_3	18464		54
HighMel2_3	18612		49
LowMel_4	37556		93
HighMel10F_4	37070		103
HighMel2_4	37024		105
LowMel_5	72666		132
HighMel10F_5	72491		148
HighMel2_5	72547		155
LowMel_6	141161	-1,78	196
HighMel10F_6	140926	0,00	214
HighMel2_6	140806	1,78	230

Tableau 74 - Luminances des niveaux fixes des stimuli évalués et résultats moyennés de la comparaison par paires et de l'estimation de magnitude

Nous comparons ensuite ces résultats avec ceux de l'expérimentation sur les procédures psychophysiques (chapitre IV), rappelés dans le Tableau 75 et le Tableau 76. Précisons que LowMel est le même stimulus, mais que HighMel est différent de HighMel10F ou HighMel2.

	Luminance de seuil [cd/m²]
LowMel	24715
HighMel	23005
HighMel-rep	23448

Tableau 75 - Luminances moyennes des seuils entre le confort et l'inconfort déterminées par la méthode des stimuli constants, expérimentation sur les procédures psychophysiques (chapitre IV)

	Luminance des niveaux fixes [cd/m²]	Score d'inconfort (comparaison par paires)	Estimation de magnitude d'inconfort
LowMel_2	10641	-7,56	2
HighMel_2	10152	-6,97	11
LowMel_4	57862	-0,84	100
HighMel_4	57527	0,74	120
HighMel_4-rep	57527	0,53	116
LowMel_5	139667	6,53	179
HighMel_5	139419	8,10	205

Tableau 76 - Luminances des niveaux fixes des stimuli et résultats moyennés de la comparaison par paires et de l'estimation de magnitude, expérimentation sur les procédures psychophysiques (chapitre IV)

Ces résultats montrent les mêmes tendances d'inconfort que celles obtenues dans cette expérimentation finale (pour chaque procédure), ce qui renforce les conclusions obtenues :

- le seuil de LowMel est plus élevé que celui de HighMel, par contre ces deux seuils sont légèrement plus élevés que ceux de l'expérimentation finale (méthode des stimuli constants) ;
- le score d'inconfort de LowMel est moins élevé que le score d'inconfort de HighMel, à tous les niveaux (comparaison par paires) ;
- LowMel a une estimation de magnitude d'inconfort moins élevée que HighMel à tous les niveaux (estimation de magnitude).

Enfin, la Figure 110 illustre les estimations d'inconfort en fonction des niveaux de luminance présentés, pour les deux expérimentations. Pour éviter de considérer des niveaux proches de la limite entre le confort et l'inconfort, le niveau 2 de l'expérimentation sur les procédures psychophysiques et le niveau 3 de cette expérimentation ne sont pas représentés sur cette figure.

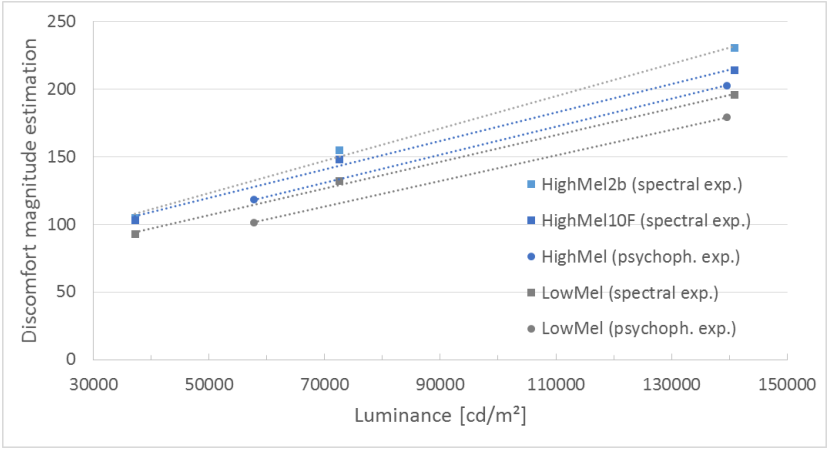


Figure 110 - Estimation de magnitude de l'inconfort en fonction de la luminance des stimuli (échelle logarithmique), expérimentation sur les procédures psychophysiques et expérimentation finale

Nous pouvons conclure que les tendances entre les stimuli de chaque expérimentation sont les mêmes, mais qu'il n'est pas possible de les comparer. Par exemple, LowMel est le stimulus le moins inconfortable pour chaque expérimentation (courbe de tendances en-dessous des courbes des autres stimuli), mais les deux courbes de tendances de LowMel ne se superposent pas : les estimations obtenues donnent un ordre de grandeur mais ne sont pas absolues, elles sont à considérer dans le référentiel de l'expérimentation.

VI.5.4 Limite de l'expérimentation

Une limite peut être reprochée à cette expérimentation. Bien que les stimuli présentés aient une chromaticité très proche et un indice R_f identique, certains participants ont précisé qu'ils percevaient de légères différences de « teinte » ou de « couleur » pour certains stimuli. Ces légères différences peuvent avoir influencé leurs réponses. Cependant, il n'était pas possible de présenter des stimuli dont la perception aurait été plus proche. En effet, il aurait été nécessaire de tenir compte des sensibilités spectrales propres à chaque participant et personnaliser des stimuli métamères adaptés à chacun (en modifiant les proportions des canaux LED colorés) : cette manipulation aurait été beaucoup plus contraignante.

Cette expérimentation a aussi mis en évidence une limite de la procédure d'estimation de magnitude. En effet, cette procédure peut provoquer une certaine confusion lorsque le nombre de stimuli est trop élevé : certains participants ont indiqué qu'il pouvait être difficile de se rappeler toutes les estimations de magnitude données pendant l'ensemble de l'expérimentation, ce qui est nécessaire pour que l'estimation soit cohérente. Cet inconvénient n'est pas présent pour la méthode des stimuli constants ou pour la comparaison par paires.

VI.6 Conclusions du chapitre VI

La validation d'une influence du contenu spectral pour des stimuli blancs est vérifiée par les trois procédures psychophysiques. L'influence spectrale sur l'éblouissement d'inconfort est donc un facteur important qu'il est nécessaire de continuer à étudier dans le futur.

La cause de ce facteur reste par contre questionnée. D'après les résultats des trois procédures de cette dernière expérimentation, les CGRips semblent impliquées dans le ressenti d'inconfort. Pour vérifier cette hypothèse et l'approfondir, il est nécessaire de réaliser d'autres expérimentations en présentant des stimuli supplémentaires (grand nombre de stimuli avec une plus grande variation de contenu excitant les CGRips). Cependant, la seule façon de valider précisément cette hypothèse est d'étudier la corrélation entre les ressentis d'inconfort et la fonction de sensibilité des CGRips, qui n'est à ce jour pas encore connue (partie I.1.2). En effet, le rapport technique S026 de la CIE sur la métrologie liée aux effets non-visuels précise les fonctions de sensibilité des photorécepteurs (cônes et bâtonnets) et de la mélanopsine mais il n'a pas encore été fixé de fonction pondérant leurs apports dans le traitement par les CGRips des fonctions non-visuelles (cette question est complexe car la pondération de ces signaux dépendrait du phénomène non-visuel étudié). Un autre facteur, confirmé uniquement par la procédure de comparaison par paires, est la température de couleur proximale : plus elle serait élevée, plus l'inconfort augmenterait. Par contre, cet effet serait moins fort que celui de l'excitation des CGRips, d'après les résultats de la comparaison par paires et de l'estimation de magnitude (pour une variation de température de couleur proximale de 400 K et une excitation des CGRips multipliée par 1.6).

Les significativités des conclusions obtenues dans ce chapitre ne sont pas les mêmes selon les procédures : une des conclusions est significative pour les trois procédures (implication des CGRips), elle est donc particulièrement robuste. Les deux autres conclusions ne sont pas significatives pour la totalité des procédures, nous pouvons donc interpréter que certaines procédures sont plus discriminantes que d'autres et que les effets mis en évidence sont moins forts. Ainsi, nous confirmons qu'il est important d'utiliser simultanément plusieurs procédures pour discuter les conclusions obtenues de façon plus approfondie.

Enfin, nous rappelons que les stimuli métamères de l'expérimentation finale avaient un indice de fidélité des couleurs identique, contrairement à ceux des expérimentations précédentes. Cet élément a rendu les stimuli beaucoup plus proches visuellement (tout en obtenant les mêmes tendances dans les résultats). Nous conseillons donc, pour un calcul de stimuli métamères, d'ajouter la contrainte d'obtenir un indice de fidélité des couleurs équivalent, et de ne pas se baser uniquement sur la chromaticité. Nous rappelons aussi que le problème principal de cette expérimentation est lié au fait que deux éclairages métamères, calculés selon l'observateur fondamental CIE 10° 2015, n'ont pas une même température de couleur proximale car cette donnée se calcule pour l'observateur de référence CIE 2° 1931. Il serait donc intéressant de formuler un nouveau calcul de la température de couleur, adaptable à d'autres observateurs de la CIE et à plusieurs champs de vision (2° ou 10°).

Nous confirmons l'intérêt des trois procédures psychophysiques sélectionnées dans le chapitre IV. Pour une amélioration de la durée des expérimentations, nous préconisons cependant de modifier la procédure classique de méthode des stimuli constants de façon à la réaliser en deux étapes :

- estimation grossière du seuil recherché sur une large étendue de luminance, avec peu de niveaux fixes et peu de répétitions des niveaux fixes,
- focalisation sur l'étendue composée des deux niveaux entre lesquels le seuil grossier se trouve, et estimation précise du seuil entre ces deux niveaux (avec plus de niveaux fixes et plus de répétitions des stimuli).

Conclusion

L'état de l'art détaillé dans le premier chapitre de ce manuscrit a exposé les grands principes de la vision et de l'éclairage et a présenté l'éblouissement d'inconfort (historique, paramètres et hypothèses des mécanismes physiologiques impliqués). Ce chapitre a mis en évidence deux problématiques d'étude actuelles de ce phénomène perceptif sur lesquelles nous avons basé notre travail. La première a porté sur la pertinence de différentes méthodes expérimentales présentes dans la littérature à caractériser l'éblouissement d'inconfort en éclairage intérieur (méthodes physiologiques et psychophysiques). La seconde s'est intéressée à l'influence de la distribution spectrale de la source éblouissante, afin de compléter les connaissances sur les paramètres de l'éblouissement d'inconfort.

Pour répondre à ces problématiques, nous avons tout d'abord mis en place un dispositif expérimental permettant de présenter des stimuli éblouissants dans des conditions inspirées de celles de l'éclairage intérieur (chapitre II) : dimensions similaires à une véritable salle (par opposition à celles d'une petite sphère, comme souvent dans la littérature), conditions photopiques (luminance de fond aux alentours de 20 cd/m²), source éblouissante positionnée à 20° du centre du champ visuel (avec une luminance de l'ordre de 150000 cd/m²).

Nous avons ensuite réalisé deux expérimentations préliminaires qui ont validé la pertinence des problématiques (chapitre III). Se basant sur une méthode d'ajustement au BCD, la première expérimentation préliminaire a démontré que l'effet du contenu spectral sur l'éblouissement d'inconfort n'est pas négligeable (stimuli colorés plus inconfortables qu'un stimulus blanc, stimuli métamères différents en inconfort) et qu'il est important de prendre en compte la distribution spectrale du stimulus et pas uniquement ses coordonnées trichromatiques (problématique spectrale). Suite à cette première expérimentation, nous avons discuté de la présence possible d'un biais expérimental lié à la méthode d'ajustement, appelé biais d'étendue, et avons décidé d'explorer ce sujet dans la deuxième expérimentation préliminaire. Cette dernière a mis en évidence la présence des biais d'étendue et d'ancrage lors d'un protocole d'ajustement. Elle a aussi confirmé que des stimuli de distributions spectrales différentes peuvent effectivement ne pas être ajustés à un même niveau lumineux pour une même sensation d'inconfort. Ainsi, cette deuxième expérimentation préliminaire a confirmé l'importance de valider une méthode expérimentale et de tenir compte de ses potentiels biais expérimentaux (problématique méthodologique).

Après avoir recensé les méthodes psychophysiques et physiologiques utilisées pour étudier l'éblouissement d'inconfort, nous avons retenu sept procédures psychophysiques (notation sur une échelle, méthode des stimuli constants, méthode des limites, ajustement, comparaison par paires, égalisation et estimation de magnitude) et quatre outils de mesure physiologique (pupillométrie, électromyographie, électroencéphalographie et électrocardiographie). Nous avons étudié ces procédures et ces outils dans deux expérimentations distinctes (onze méthodes).

L'expérimentation sur les méthodes psychophysiques (chapitre IV) s'est intéressée à observer la significativité des biais expérimentaux et la répétabilité des procédures utilisées (outils statistiques de modèles mixtes). L'éblouissement d'inconfort produit par deux stimuli métamères LowMel et HighMel était étudié en se basant sur chaque méthode psychophysique (sept expérimentations). Celles-ci ont mis en évidence l'importance de considérer les biais expérimentaux lors de l'élaboration d'un protocole et de l'analyse des données récoltées (présenter des ancres hautes et basses, utiliser plusieurs étendues, *etc.*). De plus, certaines méthodes permettaient d'augmenter la discrimination entre les deux stimuli LowMel et HighMel (quelques procédures ne concluaient sur aucune différence

significative). Selon les critères de répétabilité, de biais expérimentaux, de difficulté et de durée, nous avons sélectionné trois méthodes psychophysiques d'évaluation de l'éblouissement d'inconfort : la méthode des stimuli constants (évaluation absolue), la comparaison par paires et l'estimation de magnitude (évaluations relatives). Remarquons que cette analyse méthodologique effectuée pour l'éblouissement d'inconfort est transposable à d'autres phénomènes perceptifs.

L'expérimentation sur les outils de mesure physiologique (chapitre V) était plus exploratoire que l'expérimentation sur les procédures psychophysiques (observation qualitative des données de chaque participant). Nous avons comparé les signaux mesurés en présence de stimuli éblouissants (LowMel et HighMel) ou en leur absence (éclairage de référence). Nous nous sommes aussi intéressés à l'influence d'un stimulus couvrant l'ensemble du champ visuel (HighLight) et à celle de stimuli sonores (Stressing et Relaxing). Pour l'analyse, nous avons notamment développé un traitement des données EEG/EMG et une représentation graphique fréquentielle et temporelle de ces données, s'appuyant sur l'environnement Matlab EEGLAB. Contrairement à certaines études de la littérature, nous n'avons pas trouvé de différence significative entre nos situations éblouissantes et notre éclairage de référence. Cependant nous avons montré pour certaines mesures (EEG, EMG) une influence de l'augmentation de luminosité dans l'ensemble du champ visuel. Ainsi, il semble que ces mesures physiologiques ne soient pas pertinentes pour des conditions d'éclairage intérieur, mais qu'elles le soient pour d'autres conditions (sources présentées dans l'obscurité, luminance globale du champ visuel trop élevée). Nous soulignons par ailleurs le manque d'études concernant l'utilisation de tels outils comme mesures de l'éblouissement d'inconfort et encourageons le développement de recherches inter-disciplinaires en neurosciences, vision et éclairage pour explorer cette thématique.

Parmi les onze méthodes testées, nous recommandons donc les trois procédures psychophysiques citées précédemment pour des études ultérieures sur l'éblouissement d'inconfort, avec une préférence pour la comparaison par paires (du fait de sa facilité d'utilisation pour les participants qui permet de discriminer davantage les stimuli entre eux). Nous conseillons aussi d'avoir recours à plusieurs procédures pour garantir la robustesse des résultats obtenus, face à la difficulté des participants à évaluer un ressenti d'inconfort.

Enfin, nous avons étudié l'influence du paramètre spectral sur l'éblouissement d'inconfort en utilisant ces trois méthodes psychophysiques (chapitre VI). Dans le but de statuer sur l'implication des CGRips dans le processus perceptif de l'éblouissement d'inconfort et l'influence de la température de couleur proximale, nous avons présenté trois stimuli métamères LowMel, HighMel2 (métamère à LowMel selon l'observateur de référence 2° 1931 de la CIE) et HighMel10F (métamère à LowMel selon l'observateur fondamental 10° 2015 de la CIE). Les stimuli HighMel2 et HighMel10F stimulaient les CGRips davantage que le stimulus LowMel (x 1.6). Les stimuli LowMel et HighMel2 avaient même température de couleur proximale, tandis que HighMel10F avait une température de couleur proximale plus basse (inférieure de 400 K). La validation d'une influence du contenu spectral pour des stimuli blancs est démontrée par les trois procédures psychophysiques. Cette influence implique les CGRips. De plus, elle serait prépondérante à l'indication apportée par la température de couleur (conclusion obtenue pour deux procédures). L'influence de la température de couleur sur l'éblouissement d'inconfort, à même niveau d'excitation des CGRips, n'est validée que par une des procédures utilisée (augmentation de l'inconfort avec la température de couleur proximale). La diversité des conclusions obtenues en fonction des procédures témoigne de l'intérêt d'en utiliser plusieurs simultanément.

Ainsi, il est nécessaire de poursuivre l'étude de l'influence de la distribution spectrale sur l'éblouissement d'inconfort, les prochaines étapes que nous recommandons étant :

- de la définir à partir de paramètres impliquant les photorécepteurs (excitation des cônes, des bâtonnets et des CGRips) ou à partir de paramètres d'apparence colorée (saturation, teinte, *etc.*), via des modèles de régression (par exemple, modèles mixtes à facteurs explicatifs quantitatifs) ; cette étape nécessite la présentation d'un nombre conséquent de stimuli ;
- de comparer son influence à celle des autres facteurs d'éblouissement (par exemple via l'analyse des tailles d'effets), et d'étudier l'interaction entre l'ensemble de ces facteurs ;
- de modéliser l'éblouissement d'inconfort en ajoutant le facteur spectral aux facteurs déjà pris en compte (luminance de la source éblouissante, sa taille, sa position, son uniformité, *etc.*).

Après l'exploration de ces précédents points, les moyens d'évaluation de l'éblouissement d'inconfort seront à réactualiser. Or le calcul des indices d'éblouissement se réalise de plus en plus fréquemment à l'aide de cartes de luminance prises par des dispositifs imageurs (*Imaging Luminance Measurement Device – ILMD*)[30]. Cette pratique efficace ne permet toutefois que de mesurer la répartition de luminance dans l'environnement et pas les distributions spectrales. Une approche intéressante serait sans doute d'adapter ce type de relevé à des appareils de mesure hyperspectrale (où chaque pixel correspond à un relevé spectral) pour pouvoir tenir compte du paramètre spectral dans la modélisation et la prédiction de l'éblouissement.

[30] Le comité technique 2-86 de la CIE (*Glare Measurement by Imaging Luminance Measurement Device*) a pour objectif de produire une synthèse sur ces outils et de définir les meilleures pratiques et paramétrages pour le calcul des indices d'éblouissement.

Références bibliographiques

ADRIAN, W. 1991. Comparison between the CBE and the CIE glare mark formula and earlier discomfort glare descriptions. *LRI Symposium on Glare*, Lighting Research Institute Orlando, Florida. New York.

AES. 1994. Guideline Thirteen: Guidelines for Standard Electrode Position Nomenclature. *Journal of Clinical Neurophysiology 11*, 1, 111–113.

AFE. 2019. L'éclairage en chiffres. http://www.afe-eclairage.fr/afe/l-eclairage-en-chiffres-26.html.

AFNOR. 2011. *NF EN 12464-1 Lumière et éclairage - Éclairage des lieux de travail - Partie 1 : lieux de travail intérieurs*. AFNOR.

AFNOR. 2013. *NF X35-103 Ergonomie - Principes d'ergonomie applicables à l'éclairage des lieux de travail*. AFNOR.

AHMED, I. AND BENNETT, C.A. 1978. Discomfort Glare: Duration-intensity Relationship. *Journal of the Illuminating Engineering Society 8*, 1, 36–39.

AKASHI, Y., MURAMATSU, R., AND KANAYA, S. 1996. Unified Glare Rating (UGR) and subjective appraisal of discomfort glare. *Lighting Research and Technology 28*, 4, 199–206.

ALTOMONTE, S., KENT, M.G., TREGENZA, P.R., AND WILSON, R. 2016. Visual task difficulty and temporal influences in glare response. *Building and Environment 95*, 209–226.

AMINI, A., DIGRE, K., AND COULDWELL, W.T. 2006. Photophobia in a blind patient: an alternate visual pathway. *Journal of Neurosurgery 105*, 5, 765–768.

ANSES. 2010. *Effets sanitaires des systèmes d'éclairage utilisant des diodes électroluminescentes (LED)*. ANSES.

ASHDOWN, I. 2005. Sensitivity analysis of glare rating metrics. *Leukos 2*, 2, 115–122.

ASTM INTERNATIONAL. 2012. *E1697-05(2012) E1 Standard Test Method for Unipolar Magnitude Estimation of Sensory Attributes*. ASTM.

AYAMA, M., IWATA, M., MORI, T., ET AL. 2015. Discomfort glare of LED street lights with different correlated color temperatures. *Proceedings of the 28th CIE session*, 202–208.

BARGARY, G., FURLAN, M., RAYNHAM, P.J., BARBUR, J.L., AND SMITH, A.T. 2015a. Cortical hyperexcitability and sensitivity to discomfort glare. *Neuropsychologia 69*, 194–200.

BARGARY, G., JIA, Y., AND BARBUR, J.L. 2015b. Mechanisms for Discomfort Glare in Central Vision. *Investigative Ophthalmology & Visual Science 56*, 1, 464–471.

BARTEN, P.G.J. 1999. *Contrast sensitivity of the human eye and its effects on image quality*. SPIE Optical Engineering Press, Bellingham, WA.

BELKIC, K. 1986. Light stress and the cardiovascular system: the glare pressor test. *Ergonomics 29*, 4, 563–568.

BERGER, H. 1969. *On the electroencephalogram of man: The fourteen original reports on the human electroencephalogram*. Elsevier Pub. Co, Amsterdam, New York.

BERMAN, S., BULLIMORE, M., JACOBS, R., BAILEY, I., AND GANDHI, N. 1994. An objective measure of discomfort glare. *Journal of the Illuminating Engineering Society 23*, 2, 40–49.

BERMAN, S.M., BULLIMORE, M.A., BAILEY, I.L., AND JACOBS, R.J. 1996. The Influence of Spectral Composition on Discomfort Glare for Large-Size Sources. *Journal of the Illuminating Engineering Society 25*, 1, 34–41.

BERSON, D.M., DUNN, F.A., AND TAKAO, M. 2002. Phototransduction by retinal ganglion cells that set the circadian clock. *Science (New York, N.Y.) 295*, 5557, 1070–1073.

BODMANN, H.W., SÖLLNER, G., AND SENGER, E. 1966. A simple glare evaluation system. *Illuminating Engineering*, p 347.

DE BOER, J.B. AND SCHREUDER, D.A. 1967. Glare as a Criterion for Quality in Street Lighting. *Lighting Research and Technology 32*, 2 IEStrans, 117–135.

BOURQUE, J., BLAIS, J.-G., AND LAROSE, F. 2009. L'interprétation des tests d'hypothèses : p, la taille de l'effet et la puissance. *Revue des sciences de l'éducation 35*, 1, 211–226.

BOYCE, P.R. 2003. Lighting for the elderly. *Technology and Disability 15*, 3, 165–180.

BOYCE, P.R. AND CUTTLE, C. 1990. Effect of correlated colour temperature on the perception of interiors and colour discrimination performance. *Lighting Research and Technology 22*, 1, 19–36.

BOYCE, P.R., HUNTER, C.M., AND INCLAN, C. 2003. Overhead Glare and Visual Discomfort. *Journal of the Illuminating Engineering Society 32*, 1, 73–88.

BROWN, T.M., TSUJIMURA, S., ALLEN, A.E., ET AL. 2012. Melanopsin-Based Brightness Discrimination in Mice and Humans. *Current Biology 22*, 12, 1134–1141.

BRUNS, A. 2004. Fourier-, Hilbert- and wavelet-based signal analysis: are they really different approaches? *Journal of Neuroscience Methods 137*, 2, 321–332.

BULLOUGH, J., SWEATER-HICKCOX, K., AND NARENDRAN, N. 2011. A method for estimating discomfort glare from exterior lighting system. *Alliance for Solid-State Illumination System and Technologies 9*, 1–7.

BULLOUGH, J.D. 2009. Spectral sensitivity for extrafoveal discomfort glare. *Journal of Modern Optics 56*, 13, 1518–1522.

BULLOUGH, J.D. 2015. Spectral Sensitivity Modeling and Nighttime Scene Brightness Perception. *Leukos 11*, 1, 11–17.

CACIOPPO, J.T., TASSINARY, L.G., AND BERNTSON, G.G., EDS. 2016. *Handbook of Psychophysiology*. Cambridge University Press.

CAI, H. AND CHUNG, T. 2013. Evaluating discomfort glare from non-uniform electric light sources. *Lighting Research & Technology 45*, 3, 267–294.

CAO, D. AND BARRIONUEVO, P.A. 2015. The importance of intrinsically photosensitive retinal ganglion cells and implications for lighting design. *Journal of Solid State Lighting 2*, 1.

CHANG, A.-M., SCHEER, F.A.J.L., AND CZEISLER, C.A. 2011. The human circadian system adapts to prior photic history. *The Journal of Physiology 589*, 5, 1095–1102.

CHEN, Y., TU, Y., ZHANG, J., ET AL. 2015. 50.4: Relation between Short-term and Long-term Assessment of Glare. *SID Symposium Digest of Technical Papers 46*, 1, 762–765.

CIE. 1926. *Principales décisions (6e Session, 1924).* Cambridge, Univ Press, Genève.

CIE. 1964. The Supplementary Standard Colorimetric Observer (Committee Report E-1.4.1). *Proceedings of the CIE Vienna Session 1963*, CIE, 209–220.

CIE. 2019. *CIE Research Strategy*. CIE, Vienna.

CIE-15. 2018. *CIE 15:2018 Colorimetry*. CIE, Vienna.

CIE-29.2. 1986. *CIE 29.2:1986 Guide on interior lighting*. CIE, Vienna.

CIE-31. 1976. *CIE 31:1976 Glare and uniformity in road lighting installations*. CIE, Vienna.

CIE-41. 1978. *CIE 41:1978 Light as a true visual quantity: principles of measurement*. CIE, Vienna.

CIE-55. 1983. *CIE 55:1983 Discomfort glare in the interior working environment*. CIE, Vienna.

CIE-117. 1995. *CIE 117:1995 Discomfort glare in interior lighting*. CIE, Vienna.

CIE-140, ED. 2019. *CIE 140:2019 Road lighting calculations*. CIE, Vienna.

CIE-146/147. 2002. *CIE 146/147:2002 Collection on Glare*. CIE, Vienna.

CIE-170-1. 2006. *CIE 170-1:2006 Fundamental chromaticity diagram with physiological axes - Part. 1*. CIE, Vienna.

CIE-170-2. 2015. *CIE 170-2:2015 Fundamental chromaticity diagram with physiological axes - Part 2: Spectral luminous efficiency functions and chromaticity diagrams*. CIE, Vienna.

CIE-190, ED. 2010. *CIE 190:2010 Calculation and presentation of unified glare rating tables for indoor lighting luminaires*. CIE, Vienna.

CIE-191, ED. 2010. *CIE 191:2010 Recommended system for mesopic photometry based on visual performance*. CIE, Vienna.

CIE-205. 2013. *CIE 205:2013 Review of lighting quality measures for interior lighting with LED lighting systems*. CIE, Vienna.

CIE-212. 2014. *CIE 212:2014 Guidance towards best practice in psychophysical procedures used when measuring relative spatial brightness*. CIE, Vienna.

CIE-224. 2017. *CIE 224:2017 Colour fidelity index for accurate scientific use*. CIE, Vienna.

CIE-232. 2019. *CIE 232:2019 Discomfort Caused by Glare from Luminaires with a Non-Uniform Source Luminance*. CIE, Vienna.

CIE-EILV. 2017. eILV - International Lighting Vocabulary. http://eilv.cie.co.at/.

CIE-S026. 2018. *CIE S 026/E:2018 CIE system for metrology of optical radiation for ipRGC-influenced responses to light*. CIE, Vienna.

CLEAR, R. 2013. Discomfort glare: What do we actually know? *Lighting Research and Technology 45*, 2, 141–158.

COHEN, J. 1988. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. L. Erlbaum Associates, Hillsdale, N.J.

COHEN, J.B. AND KAPPAUF, W.E. 1982. Metameric Color Stimuli, Fundamental Metamers, and Wyszecki's Metameric Blacks. *The American Journal of Psychology 95*, 4, 537.

COUTELIER, B. 2006. *Caractérisation de la qualité d'un environnement lumineux à l'aide d'outils de mesure vidéo-photométriques et de simulations en milieux virtuels*. Université de Lyon, ENTPE.

DACEY, D.M., LIAO, H.-W., PETERSON, B.B., ET AL. 2005. Melanopsin-expressing ganglion cells in primate retina signal colour and irradiance and project to the LGN. *Nature 433*, 7027, 749–754.

DAI, Q., HAO, L., LIN, Y., AND CUI, Z. 2016. Spectral optimization simulation of white light based on the photopic eye-sensitivity curve. *Journal of Applied Physics 119*, 5, 053103.

DAI, Q.Y. AND GEERDINCK, L.M. 2015. Comfort-brightness two-axis evaluation system and glare index for three target scenes. *Proceedings of the 28th CIE session*, 409–416.

DAWES, J. 2012. *Do Data Characteristics Change According to the Number of Scale Points Used? An Experiment Using 5 Point, 7 Point and 10 Point Scales*. Social Science Research Network, Rochester, NY.

DEMAEYER, J., BEBRONNE, M., AND FORTHOMME, S. 2003. Les ondelettes. .

DONNERS, M.A.H., VISSENBERG, M.C.J.M., GEERDINCK, L.M., VAN DEN BROEK-COOLS, J.H.F., AND BUDDEMEIJER-LOCK, A. 2015. A psychophysical model of discomfort glare in both outdoor and indoor applications. *Proceedings of the 28th CIE session*, 1602–1611.

DUMORTIER, D., COUTELIER, B., FAULCON, T., AND VAN ROY, F. 2005. PHOTOLUX: a new luminance mapping system based on Nikon Coolpix digital cameras. *10th Conference Lux-Europa*, 308–311.

DUMORTIER, D., DERLANDE, J., AND YOSHIZAWA, N. 2017. Comparison between OLED and LED lighting: user preferences and influence on well-being, in France and Japan. *Proceedings of the CIE 2017 Midterm session*.

DUTHON, P. 2013. *Caractérisation de la réponse spectrale d'appareils photo numériques : Amélioration du système Photolux*. ENTPE.

EBLE-HANKINS, M.L. AND WATERS, C.E. 2005. VCP and UGR Glare Evaluation Systems: A Look Back and a Way Forward. *Leukos 1*, 2, 7–38.

EBLE-HANKINS, M.L. AND WATERS, C.E. 2009. Subjective impression of discomfort glare from sources of non-uniform luminance. *Leukos 6*, 1, 51–77.

EHRENSTEIN, W.H. AND EHRENSTEIN, A. 1999. Psychophysical Methods. In: U. Windhorst and H. Johansson, eds., *Modern Techniques in Neuroscience Research*. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 1211–1241.

EKANAYAKE, H. 2010. P300 and Emotiv EPOC: does Emotiv EPOC capture real EEG? 16p.

FAIRCHILD, M.D. AND PIRROTTA, E. 1991. Predicting the lightness of chromatic object colors using CIELAB. *Color Research & Application 16*, 6, 385–393.

FARNSWORTH, D. 1943. The Farnsworth-Munsell 100-Hue and Dichotomous Tests for Color Vision. *Journal of the Optical Society of America 33*, 10, 568.

FECHNER, G.T., HOWES, D.H., AND BORING, E.G. 1966. *Elements of psychophysics*. Holt, Rinehart and Winston.

FEKETE, J., SIK-LANYI, C., AND SCHANDA, J. 2006. Spectral discomfort glare sensitivity under low photopic conditions. *Ophthalmic and Physiological Optics 26*, 3, 313–317.

FEKETE, J., SIK-LANYI, C., AND SCHANDA, J. 2010a. Discomfort glare spectral sensitivity. *Light & Engineering 18*, 2, 15–20.

FEKETE, J., SIK-LÁNYI, C., AND SCHANDA, J. 2010b. Spectral discomfort glare sensitivity investigations. *Ophthalmic and Physiological Optics 30*, 2, 182–187.

FISCHER, D. 1991. Discomfort glare in interiors. *First International Symposium on Glare, Orlando, Florida, New York*, 24–25.

FLANNAGAN, M.J. 1999. Subjective and objective aspects of headlamp glare: effects of size and spectral power distribution. *The University of Michigan Transportation Research Institute*.

FLANNAGAN, M.J., SIVAK, M., ENSING, M., AND SIMMONS, C.J. 1989. Effect of wavelength on discomfort glare from monochromatic sources. *The University of Michigan Transportation Research Institute*, 20p.

FLANNAGAN, M.J., SIVAK, M., AND GELLATLY, A.W. 1991. Joint effects of wavelength and ambient luminance on discomfort glare from monochromatic and bichromatic sources. *The university of Michigan, Transportation Research Institute*.

FOTIOS, S. 2015. Research Note: Uncertainty in subjective evaluation of discomfort glare. *Lighting Research and Technology 47*, 3, 379–383.

FOTIOS, S. 2018. Correspondence: New methods for the evaluation of discomfort glare. *Lighting Research & Technology 50*, 3, 489–491.

FOTIOS, S., ATLI, D., CHEAL, C., HOUSER, K., AND LOGADOTTIR, A. 2015. Lamp spectrum and spatial brightness at photopic levels: A basis for developing a metric. *Lighting Research and Technology 47*, 1, 80–102.

FOTIOS, S. AND CHEAL, C. 2011. Brightness matching with visual fields of different types. *Lighting Research & Technology 43*, 1, 73–85.

FRY, G.A. 1991. The relation of pupil constriction experienced under discomfort glare. *LRI Symposium on Glare*, Lighting Research Institute Orlando, Florida. New York, 173–181.

FRY, G.A. AND KING, V.M. 1975. The Pupillary Response and Discomfort Glare. *Journal of the Illuminating Engineering Society 4*, 4, 307–324.

FUGATE, J.M. AND FRY, G.A. 1956. Relation of changes in pupil size to visual discomfort. *Illuminating Engineering 51*, 7, 537.

FUNKE, C. AND SCHIERZ, C. 2015. Extension of the unified glare rating formula for non-uniform LED luminaires. *Proceedings of the 28th CIE session*, 1471–1480.

GEERDINCK, L. 2012. *Glare perception in terms of acceptance and comfort (Graduation Report)*. Eindhoven University of Technology.

GEERDINCK, L.M., FUNKE, C., VISSENBERG, M.C.J.M., AND SCHIERZ, C. 2016. Discomfort glare of non-uniform luminaires - A literature review. *Proc. of 4th CIE Expert Symposium on Colour and Visual Appearance*, 247–256.

GEERDINCK, L.M., VAN GHELUWE, J.R., AND VISSENBERG, M.C.J.M. 2014. Discomfort glare perception of non-uniform light sources in an office setting. *Journal of Environmental Psychology 39*, 5–13.

GELLATLY, A.W. AND WEINTRAUB, D.J. 1990. *User reconfigurations of the de Boer rating scale for discomfort glare*. The University of Michigan Transportation Research Institute.

GIBSON, K.S. AND TYNDALL, E.P.T. 1923. Visibility of radiant energy. *Scientific Papers of the Bureau of Standards 19*, 131Y191.

GILLESPIE, R. 1993. *Manufacturing knowledge: A history of the Hawthorne experiments*. Cambridge University Press.

GOLDSTEIN, E.B. 2010. *Sensation and perception*. Wadsworth Cengage Learning, Belmont, Calif.

GRANDCHAMP, R. 2012. *Electroencéphalographie et Interfaces Cerveau-Machine: nouvelles méthodes pour étudier les états mentaux*. Université Paul Sabatier - Toulouse III.

GRINGS, W.W. AND DAWSON, M.E. 1978. *Emotions and bodily responses: a psychophysiological approach*. Acad. Press, New York.

GUILD, J. 1932. The Colorimetric Properties of the Spectrum. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences 230*, 681–693, 149–187.

HAUBNER, P. 1969. A method of scaling judgments. *Lighting Research and Technology 1*, 3, 182–183.

HOLLADAY, L.L. 1926. The fundamentals of glare and visibility. *JOSA 12*, 4, 271–319.

HOPKINSON, R.G. 1956. Glare discomfort and pupil diameter. *Journal of the Optical Society of America 46*, 8, 649–656.

HOPKINSON, R.G. 1957. Evaluation of glare. *Illuminating Engineering 52*, 6, 305.

HOWARTH, P.A., HERON, G., GREENHOUSE, D.S., BAILEY, I.L., AND BERMAN, S.M. 1993. Discomfort from glare: the role of pupillary hippus. *International Journal of Lighting Research and Technology 25*, 1, 37–42.

HOWELL, D.C. 2010. *Statistical methods for psychology*. Wadsworth, Belmont, Calif.

HUANG, W., YANG, Y., AND LUO, M.R. 2017. Discomfort glare caused by white LEDs having different spectral power distributions. *Lighting Research & Technology*, 147715351770499.

HUNG, S.-M., MILEA, D., RUKMINI, A.V., ET AL. 2017. Cerebral neural correlates of differential melanopic photic stimulation in humans. *NeuroImage 146*, 763–769.

ICNIRP. 2013. ICNIRP Guidelines on Limits of Exposure to Incoherent Visible and Infrared Radiation. *Health Physics 105*, 1, 74.

IEA. 2019. Lighting : Tracking Clean Energy Progress. *International Energy Agency*. https://www.iea.org/tcep/buildings/lighting/.

IEC. 2006. *IEC 62471:2006. Photobiological safety of lamps and lamp systems*. IEC.

IEC. 2014. *IEC 62778:2014. Application of IEC 62471 for the assessment of blue light hazard to light sources and luminaires*. IEC.

IESNA. 1980. *IES Roadway Lighting Subcommittee. Visual comfort. The CBE recommendation.* IESNA, New York.

IESNA. 2011. *The lighting handbook: reference and application*. Illuminating Engineering Society of North America, New York, NY.

IESNA. 2018. *IES Method for Evaluating Light Source Color Rendition*. Illuminating Engineering Society.

IODICE, M. 2015. *Etude de l'influence du contenu spectral d'une source lumineuse sur le confort visuel*. ENTPE.

IODICE, M., JOST, S., AND DUMORTIER, D. 2017a. Développement de nouveaux modèles de caractérisation du confort visuel : prise en compte de la distribution spectrale des sources lumineuses. *4èmes Rencontres Interdisciplinaires Doctorales de l'Architecture et de l'Aménagement Durables*, 16 p.

IODICE, M., JOST, S., AND DUMORTIER, D. 2019a. Influence of spectral power distribution on discomfort glare: based on an adjustment procedure. *En cours de soumission.*

IODICE, M., JOST, S., AND DUMORTIER, D. 2019b. Testing experimental methods for discomfort glare investigations. *PROCEEDINGS OF the 29th Quadrennial Session of the CIE*, International Commission on Illumination, CIE, 317–324.

IODICE, M., JOST, S., DUMORTIER, D., AND GRONFIER, C. 2017b. An experimental protocol to objectively characterise discomfort glare using physiological measurements. *Proceedings of the CIE 2017 Midterm session*, 238–245.

ISHIHARA. 1917. *Ishihara's tests for colour deficiency - 38 plates edition*. Japan.

ISO. 2002. *ISO 8995-1:2002. Lighting of work places -- Part 1: Indoor*. ISO.

ISO. 2005. *ISO 23539:2005. Photometry - The CIE system of physical photometry*. ISO.

IWATA, T. AND TOKURA, M. 1997. Position Index for a glare source located below the line of vision. *International Journal of Lighting Research and Technology 29*, 3, 172–178.

IWATA, T. AND TOKURA, M. 1998. Examination of the limitations of predicted glare sensation vote (PGSV) as a glare index for a large source: Towards a comprehensive development of discomfort glare evaluation. *Lighting Research and Technology 30*, 2, 81–88.

JACOBS, R.J., BULLIMORE, M.A., BAILEY, I.L., AND BERMAN, S.M. 1992. Comparing three subjective methods for assessing discomfort glare. American Academy of Optometry Conference.

JOST, S., NGO, M., FERRERO, A., ET AL. 2017. Determination of illuminants representing typical white light emitting diodes sources. *Proceedings of the CIE 2017 Midterm session*.

JOST-BOISSARD, S., AVOUAC, P., AND FONTOYNONT, M. 2015. Assessing the colour quality of LED sources: Naturalness, attractiveness, colourfulness and colour difference. *Lighting Research & Technology 47*, 7, 769–794.

KENT, M., ALTOMONTE, S., TREGENZA, P., AND WILSON, R. 2015a. Temporal variables and personal factors in glare sensation. *Lighting Research and Technology*.

KENT, M., ALTOMONTE, S., TREGENZA, P., AND WILSON, R. 2015b. Discomfort glare and time of day. *Lighting Research and Technology 47*, 6, 641–657.

KENT, M., FOTIOS, S., AND ALTOMONTE, S. 2017. Discomfort glare evaluation: The influence of anchor bias in luminance adjustments. *Lighting Research & Technology*, 1477153517734280.

KIM, W., HAN, H., AND KIM, J.T. 2009. The position index of a glare source at the borderline between comfort and discomfort (BCD) in the whole visual field. *Building and Environment 44*, 5, 1017–1023.

KIM, W. AND KIM, J.T. 2010a. A formula of the position index of a glare source in the visual field. 239–252.

KIM, W. AND KIM, J.T. 2010b. A distribution chart of glare sensation over the whole visual field. *Building and Environment 45*, 4, 922–928.

KIM, W. AND KOGA, Y. 2004. Effect of local background luminance on discomfort glare. *Building and Environment 39*, 12, 1435–1442.

KIMURA-MINODA, T. AND AYAMA, M. 2011. Evaluation of discomfort glare from color leds and its correlation with individual variations in brightness sensitivity. *Color Research & Application 36*, 4, 286–294.

KLIMESCH, W. 1999. EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis. *Brain Research Reviews 29*, 2, 169–195.

KNOBLAUCH, K. AND MALONEY, L.T. 2012. *Modeling psychophysical data in R*. Springer, New York.

KOGA, Y. AND SAITA, N. 2015. Spectral effects of light on discomfort glare under mesopic conditions. *Proceedings of the 28th CIE session*, 1612–1616.

KOKKA, A., POIKONEN, T., BLATTNER, P., ET AL. 2018. Development of white LED illuminants for colorimetry and recommendation of white LED reference spectrum for photometry. *Metrologia 55*, 4, 526–534.

KOOI, F.L. AND ALFERDINCK, J.W.A.M. 2004. *Yellow lessens discomfort glare: physiological mechanism(s)*. DTIC Document.

KÜLLER, R. AND WETTERBERG, L. 1993. Melatonin, cortisol, EEG, ECG and subjective comfort in healthy humans: Impact of two fluorescent lamp types at two light intensities. *International Journal of Lighting Research and Technology 25*, 2, 71–80.

LARSON, M.D. AND BEHRENDS, M. 2015. Portable infrared pupillometry: a review. *Anesthesia and Analgesia 120*, 6, 1242–1253.

LEBENSOHN, J.E. AND BELLOWS, J. 1934. The nature of photophobia. *Archives of ophtalmology 12*, 3, 380–390.

LEE, H.-S., KIM, J.-Y., SUBRAMANIYAM, M., PARK, S., AND MIN, S.-N. 2017. Evaluation of quantitative glare technique based on the analysis of bio-signals. *Ergonomics 60*, 10, 1376–1383.

LEID, J., LANTHONY, P., AND ROTH, A. 2001. *Les dyschromatopsies*. BSOF, Marseille.

LEMERCIER, A. 2015. *Développement de la pupillométrie pour la mesure objective des émotions dans le contexte de la consommation alimentaire*. Université Paris 8.

LEVIN, R.E. 1975. Position Index in VCP Calculations. *Journal of the Illuminating Engineering Society 4*, 2, 99–105.

LIN, Y., FOTIOS, S., WEI, M., LIU, Y., GUO, W., AND SUN, Y. 2015. Eye Movement and Pupil Size Constriction Under Discomfort Glare. *Investigative Ophthalmology & Visual Science 56*, 3, 1649–1656.

LOE, D. 2016. Light, vision and illumination: The interaction revisited. *Lighting Research and Technology 48*, 2, 176–189.

LUCAS, R.J., PEIRSON, S.N., BERSON, D.M., ET AL. 2014. Measuring and using light in the melanopsin age. *Trends in Neurosciences 37*, 1, 1–9.

LUCKIESH, M. AND GUTH, S.K. 1949. Brightness in visual field at borderline between comfort and discomfort (BCD). *Illuminating Engineering 44*, 11, 650–670.

LULLA, A.B. AND BENNETT, C.A. 1981. Discomfort Glare: Range Effects. *Journal of the Illuminating Engineering Society 10*, 2, 74–80.

MACGOWAN, D. 2010. Correspondence. *Lighting Research & Technology 42*, 1, 121–122.

MAIN, A., VLACHONIKOLIS, I., AND DOWSON, A. 2000. The wavelength of light causing photophobia in migraine and tension-type headache between attacks. *Headache 40*, 3, 194–199.

MAINSTER, M.A. AND TURNER, P.L. 2012. Glare's Causes, Consequences, and Clinical Challenges After a Century of Ophthalmic Study. *American Journal of Ophthalmology 153*, 4, 587–593.

MALIK, M., BIGGER, J.T., CAMM, A.J., ET AL. 1996. Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *European Heart Journal 17*, 3, 354–381.

MANABE, H. 1976. The Assessment of Discomfort Glare in Practical Lighting Installations. *Oteman Economics Studies* 9.

MCGOWAN, T. 2009. *Overhead Glare Reportship (R3-24)*. CIE Reportship.

MELZACK, R. AND WALL, P.D. 1965. Pain mechanisms : a new theory. *Science 150*, 3699, 971–979.

MEYER, Y., JAFFARD, S., AND RIOUL, O. 1987. L'analyse par ondelettes. *Pour la science 119*, 28–37.

MOCHIZUKI, E., IWATA, T., ITOH, D., AND TOKURA, M. 2011. Subjective experiment on glare sensitivity caused by blue light a peripheral vision. *Proceedings of the 4th CJK lighting conference*, 341–342.

MURE, L.S., CORNUT, P.-L., RIEUX, C., ET AL. 2009. Melanopsin Bistability: A Fly's Eye Technology in the Human Retina. *PLoS ONE 4*, 6.

MURRAY, I., PLAINIS, S., AND CARDEN, D. 2002. The ocular stress monitor: a new device for measuring discomfort glare. *Lighting Research and Technology 34*, 3, 231–242.

NAKAMURA, Y., TAKAHASHI, R., AND SASABE, K. 2015. Prediction of discomfort glare of a non-uniform light source by use of its luminance image. *Proceedings of the 28th CIE session*, 400–408.

NGAI, P. AND BOYCE, P. 2000. The Effect of Overhead Glare on Visual Discomfort. *Journal of the Illuminating Engineering Society 29*, 2, 29–38.

NIEDLING, M., KIERDORF, D., AND VÖLKER, S. 2013. Influence of a glare source spectrum on discomfort and disability glare under mesopic conditions. *Proc. of CIE centenary conference "Towards a new century of light,"* 340–347.

NIEDLING, M. AND VÖLKER, S. 2017. Influence of a glare sources spectrum on discomfort glare - a physiological explanation for a psychological phenomenon. *Proceedings of the CIE 2017 Midterm Meeting*, 866–870.

NOSEDA, R. AND BURSTEIN, R. 2011. Advances in understanding the mechanisms of migraine-type photophobia. *Current opinion in neurology 24*, 3, 197–202.

PARIZET, E., HAMZAOUI, N., AND SABATIE, G. 2005. Comparison of some listening test methods: a case study. *Acta Acustica united with Acustica 91*, 2, 356–364.

PARLEMENT EUROPEEN. 2006. *Directive 2006/25/CE du Parlement Européen et du Conseil*. Journal Officiel de l'Union européenne.

PAUL, B. AND EINHORN, H.D. 1999. Discomfort glare from small light sources. *International Journal of Lighting Research and Technology 31*, 4, 139–144.

PERRY, M.J. 1991. The CIE'Unified Glare Rating'System: A goal attained. *LRI Symposium on Glare*.

PETHERBRIDGE, P. AND HOPKINSON, R.G. 1950. Discomfort Glare and the Lighting of Buildings. *Lighting Research and Technology 15*, 2 IEStrans, 39–79.

PIERSON, C., BODART, M., WIENOLD, J., AND PIDERIT, M.B. 2017. Discomfort glare from daylighting: influence of culture on discomfort glare perception. *Proceedings od the CIE 2017 Midterm Meetings and Conference on Smarter Lighting for Better Life*, International Commission on Illumination, CIE, 83–93.

PIERSON, C., WIENOLD, J., AND BODART, M. 2018. Review of Factors Influencing Discomfort Glare Perception from Daylight. *LEUKOS 14*, 3, 111–148.

PLAINIS, S., MURRAY, I.J., AND CARDEN, D. 2006. The dazzle reflex: electrophysiological signals from ocular muscles reveal strong binocular summation effects. *Ophthalmic and Physiological Optics 26*, 3, 318–325.

POINT, S. 2016. *Lampes toxiques : des croyances à la réalité scientifique*. Book-e-book.

POINT, S. 2017. LEDs et risques photobiologiques : état des lieux scientifiques et problématiques émergentes. Salon OnlyLight, Lyon.

POINT, S. 2018. Lumière bleue et santé. *Environnement Risques et Santé*, pp 149-152.

POULTON, K. 1991. Fundamentals of discomfort glare. *LRI Symposium on Glare*, Lighting Research Institute Orlando, Florida. New York.

RAZA, M.A. 2017. *The influence of ipRGCs on spatial brightness perception and pupil size*. CIMET, France.

RAZA, M.A., JOST, S., AND IODICE, M. 2017. Influence of Melanopsin excitation on brightness perception and pupil size. *The 24th symposium of the International Colour Vision Society (ICVS)*.

REA, M.S. 1982. Calibration of subjective scaling responses. *Lighting Research & Technology 14*, 3, 121–129.

REILLY, R.B. AND LEE, T.C. 2010. Electrograms (ECG, EEG, EMG, EOG). *Studies in Health Technology and Informatics*, 90–108.

RIGAUDIÈRE, F. 2016. *Œil et physiologie de la vision*. http://lodel.irevues.inist.fr/oeiletphysiologiedelavision/index.php.

RYCKAERT, W.R., SMET, K.A.G., ROELANDTS, I.A.A., VAN GILS, M., AND HANSELAER, P. 2012. Linear LED tubes versus fluorescent lamps: An evaluation. *Energy and Buildings 49*, 429–436.

SAFDAR, M., LUO, M.R., MUGHAL, M.F., ET AL. 2016. A neural response-based model to predict discomfort glare from luminance image. *Lighting Research & Technology*, 1477153516675910.

SAREY KHANIE, M., STOLL, J., EINHAUSER, W., WIENOLD, J., AND ANDERSEN, M. 2016. Gaze and discomfort glare, Part 1: Development of a gaze-driven photometry. *Lighting Research and Technology*.

SAREY KHANIE, MANDANA. 2015. Human responsive daylighting in offices: a gaze-driven approach for dynamic discomfort glare assessment. http://dx.doi.org/10.5075/epfl-thesis-6660.

SAWICKI, D. AND WOLSKA, A. 2015. Discomfort glare prediction by different methods. *Lighting Research and Technology 47*, 6, 658–671.

SCHEER, F.A., VAN DOORNEN, L.J., AND BUIJS, R.M. 1999. Light and diurnal cycle affect human heart rate: possible role for the circadian pacemaker. *Journal of Biological Rhythms 14*, 3, 202–212.

SCHEIR, G., DONNERS, M., GEERDINCK, L., VISSENBERG, M., HANSELAER, P., AND RYCKAERT, W. 2016. A psychophysical model for visual discomfort based on receptive fields. *Lighting Research and Technology*.

SCHEIR, G., HANSELAER, P., BRACKE, P., DECONINCK, G., AND RYCKAERT, W. 2014. Effect of non-uniformity and luminance contrast on the acceptability and the sensation of discomfort of the source brightness. 24–27.

SCHEIR, G., HANSELAER, P., AND RYCKAERT, W. 2017. Pupillary light reflex, receptive field mechanism and correction for retinal position for the assessment of visual discomfort. *Lighting Research & Technology*, 1477153517737346.

SCHEIR, G., VAN DE PERRE, L., RYCKAERT, W., AND HANSELAER, P. 2015. Effect of luminance contrast on the perception of discomfort. *Proceedings of the 28th CIE session*, 1870–1876.

SCHMIDT, T.M., CHEN, S.-K., AND HATTAR, S. 2011. Intrinsically photosensitive retinal ganglion cells: many subtypes, diverse functions. *Trends in Neurosciences 34*, 11, 572–580.

SEVE, R. 2009. *Science de la couleur aspects physiques et perceptifs*. Chalagam éd., Marseille.

SHARPE, L.T., STOCKMAN, A., JAGLA, W., AND JÄGLE, H. 2005. A luminous efficiency function, V *(l), for daylight adaptation. *Journal of Vision*, 21.

SIVAK, M., SCHOETTLE, B., MINODA, T., AND FLANNAGAN, M.J. 2005. Short-wavelength content of LED headlamps and discomfort glare. *Leukos 2*, 2, 145–154.

SRINIVASAN, R., TUCKER, D.M., AND MURIAS, M. 1998. Estimating the spatial Nyquist of the human EEG. *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers 30*, 1, 8–19.

STERN, R.M., RAY, W.J., AND QUIGLEY, K.S. 2001. *Psychophysiological recording*. Oxford Univ. Press, Oxford.

STILES, W.S. 1929. The Nature and Effects of Glare. *Illuminating Engineer 22*, 304–309.

STILES, W.S. AND BURCH, J.M. 1959. N.P.L. Colour-matching Investigation: Final Report (1958). *Optica Acta: International Journal of Optics 6*, 1, 1–26.

STOCKMAN, A. AND SHARPE, L.T. 2000. The spectral sensitivities of the middle- and long-wavelength-sensitive cones derived from measurements in observers of known genotype. *Vision Research 40*, 13, 1711–1737.

STOCKMAN, A. AND SHARPE, L.T. 2006. Into the twilight zone: the complexities of mesopic vision and luminous efficiency. *Ophthalmic and Physiological Optics 26*, 3, 225–239.

STONE, P. 2009. A model for the explanation of discomfort and pain in the eye caused by light. *Lighting Research and Technology 41*, 2, 109–121.

STONE, P.T. AND HARKER, S.D.P. 1973. Individual and group differences in discomfort glare responses. *Lighting Research and Technology 5*, 1, 41–49.

STRINGHAM, J.M., FULD, K., AND WENZEL, A.J. 2003. Action spectrum for photophobia. *Journal of the Optical Society of America A 20*, 10, 1852.

STRINGHAM, J.M., FULD, K., AND WENZEL, A.J. 2004. Spatial Properties of Photophobia. *Investigative Opthalmology & Visual Science 45*, 10, 3838.

STRINGHAM, J.M., GARCIA, P.V., SMITH, P.A., MCLIN, L.N., AND FOUTCH, B.K. 2011. Macular pigment and visual performance in glare: benefits for photostress recovery, disability glare, and visual discomfort. *Investigative Ophthalmology & Visual Science 52*, 10, 7406–7415.

STRINGHAM, J.M. AND SNODDERLY, D.M. 2013. Enhancing Performance While Avoiding Damage: A Contribution of Macular Pigment. *Investigative Ophthalmology & Visual Science 54*, 9, 6298–6306.

SWEATER-HICKCOX, K., NARENDRAN, N., BULLOUGH, J., AND FREYSSINIER, J. 2013. Effect of different coloured luminous surrounds on LED discomfort glare perception. *Lighting Research and Technology 45*, 4, 464–475.

TAKAHASHI, H., KOBAYASHI, Y., ONDA, S., AND IRIKURA, T. 2007. Position Index for the Matrix Light Source. *Journal of Light & Visual Environment 31*, 3, 128–133.

TASHIRO, T., KAWANOBE, S., KIMURA-MINODA, T., KOHKO, S., ISHIKAWA, T., AND AYAMA, M. 2015. Discomfort glare for white LED light sources with different spatial arrangements. *Lighting Research and Technology 47*, 3, 316–337.

TYUKHOVA, Y. AND WATERS, C. 2018. Subjective and pupil responses to discomfort glare from small, high-luminance light sources. *Lighting Research & Technology*, 1477153518772000.

VÁRADY, G., FEKETE, J., SIK-LÁNYI, C., AND SCHANDA, J. 2009. Mesopic vision, optimized illumination. *Hungary. Univesity of Pecs, Univesity of Pannonia*, 11p.

VIENOT, F. 2016. Cone fundamentals: A model for the future of colorimetry. *Lighting Research and Technology 48*, 1, 5–13.

VIÉNOT, F. AND BRETTEL, H. 2014. The Verriest Lecture: Visual properties of metameric blacks beyond cone vision. *Journal of the Optical Society of America 31*, 4.

VIÉNOT, F., BRETTEL, H., DANG, T.-V., AND LE ROHELLEC, J. 2012. Domain of metamers exciting intrinsically photosensitive retinal ganglion cells (ipRGCs) and rods. *Journal of the Optical Society of America A 29*, 2, 366–376.

VOS, J.J. 1978. Colorimetric and photometric properties of a 2° fundamental observer. *Color Research & Application 3*, 3, 125–128.

VOS, J.J. 1999. Glare today in historical perspective : towards a new CIE glare observer and a new glare nomenclature. 38–42.

VOS, J.J. 2003. Reflections on glare. *Lighting Research and Technology 35*, 2, 163–176.

WATSON, A.B. AND YELLOTT, J.I. 2012. A unified formula for light-adapted pupil size. *Journal of Vision 12*, 10, 12–12.

WENZEL, A.J., FULD, K., STRINGHAM, J.M., AND CURRAN-CELENTANO, J. 2006. Macular pigment optical density and photophobia light threshold. *Vision Research 46*, 28, 4615–4622.

WESTHEIMER, G. 2008. Directional sensitivity of the retina: 75 years of Stiles-Crawford effect. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences 275*, 1653, 2777–2786.

WIELAND, F., GÜLDNER, H., AND RITTER, P. 2017. Methods to quantify the effect of light exposure in humans and their practical application. *Proceedings of the CIE 2017 Midterm Meeting*, 329–339.

WIENOLD, J. AND CHRISTOFFERSEN, J. 2006. Evaluation methods and development of a new glare prediction model for daylight environments with the use of CCD cameras. *Energy and Buildings 38*, 7, 743–757.

WIENOLD, J., KUHN, T.E., CHRISTOFFERSEN, J., SAREY KHANIE, M., AND ANDERSEN, M. 2017. Comparison of luminance based metrics in different lighting conditions. *Proceedings of the CIE 2017 Midterm Meeting*, 246–257.

WIKISTAT. 2019. Statistique et Machine learning ; de Statisticien à Data Scientist. http://wikistat.fr/.

WILKINS, A. 2016. A physiological basis for visual discomfort: Application in lighting design. *Lighting Research and Technology 48*, 1, 44–54.

WITHOUCK, M., SMET, K.A.G., RYCKAERT, W.R., DECONINCK, G., AND HANSELAER, P. 2014. Predicting the brightness of unrelated self-luminous stimuli. *Optics Express 22*, 13, 16298.

WITHOUCK, M., SMET, K.A.G., RYCKAERT, W.R., AND HANSELAER, P. 2015. Experimental driven modelling of the color appearance of unrelated self-luminous stimuli: CAM15u. *Optics Express 23*, 9, 12045–12064.

WYSZECKI, G. AND STILES, W.S. 2000. *Color science: concepts and methods, quantitative data and formulae*. Wiley, New York.

XIA, L., TU, Y., LIU, L., ET AL. 2011. A study on overhead glare in office lighting conditions. *Journal of the Society for Information Display 19*, 12, 888.

XU, R. 2003. Measuring explained variation in linear mixed effects models. *Statistics in Medicine 22*, 22, 3527–3541.

YAMIN GARRETÓN, J.A., RODRIGUEZ, R.G., RUIZ, A., AND PATTINI, A.E. 2015. Degree of eye opening: A new discomfort glare indicator. *Building and Environment 88*, 142–150.

YANG, Y., LUO, R.M., AND HUANG, W. 2016. Assessing glare, Part 3: Glare sources having different colours. *Lighting Research and Technology*.

ZHAO, X., STAFFORD, B.K., GODIN, A.L., KING, W.M., AND WONG, K.Y. 2014. Photoresponse diversity among the five types of intrinsically photosensitive retinal ganglion cells: Light responses of melanopsin ganglion cells. *The Journal of Physiology 592*, 7, 1619–1636.

ZHU, X., DENG, S., ZHANG, M., CHENG, W., AND HEYNDERICKX, I. 2013. Perception study of discomfort glare from LED road lighting. *21*, 2, 61–68.

ANNEXES

ANNEXE A : Détail des principaux indices d'éblouissement d'inconfort en éclairage artificiel intérieur

Le contenu de cette annexe a été rédigé pour la plus grande partie dans le cadre du travail de Master de Matthieu IODICE intitulé *Etude de l'influence du contenu spectral d'une source lumineuse sur le confort visuel* [Iodice 2015].

De nombreux indices qualifiant l'éblouissement d'inconfort d'une scène lumineuse ont été élaborés depuis des dizaines d'années. Chacun de ces indices est adapté à des situations spécifiques : éclairage naturel ou artificiel, à certains types de sources, à certaines tailles de source (petite, normale, grande), *etc.* Les principaux indices d'éblouissement d'inconfort en éclairage artificiel intérieur sont l'UGR (*Unified Glare Rating* [CIE-117 1995]), le VCP (*Visual Comfort Probability* [IESNA 2011]), et le BGI (*British Glare Index* [Petherbridge and Hopkinson 1950]). Nous présentons ces trois indices dans cette annexe. Précisons que le VCP, recommandé par l'IESNA, et l'UGR, recommandé par la CIE, sont les indices auxquels on a le plus souvent recours de nos jours pour caractériser l'éblouissement d'inconfort de l'espace intérieur [CIE-205 2013].

L'UGR (Unified Glare Rating)

La méthode UGR est aujourd'hui la plus utilisée pour caractériser l'éblouissement en Europe. Elle a en effet été recommandée à partir de 2001 par les normes internationales et européennes d'éclairage intérieur des bâtiments (par exemple la norme NF-EN-12464-1 [AFNOR 2011] ou la norme ISO 8995-1 [ISO 2002]). Précisons que cet indice a subi plusieurs modifications avant d'être validé sous la forme que l'on utilise actuellement (recommandé par la CIE en 1995 [CIE-117 1995]).

En effet, H. Einhorn a proposé en 1978 une formule d'indice de l'éblouissement : le CGI (CIE *Glare Index*) [CIE-55 1983]. Cet indice tenait compte de la luminance de la source éblouissante, de la luminance de fond, de l'angle solide sous lequel est vue la source, et de sa position.

Différentes formules qualifiant l'éblouissement coexistaient à cette période-là, car différents pays avaient leur propre formule. Un accord a finalement pu être trouvé sur le fait que la formule proposée par Einhorn était le meilleur compromis mathématique disponible entre les différents systèmes nationaux. Il n'y eut pas d'expérimentation pour valider cet indice, il s'agit d'une formule élaborée à partir d'autres formules existantes :

$$CGI = 10\,log_{10}\left[0.1\,\frac{1+E_d/500}{E_d+E_i}\sum_{i=0}^{n}\frac{{L_i}^2\omega_i}{{p_i}^2}\right] \qquad 1$$

Avec :

- n le nombre de sources lumineuses
- E_d l'éclairement direct vertical dans le plan de l'œil dû aux sources présentes (lux)
- E_i l'éclairement indirect dans le plan de l'œil = $\pi.L_{fond}$ (lux)
- L_i la luminance de la source i (cd/m^2)
- ω_i l'angle solide sous lequel est vu la source i (stéradian)
- p_i l'indice de position de Guth de la source i, défini d'après le tableau de la Figure 111

T/R \ H/R	0,00	0,10	0,20	0,30	0,40	0,50	0,60	0,70	0,80	0,90	1,00	1,10	1,20	1,30	1,40	1,50	1,60	1,70	1,80	1,90
0,00	1,00	1,26	1,53	1,90	2,35	2,86	3,50	4,20	5,00	6,00	7,00	8,10	9,25	10,35	11,70	13,15	14,70	16,20	-	-
0,10	1,05	1,22	1,46	1,80	2,20	2,75	3,40	4,10	4,80	5,80	6,80	8,00	9,10	10,30	11,60	13,00	14,60	16,10	-	-
0,20	1,12	1,30	1,50	1,80	2,20	2,66	3,18	3,88	4,60	5,50	6,50	7,60	8,75	9,85	11,20	12,70	14,00	15,70	-	-
0,30	1,22	1,38	1,60	1,87	2,25	2,70	3,25	3,90	4,60	5,45	6,45	7,40	8,40	9,50	10,85	12,10	13,70	15,00	-	-
0,40	1,32	1,47	1,70	1,96	2,35	2,80	3,30	3,90	4,60	5,40	6,40	7,30	8,30	9,40	10,60	11,90	13,20	14,60	16,00	-
0,50	1,43	1,60	1,82	2,10	2,48	2,91	3,40	3,98	4,70	5,50	6,40	7,30	8,30	9,40	10,50	11,75	13,00	14,40	15,70	-
0,60	1,55	1,72	1,98	2,30	2,65	3,10	3,60	4,10	4,80	5,50	6,40	7,35	8,40	9,40	10,50	11,70	13,00	14,10	15,40	-
0,70	1,70	1,88	2,12	2,48	2,87	3,30	3,78	4,30	4,88	5,60	6,50	7,40	8,50	9,50	10,50	11,70	12,85	14,00	15,20	-
0,80	1,82	2,00	2,32	2,70	3,08	3,50	3,92	4,50	5,10	5,75	6,60	7,50	8,60	9,50	10,60	11,75	12,80	14,00	15,10	-
0,90	1,95	2,20	2,54	2,90	3,30	3,70	4,20	4,75	5,30	6,00	6,75	7,70	8,70	9,65	10,75	11,80	12,90	14,00	15,00	16,00
1,00	2,11	2,40	2,75	3,10	3,50	3,91	4,40	5,00	5,60	6,20	7,00	7,90	8,80	9,75	10,80	11,90	12,95	14,00	15,00	16,00
1,10	2,30	2,55	2,92	3,30	3,72	4,20	4,70	5,25	5,80	6,55	7,20	8,15	9,00	9,90	10,95	12,00	13,00	14,00	15,00	16,00
1,20	2,40	2,75	3,12	3,50	3,90	4,35	4,85	5,50	6,05	6,70	7,50	8,30	9,20	10,00	11,02	12,10	13,10	14,00	15,00	16,00
1,30	2,55	2,90	3,30	3,70	4,20	4,65	5,20	5,70	6,30	7,00	7,70	8,55	9,35	10,20	11,20	12,25	13,20	14,00	15,00	16,00
1,40	2,70	3,10	3,50	3,90	4,35	4,85	5,35	5,85	6,50	7,25	8,00	8,70	9,50	10,40	11,40	12,40	13,25	14,05	15,00	16,00
1,50	2,85	3,15	3,65	4,10	4,55	5,00	5,50	6,20	6,80	7,50	8,20	8,85	9,70	10,55	11,50	12,50	13,30	14,05	15,02	16,00
1,60	2,95	3,40	3,80	4,25	4,75	5,20	5,75	6,30	7,00	7,65	8,40	9,00	9,80	10,80	11,75	12,60	13,40	14,20	15,10	16,00
1,70	3,10	3,55	4,00	4,50	4,90	5,40	5,95	6,50	7,20	7,80	8,50	9,20	10,00	10,85	11,85	12,75	13,45	14,20	15,10	16,00
1,80	3,25	3,70	4,20	4,65	5,10	5,60	6,10	6,75	7,40	8,00	8,65	9,35	10,10	11,00	11,90	12,80	13,50	14,20	15,10	16,00
1,90	3,43	3,86	4,30	4,75	5,20	5,70	6,30	6,90	7,50	8,17	8,80	9,50	10,20	11,00	12,00	12,82	13,55	14,20	15,10	16,00
2,00	3,50	4,00	4,50	4,90	5,35	5,80	6,40	7,10	7,70	8,30	8,90	9,60	10,40	11,10	12,00	12,85	13,60	14,30	15,10	16,00
2,10	3,60	4,17	4,65	5,05	5,50	6,00	6,60	7,20	7,82	8,45	9,00	9,75	10,50	11,20	12,10	12,90	13,70	14,35	15,10	16,00
2,20	3,75	4,25	4,72	5,20	5,60	6,10	6,70	7,35	8,00	8,55	9,15	9,85	10,60	11,30	12,10	12,90	13,70	14,40	15,15	16,00
2,30	3,85	4,35	4,80	5,25	5,70	6,22	6,80	7,40	8,10	8,65	9,30	9,90	10,70	11,40	12,20	12,95	13,70	14,40	15,20	16,00
2,40	3,95	4,40	4,90	5,35	5,80	6,30	6,90	7,50	8,20	8,80	9,40	10,00	10,80	11,50	12,25	13,00	13,75	14,45	15,20	16,00
2,50	4,00	4,50	4,95	5,40	5,85	6,40	6,95	7,55	8,25	8,85	9,50	10,05	10,85	11,55	12,30	13,00	13,80	14,50	15,25	16,00
2,60	4,07	4,55	5,05	5,47	5,95	6,45	7,00	7,65	8,35	8,95	9,55	10,10	10,90	11,60	12,32	13,00	13,80	14,50	15,25	16,00
2,70	4,10	4,60	5,10	5,53	6,00	6,50	7,05	7,70	8,40	9,00	9,60	10,16	10,92	11,63	12,35	13,00	13,80	14,50	15,25	16,00
2,80	4,15	4,62	5,15	5,56	6,05	6,55	7,08	7,73	8,45	9,05	9,65	10,20	10,95	11,65	12,35	13,00	13,80	14,50	15,25	16,00
2,90	4,20	4,65	5,17	5,60	6,07	6,57	7,12	7,75	8,50	9,10	9,70	10,23	10,95	11,65	12,35	13,00	13,80	14,50	15,25	16,00
3,00	4,22	4,67	5,20	5,65	6,12	6,60	7,15	7,80	8,55	9,12	9,70	10,23	10,95	11,65	12,35	13,00	13,80	14,50	15,25	16,00

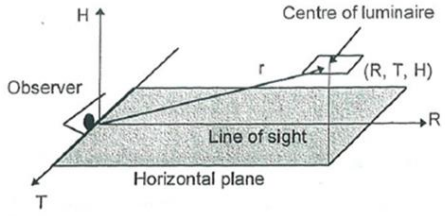


Figure 111 - Table d'indice de position de Guth [CIE ; 1995]

Puis, dans le but de choisir cette formule comme indice validé par la CIE (le CGI pour CIE *Glare Index*), ses coefficients ont été modifiés, la rendant compatible avec l'échelle du BGI (échelle d'Hopkinson) :

$$CGI = 8\,log_{10}\left[2\,\frac{1+E_d/500}{E_d+E_i}\sum_{i=0}^{n}\frac{{L_i}^2\omega_i}{{p_i}^2}\right] \qquad 2$$

Enfin en 1995, la CIE a décidé de modifier la formule du CGI, principalement en raison du considérable temps de calcul à fournir pour le calcul du terme E_d [Eble-Hankins and Waters 2005], et de définir un nouvel indice basé sur la luminance de fond et non plus sur les éclairements dans le plan de l'œil, l'*Unified Glare Rating* (UGR) [CIE-117 1995] :

$$UGR = 8\,log_{10}\left[\frac{0{,}25}{L_F}\sum_{i=0}^{n}\frac{{L_i}^2\omega_i}{{p_i}^2}\right] \qquad 3$$

Avec :

- n le nombre de sources lumineuses
- L_F la luminance de fond (cd/m^2)
- L_i la luminance de la source i (cd/m^2)
- ω_i l'angle solide sous lequel est vu la source i (stéradian)
- p_i l'indice de position de Guth de la source i

Lors de son développement, il a été précisé que cette formule était valable pour des sources lumineuses d'une certaine taille angulaire (de 0.0003 à 0.1 stéradian au niveau de l'œil de l'observateur) [CIE-117 1995]. Les constantes 8 et 0.25 ont été choisies pour obtenir des valeurs similaires à l'échelle du BGI (échelle d'Hopkinson) pour laquelle la plus petite différence perceptible équivaut à un changement d'une unité et une variation de sensation aisément remarquable correspond à un pas de trois unités [Eble-Hankins and Waters 2005].

La luminance d'une source et son angle solide sont définis comme suit dans le cahier technique 117 de la CIE [CIE-117 1995] :

$$L = \frac{I}{A_p} \; ; \; \omega = \frac{A_p}{r^2} \qquad 4$$

Avec :

- I l'intensité de la source
- A_p la surface apparente de la source
- r la distance entre l'œil et la source

La luminance de fond est calculée en considérant tout ce qui est autour de l'observateur (hémisphère du plan de l'œil) sans considérer les sources lumineuses. Elle est définie comme la luminance uniforme qui produirait le même éclairement vertical indirect mesuré au niveau de l'œil ($E_i=\pi.L_b$). La CIE précise à ce sujet que l'UGR est relativement insensible aux erreurs de luminance de fond, à savoir qu'une erreur de 33% pour L_b entraîne une variation de l'UGR d'une unité. La valeur de l'indice de position de la source est donnée par une table des indices de position (voir Figure 111), en fonction des distances horizontales et verticales de la source à l'œil de l'observateur [CIE-117 1995].

La CIE a ensuite décidé d'élaborer une version modifiée de cette formule, pour pouvoir qualifier l'éblouissement dû à des sources plus petites. En effet, les sources de lampes à incandescence étaient qualifiées éblouissantes par le modèle UGR, alors qu'elles ne l'étaient pas [Paul and Einhorn 1999]. La formule modifiée pour petites sources (aire effective < 0.005 m^2) a consisté à remplacer le terme de la somme Σ par un autre terme, composé de l'intensité de la source I dans la direction de l'œil de l'observateur, de l'indice de position de Guth p et de la distance r entre l'œil de l'observateur et la source :

$$\frac{{L_i}^2 \omega_i}{{p_i}^2} = \frac{200\,{I_i}^2}{{r_i}^2 {p_i}^2} \qquad 5$$

Cette formule a été officialisée en 2002 par la CIE [CIE-146/147 2002]. Elle est valable pour des sources situées à 5° au-dessus de la ligne de vision. On peut noter que pour obtenir cette formule il est considéré comme hypothèse que toute petite source est assimilée à une source de surface apparente égale à 0.005 m^2. Ce cahier précise aussi que la formule de l'UGR normal est applicable à des sources de surface apparente allant de 0.005 m^2 (en-dessous, l'éblouissement est surestimé) à 1.5 m^2 (au-dessus, l'éblouissement est sous-estimé).

Enfin, en ce qui concerne les sources trop grandes pour que l'on puisse utiliser l'UGR, des recommandations ont été fournies par la CIE pour les plafonds lumineux en mettant en correspondance des valeurs d'UGR avec des valeurs d'éclairements fournis par ces plafonds (par exemple, ne pas dépasser 1000 lux pour un UGR de 19) et une formule d'extension de l'UGR aux grandes sources a été établie. Cette formule a été construite pour des sources moins grandes qu'un plafond lumineux mais trop grandes pour utiliser l'UGR. Elle n'a pas eu pour origine des résultats expérimentaux. Son seul critère était d'être une formule de transition entre les UGR pour source de taille normale et source de grande taille.

$$GGR = UGR + \left(1.18 - \frac{0.18}{CC}\right) 8\, log_{10}\left[\frac{2.55\left(1+\frac{E_d}{220}\right)}{1+\frac{E_d}{E_i}}\right] \quad 6$$

Avec :

- CC pour *ceiling coverage* = A_0/A_1 avec A_0 = surface projetée en direction du « nadir », direction vers le sol selon la verticale, A_1 = surface de la pièce/nombre de sources

On peut aussi ajouter que d'autres formulations venant compléter l'UGR ont été élaborées pour d'autres types de sources [CIE-146/147 2002] : sources indirectes non-uniformes (luminaires *up-lighters*), sources complexes (*parabolic louvered luminaires*).

Enfin, l'UGR permet d'obtenir une notation de l'éblouissement, de 10 (« imperceptible ») à 34 (« intolérable ») où l'on considère que le pas visible aisément par l'observateur est de trois. Il s'agit d'une véritable échelle pour laquelle les différences entre les valeurs représentent des différences perceptibles de façon égale sur le plan visuel. La valeur UGR = 19 qualifie l'éblouissement de « juste acceptable » et est souvent considéré comme une valeur limite entre le confort et l'inconfort [Cai and Chung 2013] (cependant, la fusion entre les notions de confort et d'acceptabilité est peu précise).

Le VCP (Visual Comfort Probability)

En 1963, à la suite de ses travaux sur l'éblouissement d'inconfort, Guth proposa une méthode d'évaluation, en s'appuyant sur des données expérimentales. Le principe de cet indice est de convertir une notation d'éblouissement d'une scène lumineuse (le *Discomfort Glare Rating*, DGR) en un pourcentage d'observateurs qui jugeraient cette scène lumineuse comme satisfaisante, non inconfortable en ce qui concerne l'éblouissement [IESNA 2011], c'est-à-dire au niveau du BCD ou en dessous. Le VCP diminue lorsque le DGR augmente. Remarquons que nous retrouvons dans les paramètres du DGR ceux de la formule de l'UGR. La première appellation de cet indice était *Discomfort Glare Estimate* (DGE), mais elle fut rapidement remplacée par *Visual Comfort Probability* (VCP). L'IESNA a élaboré une procédure standard pour cet indice. Elle indique qu'il est toujours utilisé en Amérique du Nord, mais qu'il est progressivement remplacé par l'UGR. Elle souligne en effet ses limites : cet indice a été construit d'après des résultats expérimentaux avec des luminaires fluorescents couverts à éclairage direct (*lensed direct fluorescent systems*) et n'est valable que pour ce type de luminaire. Il ne peut pas s'appliquer à des sources plus petites comme la lampe incandescente/halogène ou les lampes à décharge, à de grandes sources comme les plafonds lumineux, ou à des luminaires à réflecteurs paraboliques (ce qui n'est pas toujours respecté). Cette restriction est très contraignante, et elle est un inconvénient non négligeable en comparaison de l'UGR qui a été modifié pour pouvoir s'adapter à ces types de sources.

La formulation de cet indice est la suivante :

$$DGR = \left(\sum_{i=1}^{n} M_i\right)^{n^{-0,0914}} \quad 7$$

Où :

$$M_i = \frac{L_i Q_i}{2\, P_i\, {L_m}^{0,44}} \quad 8$$

Puis :

$$VCP = \frac{100}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{6,374-1,3227\ ln(DGR)} e^{-t^2/2}\, dt \quad 9$$

Avec :

- L_m = luminance moyenne du champ de vision (incluant les sources)
- L_i = Luminance moyenne du luminaire i
- $Q_i = 20{,}4\ \omega_i + 1{,}52\ \omega_i^{0,2} - 0{,}075$
- ω_i = angle solide sous lequel est vu le luminaire i (sr)
- P_i = indice de position de Guth du luminaire i
- n = nombre de luminaires

Précisons que pour le calcul du VCP la luminance de fond inclut les sources lumineuses alors que ce n'est pas le cas pour l'UGR.

De plus, l'indice de position pour le VCP s'obtient avec la formule de Levin [Levin 1975], qu'il est possible d'utiliser aussi pour le calcul de l'UGR :

$$P = exp\left(35.2 - 0.31889\alpha - 1.22e^{-\frac{2\alpha}{9}}\right)10^{-3}\beta + (21 + 0.26667\alpha - 0.002963\alpha^2)10^{-5}\beta^2 \qquad 10$$

Avec α = angle entre la verticale et le plan contenant la source et la ligne de vue (degrés),

β = angle entre la ligne de vue et la droite reliant l'observateur et la source (degrés)

Plus la valeur de VCP est élevée et plus le pourcentage de personnes satisfaites de la scène lumineuse est grand. L'IESNA recommande un VCP de 70 ou plus pour des bâtiments de bureaux classiques et un VCP de 80 ou plus pour des bâtiments de bureaux avec ordinateurs. On peut aussi préciser que pour deux installations à valeurs de VCP égales à 5 unités prêt, on considère l'éblouissement d'inconfort identique [Coutelier 2006].

Le BGI (British Glare Index)

Le BGI est un indice d'éblouissement élaboré par Ralph Galbraith Hopkinson au Royaume-Uni, dont le travail sur ce sujet débuta dans les années 1940 [Petherbridge and Hopkinson 1950]. Ses travaux se sont basés sur des résultats expérimentaux utilisant une procédure d'ajustement : les observateurs devaient régler la luminance d'adaptation (luminance de fond) pour rechercher les quatre sensations d'inconfort suivantes : « just intolerable », « just uncomfortable », « just acceptable », « just imperceptible » [MacGowan 2010] [Eble-Hankins and Waters 2005]. Une échelle de sensation d'inconfort a été définie par la suite, basée sur ces quatre points d'inconfort.

La formulation du BGI est la suivante :

$$BGI = 10\,log_{10}\left(\sum_{i=1}^{n}\frac{0{,}478\,{L_i}^{1,6}{\omega_i}^{0,8}}{L_b{P_i}^{1,6}}\right) \qquad 11$$

(avec : Li la luminance moyenne du luminaire i, Lb la luminance de fond (sans les sources), ωi l'angle solide sous lequel est vu le luminaire i (sr), Pi l'indice de position de Guth du luminaire i d'après une table de valeurs et n le nombre de luminaires)

Les applications et recommandations du BGI ont été publiées en 1967, réactualisées en 1985 et ont été incluses dans le *Code on interior Lighting* du CIBSE (*Chartered Institution of Building Services Engineers*) de 1984 et ainsi que dans sa version de 1997. Cependant, le Code de 2002 préconise l'utilisation de l'UGR.

Conclusion

Il existe différents indices d'éblouissement d'inconfort, les principaux étant l'UGR et le VCP. L'avantage de l'UGR est d'être applicable à plus de types de sources que le VCP. Ces deux indices qualifient l'éblouissement d'inconfort d'un ou plusieurs luminaires dans une configuration donnée mais pas de la même façon : l'UGR qualifie directement la sensation ressentie par un observateur lambda, sur une échelle de confort (idem pour le BGI), alors que le VCP ajoute l'indication du pourcentage de personnes considérant la scène visuelle comme satisfaisante.

ANNEXE B : Exemple de fiche expérimentale et d'instructions au participant (expérimentation finale)

Brancher le potentiomètre USB. Installer ordi perso avec programme Excel de recueil d'informations personnelles. Sortir clé USB pour svgrd et crayon/stylo. Mettre les potentiomètres à 0%. Prendre mètre. Vérifier la position du fauteuil. Mettre Référence comme éclairage de la salle expérimentale (programme pilotage simple). Préparer formulaire consentement / Ishihara / Ordre_procédure / chèque cadeau / chronomètre / feuille remarques.
Accueil du participant Test d'Ishihara. Explication de l'expé : « On étudie l'inconfort visuel causé par une source lumineuse. Il ne s'agira pas ici d'une mise en situation mais plutôt d'un décor neutre. Tu vas avoir une cible à regarder, une source lumineuse au-dessus, et les niveaux de la source vont varier. Il faudra alors décrire la sensation d'inconfort ressentie. On va utiliser deux façons d'évaluer, deux méthodes, pour te permettre de décrire cette sensation de confort ou d'inconfort, ça durera environ 10 à 20 minutes pour chaque méthode. Toutes les données seront anonymisées. » Déposer montre et portable.
Ecrire correspondance NOM/NUMERO, et formulaire de consentement
Laver lunettes pour éviter reflets
Mettre les crocs, la blouse, et entrer dans la salle blanche Régler la hauteur de chaise à 1.20m. « Il faudra garder cette position pendant les expériences, donc bien se caler dans le dossier, de façon confortable ».
« La caméra n'est là que pour avoir une trace, les images ne seront pas utilisées »
Eteindre la lumière du couloir et plonger l'observateur dans le noir pendant 3 minutes au début de l'expé. Pendant ce temps, relever les informations générales sur Excel (âge,…). Le prévenir quand on rallume à l'éclairage de référence. « Je mets un éclairage de référence, on y reviendra à chaque fois lorsque la source n'est pas allumée »
Revenir dans la salle.
On explique la sensation recherchée *(on explique bien les termes de l'expé)* : « A partir de maintenant et pour toutes les expériences il faut s'imaginer dans une situation confortable, lecture ou travail de bureau ou en cours, assis dans ton fauteuil, se détendre. Il faut fixer la cible en face de toi et ne pas regarder la source. On cherche à évaluer le ressenti de confort ou d'inconfort, en fonction de la gêne causée par la source. Comme lorsqu'on a un luminaire situé dans son champ visuel, mais qu'on ne le regarde pas directement. C'est le point le plus important de l'expérience, il ne faut jamais regarder la source. Ce sera tentant, mais il faut éviter parce qu'après la pupille se constricte et cela fausse ton impression de ressenti. Donc focalisation sur la cible. On va évaluer l'inconfort ou le confort de différentes façons. Pas d'inquiétude, les niveaux lumineux peuvent être élevés, mais il n'y a rien de dangereux pour l'œil. Maintenant, regarde la cible et tu peux ajuster le niveau de la source. » « On considère que l'éclairage est confortable s'il n'y a pas de gêne, quelle que soit l'intensité de la source. Au-dessus, l'inconfort apparaît et la source est de plus en plus gênante, d'où une sensation d'inconfort, on peut quantifier cet inconfort. On ne parle pas de l'intensité de la source mais bien de la sensation d'inconfort. Attention, on ne parle pas non plus d'une gêne qui empêche de voir les objets, mais bien d'une gêne de confort. Donc finalement, imagine que tu travailles dans un bureau ou dans une salle de classe toute la journée et que tu as cet éclairage-là constamment, tu ressens la présence de la source, mais ce peut être confortable ou inconfortable, ce n'est pas la présence de la source qu'on juge, la question à te poser est « est-ce que je ressens de l'inconfort ou pas ? » « C'est bon ? Alors on passe aux expériences.» Remettre le potentiomètre à 0%.

On règle de nouveau la hauteur de chaise. « Je vais te montrer un exemple de stimuli que tu verras pendant ces expés pour te donner une idée de la sensation d'inconfort que tu auras à juger. » Programme de pilotage : on montre l'ensemble des stimuli pour montrer l'étendue, du plus faible au plus élevé. « Réfléchis si c'est inconfortable ou confortable pour chaque exemple, il n'y a pas de bonne ou de mauvaise réponse, c'est vraiment comme toi tu le ressens »
Boucle de procédures
On explique la procédure (voir texte de présentation ci-dessous).
Entraînement (sur 3 stimuli) : « N'oublie pas de bien rester dans la même position et de regarder la cible. » « N'hésite pas à me demander si tu hésites sur quelque chose. Et si tu as des remarques sur certains stimuli ou sur le déroulement de l'expérimentation n'hésite pas à m'en parler ». « Dernier élément, prends bien le temps avant de valider ta réponse, pour que ta pupille s'adapte complétement à l'ambiance lumineuse. »
« Il peut y avoir des stimuli répétés ou pas » « Rappel : on ne parle pas d'intensité mais bien de la valeur de sensation d'inconfort »
Test (dire au sujet qu'il peut revoir le stimulus autant qu'il veut)
STOP test
Passer à la procédure suivante.
Enregistrer l'entretien avec l'observateur. « Est-ce que l'expérimentation t'a fatigué ? »
Chèque cadeaux.
Sauvegarder les données

- *Méthode des stimuli constants*

« Le principe est de dire si tu trouves que l'éclairage est confortable ou inconfortable, pour chaque stimulus. »

- *Estimation de magnitude*

« Pour cette procédure un stimulus est défini comme une référence. La valeur d'inconfort qui lui est associée est 100. La valeur 0 correspond à une absence d'inconfort. Il est demandé pour chaque stimulus d'estimer la sensation d'inconfort produite par rapport à la valeur 100 de ce stimulus référence, comme avec une règle graduée. C'est ton échelle de perception d'inconfort personnelle. » Analogie avec la flèche. Puis montrer le stimulus référence. « On rejoue la paire autant de fois que nécessaire. »

- *Comparaison par paires*

« Plusieurs paires de stimuli te seront présentées (l'un puis l'autre). Pour chaque paire il faudra indiquer quel stimulus est plus inconfortable. »

Explications des autres procédures psychophysiques utilisées dans l'expérimentation sur les méthodes psychophysiques :

- *Notation de l'inconfort*

« Le principe est de noter la sensation d'inconfort produite par l'éclairage sur cette échelle. Il faut utiliser cette échelle comme une échelle graduée. Ne pas hésiter à utiliser le zéro (qui correspond à la sensation « pas du tout » d'inconfort). Tu peux utiliser le reste de l'échelle pour quantifier ton inconfort. N'hésite pas à utiliser toute l'échelle.»

- *Méthode des limites*

« Le principe est de dire si tu trouves que l'éclairage est confortable ou inconfortable, puis je ferai varier cet éclairage et on recommence, je changerai de stimulus quand tu changeras d'avis (en passant de confort à inconfort par exemple). »

- *Ajustement au BCD*

« Il faudra choisir un réglage de l'intensité de la source avec le potentiomètre à la limite entre le confort et l'inconfort. Pour chaque stimulus, il faudra trouver deux fois la limite : en partant du bas et en montant, et en partant du haut et en descendant (ou du haut, puis du bas). Il faut bien se baser sur la sensation et non pas tenir compte de la position du curseur qui est aléatoire. Donc ne réfléchis pas en termes de logique ou de comparaison de position du curseur avec les autres stimuli visuels, donne ton ressenti stimulus par stimulus en gardant bien en tête le ressenti visé : il faut le même ressenti pour tous les stimuli mais pas la même position de curseur. En plus, les différentes sources n'ont pas les mêmes valeurs de maximum et minimum, donc il ne faut pas se baser sur les positions qu'on a données avant. Chaque stimulus est indépendant. Et pour un même stimulus, lorsque tu descends ou que tu montes pour trouver la limite, là aussi ne compare pas la valeur que tu choisis. Le mieux c'est de ne jamais regarder le boîtier de commande : tu fais tout en regardant droit devant toi. Si jamais tu as envie de mettre une valeur qui serait plus haute que ce qui est possible, ou plus basse, dis-le moi je le noterai. »

- *Egalisation*

« Plusieurs paires de stimuli te seront présentées. Pour chaque paire il faudra ajuster le niveau lumineux du 2ème stimulus pour obtenir la même sensation d'inconfort ressentie pour le 1er stimulus (il y aura une alternance des stimuli toutes les 5 secondes). Pour chaque stimulus, il faudra trouver deux fois l'égalisation : en partant du bas et en montant, et en partant du haut et en descendant (ou du haut, puis du bas). Il faut bien se baser sur la sensation et non pas tenir compte de la position du curseur qui est aléatoire. Donc ne réfléchis pas en termes de logique ou de comparaison de position du curseur avec les autres stimuli visuels, donne ton ressenti stimulus par stimulus en gardant bien en tête le ressenti visé : il faut le même ressenti pour tous les stimuli mais pas la même position de curseur. En plus les différentes sources n'ont pas les mêmes valeurs de maximum, donc il ne faut pas se baser sur les positions qu'on a données avant. Chaque stimulus est indépendant. Et pour un même stimulus, lorsque tu descends ou que tu montes pour trouver la limite, là aussi ne compare pas la valeur que tu choisis. Le mieux c'est de ne jamais regarder le boîtier de commande : tu fais tout en regardant droit devant toi. Si jamais tu as envie de mettre une valeur qui serait plus haute que ce qui est possible, dis-le moi je le noterai. »

ANNEXE C : Exemple de formulaire de consentement (expérimentation finale)

Participation à une expérience sur l'inconfort d'un éclairage
organisée par Matthieu Iodice, Sophie Jost, Dominique Dumortier (ENTPE/LGCB/P2E)

Formulaire de consentement

La durée et la thématique de cette expérience m'ont été, brièvement mais clairement, expliquées.

Le niveau d'indemnisation pour ma participation à la présente expérience s'élève à 10 €.

Je suis informé(e) que les indemnisations, pour toute participation à une expérimentation organisée par un laboratoire de recherche de l'ENTPE, sont limitées à 150€ par personne et par année civile. Je déclare que ma participation à cette expérience remplit ces conditions.

Je sais que je peux, à tout moment, et sans me justifier, arrêter l'expérience en cours, je ne serais alors pas indemnisé(e) pour ma participation.

J'atteste ne pas avoir de problème de vision connu à ce jour (après correction par lentilles ou lunettes au besoin).

Je suis informé(e) que le questionnaire auquel je répondrai restera anonyme.

Suite à ces informations et déclarations, je, soussigné(e) ……, accepte de participer à l'expérience.

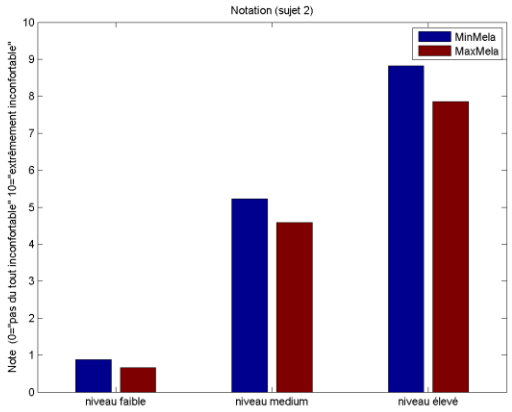
Vaulx-en-Velin, le ……

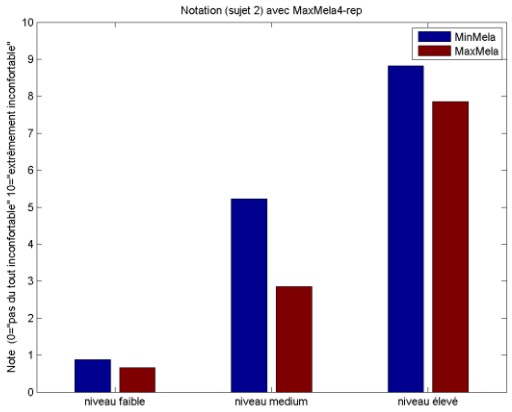
Signature

* D'après le compte rendu du Conseil d'Administration de l'ENTPE du 27 septembre 2011.

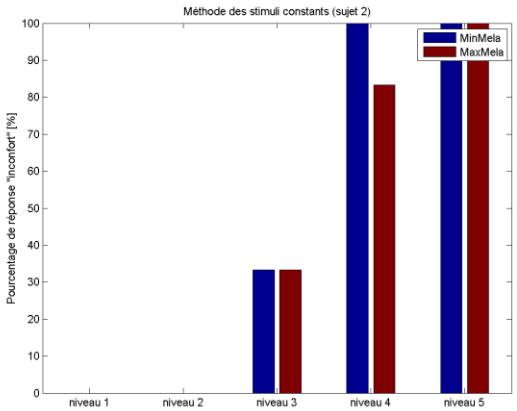
ANNEXE D : Exemple de graphes individuels (expérimentation sur les procédures psychophysiques)

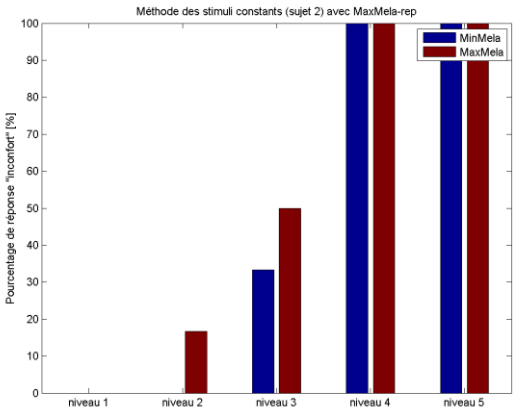
Notation sur une échelle continue d'inconfort (MinMela = LowMel ; MaxMela = HighMel) :



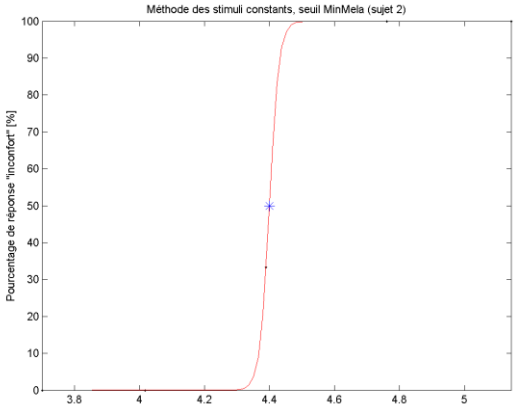


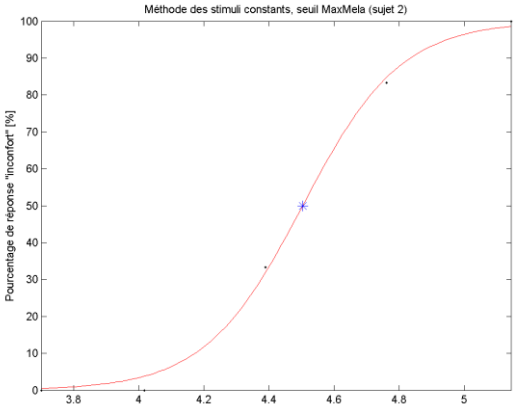
Méthode des stimuli constants (pourcentage de réponse « inconfort ») :

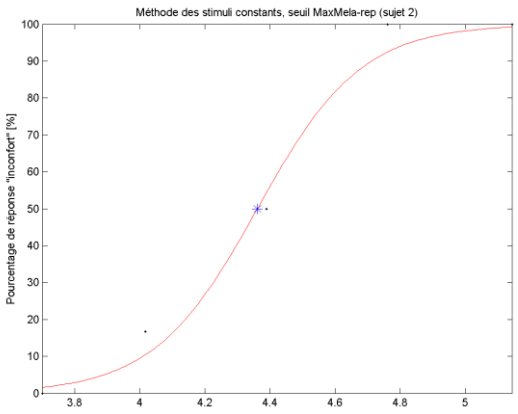




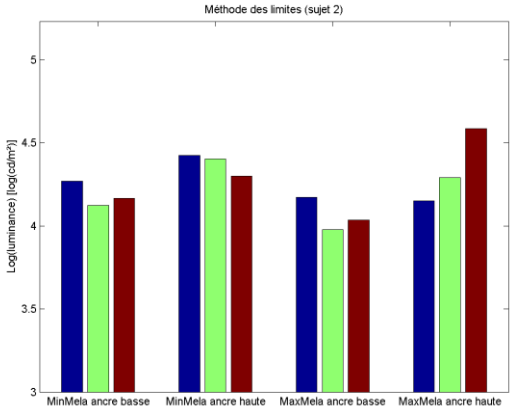
Méthode des stimuli constants (tracés de sigmoïdes et seuils) :

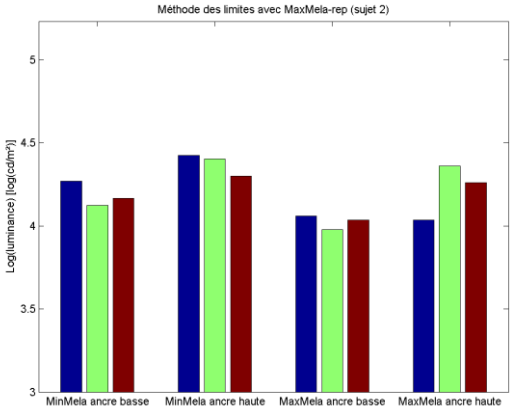




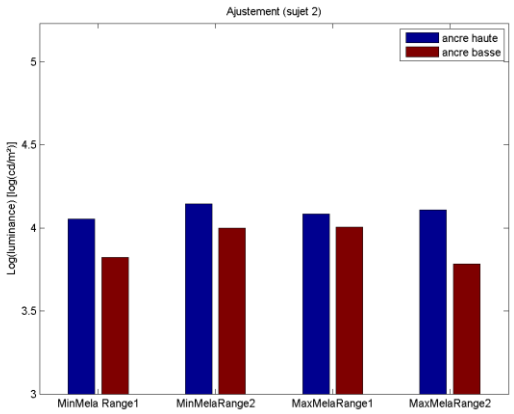


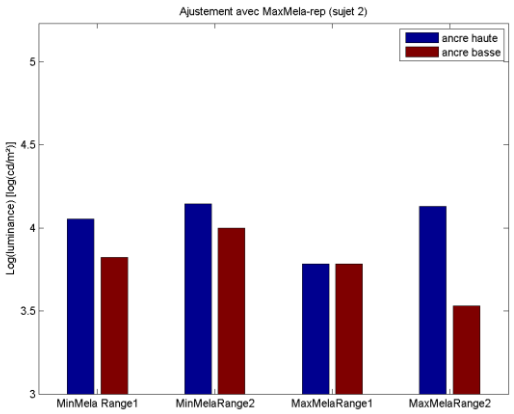
Méthode des limites :



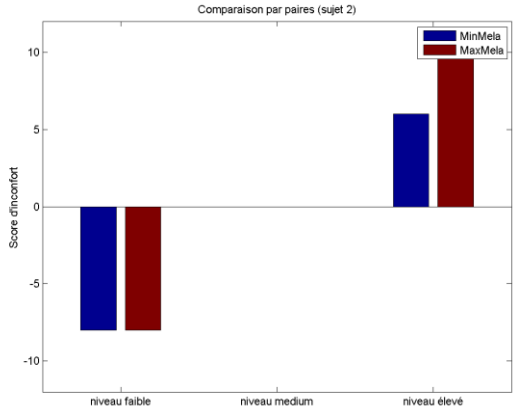


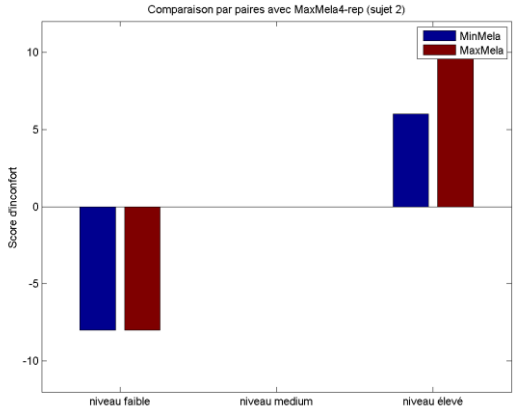
Ajustement :



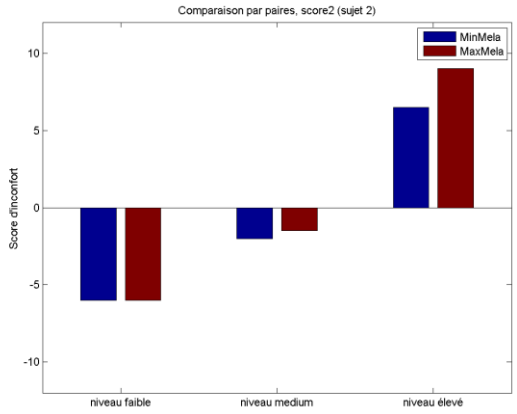


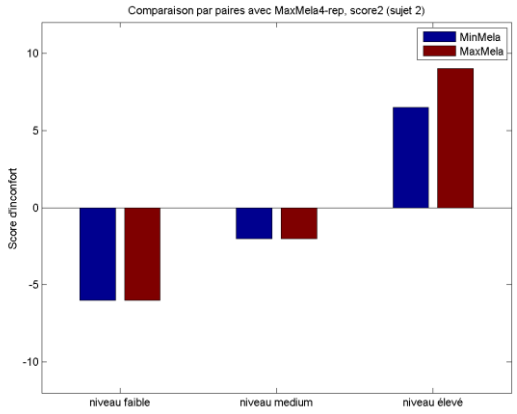
Comparaison par paires (score d'inconfort strict) :



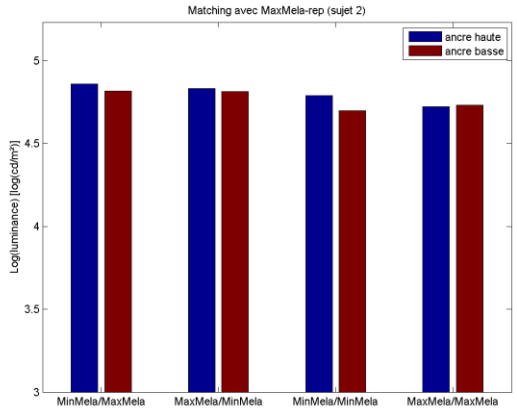


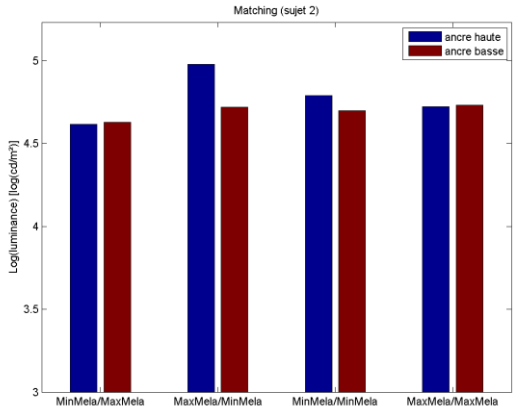
Comparaison par paires (score d'inconfort nuancé) :



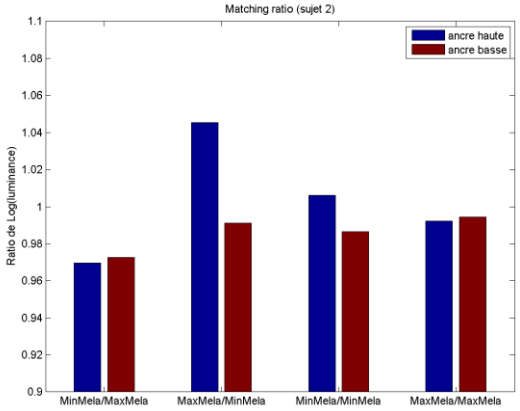


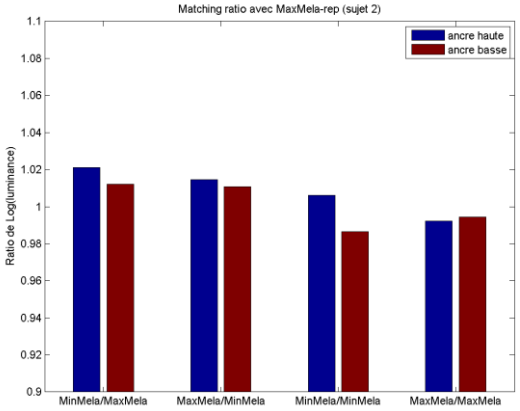
Egalisation :



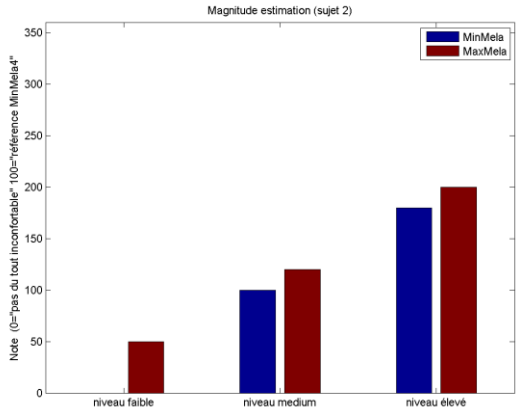


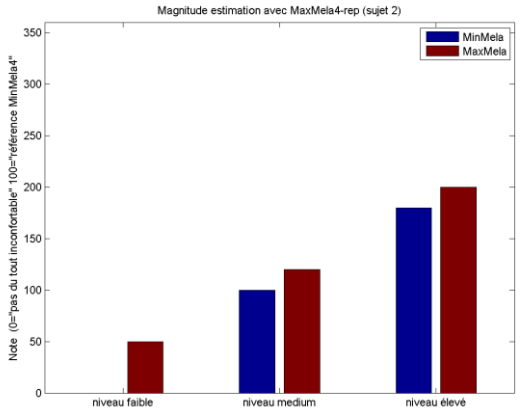
Egalisation (ratios de logarithmes de luminance) :





Estimation de magnitude :





ANNEXE E : Observations faites sur l'influence des stimuli éblouissants LowMel et HighMel sur les ERSP en analyse fréquentielle



	Le relevé de puissance ne se détache pas des autres signaux	Le relevé de puissance se détache un peu des autres signaux	Le relevé de puissance se détache beaucoup des autres signaux	Pas de signal
	Sujet 1	Sujet 2	Sujet 3	Sujet 4
AF3	se détache haut : X milieu : X, X bas : X	se détache haut milieu : X, X, X, X bas	se détache haut : X, X, X milieu bas : X	se détache haut : X milieu : X, X, X bas
AF4	se détache haut : X milieu : X, X bas : X	se détache haut milieu : X, X, X, X bas	se détache haut : X, X, X milieu bas : X	se détache haut : X, X milieu : X, X bas
F3		se détache haut milieu : X, X, X, X bas		se détache haut : X, X milieu : X, X bas
F4	se détache haut : X milieu : X, X, X bas	se détache haut milieu : X, X, X, X bas	se détache haut : X, X, X milieu bas : X	se détache haut : X milieu : X, X, X bas
F7	se détache haut : X milieu : X, X bas : X		se détache haut : X, X, X milieu bas : X	se détache haut : X, X milieu : X, X bas
F8	se détache haut : X milieu : X, X, X bas	se détache haut milieu : X, X, X, X bas	se détache haut : X, X milieu : X bas	se détache haut : X, X milieu : X, X bas
FC5	se détache haut : X milieu : X, X bas : X	se détache haut milieu : X, X, X, X bas	se détache haut : X, X, X milieu bas : X	se détache haut : X, X milieu : X, X bas
FC6	se détache haut : X milieu : X, X bas : X	se détache haut milieu : X, X, X, X bas	se détache haut : X, X, X milieu bas : X	se détache haut : X, X milieu : X, X bas
O1	se détache haut : X, X milieu : X bas : X	se détache haut milieu : X, X, X, X bas	se détache haut : X, X milieu : X bas : X	
O2	se détache haut : X milieu : X, X bas : X, X	se détache haut milieu : X, X, X, X bas	se détache haut milieu : X, X, X bas : X, X	
P7	se détache haut milieu : X, X, X, X bas	se détache haut milieu : X, X, X bas : X, X	se détache haut : X milieu : X, X bas : X	se détache haut milieu : X, X, X, X bas
P8	se détache haut milieu : X, X, X, X bas : X	se détache haut milieu : X, X, X, X bas	se détache haut : X, X milieu : X bas : X	se détache haut milieu : X, X, X, X bas
T7		se détache haut milieu : X, X bas : X, X		se détache haut milieu : X, X, X, X bas
T8		se détache haut milieu : X, X, X, X bas	se détache haut : X, X milieu : X bas	
	1 cas où HighMel se diffère du peloton en étant plus haut en bêta		4 cas où LowMel se diffère du peloton en étant plus bas en alpha	



	Le relevé de puissance ne se détache pas des autres signaux	Le relevé de puissance se détache un peu des autres signaux	Le relevé de puissance se détache beaucoup des autres signaux	Pas de signal

AF3

Sujet 5	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut				
milieu	X	X	X	X
bas				

Sujet 6	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut				X
milieu	X	X	X	
bas				

Sujet 8	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut				
milieu	X	X	X	X
bas				

AF4

Sujet 5	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut				
milieu	X	X	X	X
bas				

Sujet 6	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut		X		X
milieu	X		X	
bas				

Sujet 7	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut				
milieu	X	X	X	X
bas				

Sujet 8	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut				
milieu	X	X	X	X
bas				

F3

Sujet 5	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut				
milieu	X	X	X	X
bas				

Sujet 7	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut				
milieu		X		X
bas	X		X	

F4

Sujet 5	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut	X			
milieu			X	X
bas		X		

Sujet 6	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut				X
milieu	X	X	X	
bas				

Sujet 7	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut				
milieu	X	X	X	X
bas				

Sujet 8	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut				
milieu	X	X	X	X
bas				

F7

Sujet 5	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut		X		
milieu	X		X	X
bas				

Sujet 6	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut		X		X
milieu	X		X	
bas				

Sujet 7	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut		X		X
milieu	X		X	
bas				

Sujet 8	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut				
milieu	X	X	X	X
bas				

F8

Sujet 5	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut				
milieu	X	X	X	X
bas				

Sujet 6	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut		X		X
milieu	X		X	
bas				

Sujet 8	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut				
milieu	X	X	X	X
bas				

FC5

Sujet 5	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut				
milieu	X	X	X	X
bas				

Sujet 6	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut		X		
milieu	X		X	X
bas				

Sujet 7	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut				
milieu	X	X	X	X
bas				

Sujet 8	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut				
milieu	X	X	X	X
bas				

FC6

Sujet 5	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut				
milieu	X	X	X	X
bas				

Sujet 7	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut				
milieu	X	X	X	X
bas				

O1

O2

Sujet 5	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut				
milieu	X	X	X	X
bas				

Sujet 6	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut				
milieu	X	X		X
bas			X	

Sujet 7	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut				
milieu	X	X	X	X
bas				

Sujet 8	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut				
milieu	X	X	X	X
bas				

P7

Sujet 6	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut	X	X		X
milieu				
bas			X	

Sujet 7	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut				
milieu	X	X	X	X
bas				

Sujet 8	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut				
milieu	X	X	X	X
bas				

P8

Sujet 6	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut	X			
milieu		X		X
bas			X	

Sujet 7	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut				
milieu		X	X	X
bas	X			

Sujet 8	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut				
milieu	X		X	X
bas		X		

T7

Sujet 8	LowMel 8-12Hz	LowMel 20-40Hz	HighMel 8-12Hz	HighMel 20-40Hz
se détache				
haut				
milieu	X	X	X	X
bas				

T8

Sujet 5	1 cas où LowMel se diffère du peloton en étant plus haut en bêta
Sujet 6	1 cas où HighMel se diffère du peloton en étant plus haut en bêta 1 cas où LowMel se diffère beaucoup du peloton en étant plus haut en bêta 1 cas où HighMel se diffère du peloton en étant plus bas en alpha
Sujet 7	
Sujet 8	

ANNEXE F : Liste de la production scientifique liée à la thèse

Articles dans des revues internationales avec comité de lecture

IODICE, M., JOST, S., et DUMORTIER, D. (2020). Influence of spectral power distribution on discomfort glare: based on an adjustment procedure. *En cours de soumission.*

Articles dans des revues sans comité de lecture.

IODICE, M., et JOST, S. (2017). En 2018, un UGR mieux adapté à l'éclairage LED. *LUX*, 292, 51-52.

IODICE, M., et JOST, S. (2017). Note de synthèse sur les travaux réalisés au sein de la CIE concernant l'éblouissement d'inconfort. *Blog et brèves de l'AFE*.

Communications avec actes dans un congrès international

IODICE, M., JOST, S., et DUMORTIER, D. (2019). Testing experimental methods for discomfort glare investigations. Présenté à CIE 2019 29th Quadrennial, Washington DC., USA.

IODICE, M., JOST, S., et DUMORTIER, D. (2018). Methodology for discomfort glare investigations: limits of experimental procedures. Présenté à The 16th International Symposium on the Science and Technology of Lighting, Sheffield, UK.

IODICE, M., JOST, S., DUMORTIER, D., et GRONFIER, C. (2017). An experimental protocol to objectively characterise discomfort glare using physiological measurements. Présenté à CIE 2017, Midterm Meeting, Jeju Island, Republic of Korea.

Communications avec actes dans un congrès national

IODICE, M., JOST, S., et DUMORTIER, D. (2017). Développement de nouveaux modèles de caractérisation du confort visuel : prise en compte de la distribution spectrale des sources lumineuses. Présenté aux 4èmes Rencontres Interdisciplinaires Doctorales de l'Architecture et de l'Aménagement Durables, Vaulx-en-Velin, France.

Ouvrages ou parties d'ouvrages

CIE. (2019). CIE 232:2019 Discomfort Caused by Glare from Luminaires with a Non-Uniform Source Luminance. Vienna: CIE Central Bureau. (Sous-chapitre *Influence of colour on discomfort glare*)

Communications sans actes dans un congrès international

RAZA, M. A., JOST, S., et IODICE, M. (2017). Influence of Melanopsin excitation on brightness perception and pupil size. Présenté à The 24th symposium of the International Colour Vision Society (ICVS), Erlangen, Germany.

IODICE, M., JOST, S., et DUMORTIER, D. (2016). Development of new models to characterize visual comfort. Présenté à LumeNet Workshop, Ghent, Belgique.

JOST, S., ET IODICE, M. (2016). Influence of color on discomfort glare. Présenté à 4th CIE Expert Symposium on Colour and Visual Appearance, Prague, République Tchèque.

Communications sans actes dans un congrès national

IODICE, M., JOST, S., DUMORTIER, D., et GRONFIER, C. (2018). Méthodologie pour l'étude de l'éblouissement d'inconfort : Limites des procédures expérimentales. Présenté à la Journée AFE / CIE France - Florilège des communications françaises au CIE Midterm 2017, Paris, France.

IODICE, M., JOST, S., (2014) An experimental protocol to evaluate the influence of spectral power distribution on discomfort glare, GDR vision, Grenoble, France.

Rapport TFE et Master Recherche

IODICE, M. (2015) Influence du contenu spectral des sources lumineuses sur le confort visuel, Master Recherche et TFE, ENTPE, Vaulx en Velin, France.