



HAL
open science

Nouvelle méthode de traitement des potentiels évoqués visuels pour l'estimation de l'acuité visuelle chez le jeune enfant

Maelenn Cabon

► To cite this version:

Maelenn Cabon. Nouvelle méthode de traitement des potentiels évoqués visuels pour l'estimation de l'acuité visuelle chez le jeune enfant. Traitement du signal et de l'image [eess.SP]. Ecole Centrale de Lille, 2016. Français. NNT : 2016ECLI0007 . tel-02917935

HAL Id: tel-02917935

<https://theses.hal.science/tel-02917935>

Submitted on 20 Aug 2020

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

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

N° d'ordre : 296

CENTRALE LILLE

THÈSE

Présentée en vue d'obtenir le grade de

DOCTEUR

En

Spécialité : Automatique, Génie Informatique, Traitement du Signal et des Images

par

Maelenn Cabon

Doctorat délivré par CENTRALE LILLE

Titre de la thèse :

Nouvelle méthode de traitement des potentiels évoqués visuels pour l'estimation de l'acuité visuelle chez le jeune enfant

Soutenue le 27 avril 2016 devant le jury d'examen :

Président	M. Jérôme Mars	Professeur, Institut Polytechnique de Grenoble
Rapporteur	M. Jérôme Mars	Professeur, Institut Polytechnique de Grenoble
Rapporteur	M. Vernon Odom	Professeur, West Virginia University
Membre	M. Éric Le Carpentier	Maître de conférences, École Centrale de Nantes
Membre invité	Mme. Sabine Defoort Dhellemmes	Docteure, CHRU Lille
Encadrant	M. Jacques Charlier	Président, METROVISION
Directeur de thèse	M. Emmanuel Duflos	Professeur, École Centrale de Lille
Directeur de thèse	M. Philippe Vanheeghe	Professeur, École Centrale de Lille

Thèse préparée dans le laboratoire CRISAL

Ecole Doctorale SPI 072 (Lille I, Lille III, Artois, ULCO, UVHC, Centrale Lille)

Nouvelle méthode de traitement des potentiels évoqués visuels pour l'estimation de l'acuité visuelle chez le jeune enfant

Résumé : L'examen *PEV* (*Potentiel Évoqué Visuel*) avec stimulation par balayage de fréquence spatiale est reconnu pour l'estimation de l'acuité visuelle (AV) chez le jeune enfant en raison de son objectivité et de sa faible durée d'examen. Néanmoins, plusieurs études ont souligné la variabilité des réponses et pour certains cas, des atténuations à certaines fréquences spatiales. Dans cette thèse, nous démontrons la relation entre la phase du signal et ces atténuations lorsque la transformée de Fourier à court terme (*TFCT*) est utilisée. Nous présentons une nouvelle méthode de traitement du signal qui prend en compte les variations de phase, basée sur la transformée en ondelettes discrète stationnaire (*TODS*) pour le débruiter le signal et sur le filtre de Kalman étendu (*FKE*) pour l'estimer la réponse du système visuel. La nouvelle méthode est testée sur deux ensembles d'examens. Le premier provient du CHRU de Lille et le second de notre laboratoire. La *TODS* améliore le rapport signal sur bruit de 10.9 dB en moyenne (IC_{95} [6.3, 15.6]) et réduit les artéfacts dus aux clignements et aux mouvements. Le *FKE* permet une estimation de la réponse du système visuel plus précise. Grâce à la prise en compte de la phase du signal, la forme de la réponse présente moins de variations. La dispersion entre les balayages est divisée par 1.4 en comparaison à la méthode actuelle. La corrélation entre l'AV ETDRS et l'estimation de l'acuité visuelle de la nouvelle méthode est meilleure (indice de Spearman=0.71, valeur-p= $6.9 \cdot 10^{-5}$, écart-type=0.26 logMAR) que celle de la méthode actuelle (indice de Spearman=0.57, valeur-p= $1.1 \cdot 10^{-3}$, écart-type=0.45 logMAR).

Mots-clés : électrophysiologie, enfants, acuité visuelle, ondelettes, transformée de Fourier, filtre de Kalman

New signal processing method of visual evoked potentials for visual acuity assessment in infants

Abstract : Sweep VEP (visual evoked potentials) is known to be a valuable exam to estimate visual acuity (VA) in infants because of its objectivity and its rapidity. Nevertheless, several studies have pointed out the variability of the responses and sometimes attenuations at some spatial frequencies called "notches". In this thesis, we demonstrate a relationship between the phase of the signal and these attenuations when the short-time discrete Fourier transform (STDFT) is used. We introduce a new method of signal processing which takes in account the phase shifting, based on stationary discrete wavelet transform (SDWT) for the denoising and on extended Kalman filtering (EKF) for the estimation of the visual system response. The new method is tested on two sets of exams. The first one comes from the CHRU of Lille and the second one from our laboratory. The SDWT improves the signal to noise ratio on average by 10.9 dB (CI_{95} [6.3, 15.6]) and reduces artefacts caused by blinking or eyes movements. Thanks to the EKF, the estimation of the response of the visual system is more precise. By taking into account the phase of the signal, the shape of the response presents less variations. The dispersion among the sweeps is divided by 1.4 compared to the DSTFT. The correlation between ETDRS VA and the VA estimation of the new method (Spearman's correlation=0.71, p-value= $6.9 \cdot 10^{-5}$, root mean squared error (RMSE)=0.26 logMAR) is better than that of the current method (Spearman's correlation=0.57, p-value= $1.1 \cdot 10^{-3}$, RMSE=0.45 logMAR).

Keywords : electrophysiology, children, visual acuity, wavelets, Fourier transform, Kalman filter

Confidentialité

Cette thèse s'est déroulée dans le cadre d'un contrat CIFRE avec l'entreprise METROVISION. La thèse est confidentielle pendant une durée de 3 ans.

Remerciements

Ce travail constitue l'aboutissement de trois années de recherche dans un domaine passionnant et dont les finalités contribuent à l'amélioration de la qualité de vie des individus : l'électrophysiologie visuelle. Je tiens tout d'abord à remercier tous ceux qui, avant moi, ont constitué les fondements scientifiques sur lesquels je me suis basée pour élaborer cette thèse. Par la même occasion, j'encourage tous ceux qui contribueront aux développements futurs dans ce domaine.

Je tiens également à témoigner ma gratitude à mes directeurs de thèse, Emmanuel Duflos et Philippe Vanheeghe, pour leurs conseils et l'intérêt qu'ils ont porté à cette recherche. J'ai particulièrement apprécié leur soutien et leurs grandes qualités humaines.

Je souhaite exprimer ma reconnaissance à Jacques Charlier, président de METROVISION, pour m'avoir offert l'opportunité d'entrer dans le monde de la recherche au sein de son entreprise et pour la confiance qu'il m'a accordée. Sa rigueur scientifique, sa capacité d'analyse et ses connaissances ont été un moteur dans la conduite de cette thèse.

Je suis particulièrement honorée que messieurs Vernon Odom et Jérôme Mars aient accepté d'être rapporteurs. J'exprime mes sincères remerciements à l'ensemble des membres du jury pour l'intérêt qu'ils portent à mes recherches.

Je souhaiterais aussi remercier Sabine Defoort-D'Hellemmes, responsable du service d'exploration de la vision et de neuro-ophtalmologie au CHRU de LILLE, pour m'avoir permis de me rendre compte de la réalité clinique en m'accueillant dans son service. J'en profite également pour remercier tous ceux avec qui j'ai eu l'occasion de collaborer dans ce service.

Je tiens également à remercier toute l'équipe de METROVISION : David, Elodie, Fabien, Gwenaël, Jacques, Jean-Pierre, Joffrey, Renaud, Sylvie avec qui j'ai eu la chance de travailler. Et je remercie tout particulièrement Katiane, Kevin, Paul, Valentin et Sébastien pour avoir bien voulu jouer les cobayes pour mes recherches.

Merci aux membres du laboratoire CRISAL pour leur accueil. Je tiens à exprimer mes plus chaleureux remerciements à mes collègues doctorants Clément, Julien, Nouha, Phuong, Sonia pour les moments agréables passés en leur compagnie et la bonne ambiance de travail au bureau.

Mille mercis à mes amis pour m'avoir permis de m'évader le temps d'une soirée ou d'un weekend. Il me tarde de célébrer la fin de cette thèse avec vous !

Maman, Papa, nul mot ne saurait exprimer la profonde reconnaissance que je vous porte. Je vous remercie d'avoir cru en moi et de m'avoir offert la possibilité de choisir ma voie. Merci pour votre soutien indéfectible et vos encouragements. Stevan, merci pour tout ce que tu m'as apporté. Avoir un petit frère c'est pas si mal en fin de compte !

Enfin, Thomas, merci d'avoir partagé les moments difficiles et les moments de joie, de m'avoir écoutée, conseillée et encouragée. Grâce à toi, les moments d'appréhension et de doute n'ont été que de passage.

Table des matières

Table des figures	13
Liste des tableaux	19
Introduction	23
Nomenclature	23
1 L'électrophysiologie pour l'évaluation de l'acuité visuelle	27
1.1 Le système visuel	27
1.1.1 L'anatomie de l'œil	28
1.1.2 Les voies de transmissions	33
1.1.3 Le cortex visuel primaire	33
1.1.4 L'œil vu comme un dipôle	34
1.1.5 Les mouvements des paupières	36
1.2 L'acuité visuelle	38
1.2.1 Non pas une mais des acuités visuelles	38
1.2.2 Les examens usuels	39
1.2.3 Pourquoi avoir recours à un examen électrophysiologique?	40
1.2.4 Intérêts cliniques	41
1.2.5 Historique de l'examen <i>PEVS avec stimulation par balayage</i>	42
2 L'examen <i>PEVS avec stimulation par balayage</i>	45
2.1 Les paramètres de l'examen	45
2.1.1 L'écran de stimulation	45
2.1.2 Les électrodes	49

2.2	Le déroulement de l'examen	52
2.2.1	L'installation du patient	52
2.2.2	Les vérifications	53
2.2.3	L'examen	53
2.2.4	Les résultats	54
2.3	Les difficultés de l'examen clinique	56
2.3.1	La pose d'électrodes et de l'occlusion	56
2.3.2	L'attention du patient	56
2.3.3	La formation du personnel	56
2.3.4	Le bruit	57
2.4	Les limites de la méthode actuelle	65
2.4.1	Difficulté d'interprétation de la réponse	65
2.4.2	Problématique	67
3	L'analyse des potentiels évoqués visuels stationnaires	69
3.1	La description du signal	69
3.1.1	Les potentiels évoqués stationnaires	69
3.1.2	L'acquisition	70
3.1.3	Les examens de référence	72
3.1.4	Les caractéristiques du signal utile	74
3.1.5	Les caractéristiques du bruit	76
3.1.6	Modélisation du signal	82
3.2	Le débruitage des potentiels évoqués visuels stationnaires	83
3.2.1	Les méthodes non retenues	83
3.2.2	Le moyennage	85
3.2.3	La transformée en ondelettes	89
3.2.4	Choix de la méthode	126
3.3	L'estimation de l'amplitude de la réponse du cortex visuel	128
3.3.1	Les méthodes non retenues	128
3.3.2	La transformée de Fourier à court terme	135
3.3.3	Le filtre de Kalman étendu	142
3.3.4	Choix de la méthode	151
3.4	L'estimation de l'acuité visuelle	154
3.4.1	Les méthodes existantes	154
3.4.2	La nouvelle méthode	155

4 Résultats	159
4.1 La réduction et l'estimation du bruit	159
4.1.1 Le rapport signal sur bruit	160
4.1.2 Les artéfacts	163
4.1.3 La distribution des valeurs	171
4.1.4 Estimation du bruit	171
4.2 L'estimation de l'amplitude de la réponse du système visuel	177
4.2.1 Temps de réaction	177
4.2.2 L'estimation de l'amplitude du signal utile des examens	179
4.3 L'estimation de la phase	183
4.3.1 L'estimation sur un signal simulé	183
4.3.2 L'estimation sur un signal réel	183
4.4 L'estimation de l'acuité	186
4.4.1 Comparaison des méthodes d'extrapolation	186
4.4.2 Comparaison ancienne / nouvelle méthodes	188
5 Discussion	192
5.1 Réduction du bruit	192
5.2 Répétabilité	194
5.3 Interprétation des résultats	195
5.4 Précision de l'estimation de l'acuité visuelle	196
Conclusion et perspectives	201
Bibliographie	205
A Examens cliniques	221
B Examens en laboratoire	223
C Comparaison <i>TFCT</i> et <i>FKE</i>	225
D Estimation de l'acuité visuelle selon <i>M1</i>, <i>M2</i>, <i>M3</i> et <i>M4</i>	241
E Comparaison des résultats d'examens	257

Table des figures

1.1	Système visuel	28
1.2	Œil humain	29
1.3	Muscles oculomoteurs	30
1.4	La rétine	31
1.5	Cortex visuel	34
1.6	Champ électrique de l'œil	35
1.7	Activité électromyographique de la paupière	37
1.8	Tableaux ETDRS et Landolt	40
2.1	Stimulation à renversement et On-Off	46
2.2	Position des électrodes	50
2.3	Électrodes	51
2.4	Forme type d'un résultat d'examen	54
2.5	Rythme alpha	59
2.6	Signal EEG avec clignements	60
2.7	Signal EEG temps/fréquence avec clignements	61
2.8	Signal EEG temps/fréquence avec saccades	62
2.9	Signal EEG temps/fréquence avec mouvement de tête	63
2.10	Résultat d'examen avec creux	65
3.1	Potentiels évoqués visuels transitoires et stationnaires	70
3.2	Examen référence 1	72
3.3	Examen de référence 2	73
3.4	Spectre de l'examen de référence 1	75
3.5	Distribution des valeurs de l'examen de référence 1	78
3.6	Distribution des valeurs de l'examen de référence 2	79

3.7	Autocorrélation de l'examen de référence 1	79
3.8	Fréquences analysées	81
3.9	Ondelette mère et filles	90
3.10	Domaines de représentation en traitement du signal	91
3.11	Réponses fréquentielles des ondelettes	95
3.12	Effets du débruitage par seuillage des coefficients la <i>TOD</i> et la <i>TODS</i> . . .	101
3.13	Critères d'évaluation des ondelettes	105
3.14	Localisation temporelle des coefficients d'ondelettes contenant les artéfacts .	108
3.15	Réponse en fréquence de sym8	110
3.16	Effet de l'étape 1 du seuillage sur l'examen de référence 2 - Domaine temporel	111
3.17	Effet de l'étape 1 du seuillage sur l'examen de référence 2 - Domaine spectral	112
3.18	Sensibilité temporelle des ondelettes	114
3.19	Diagramme Q-Q d'un signal sans artéfact	115
3.20	Diagramme Q-Q d'un signal avec artéfacts	115
3.21	Diagrammes Q-Q des coefficients en ondelettes d'un signal sans artéfact . .	116
3.22	Diagrammes Q-Q des coefficients en ondelettes d'un signal avec artéfacts . .	117
3.23	Histogrammes de <i>D3</i> et <i>D4</i>	119
3.24	Illustration de l'étape 2 du seuillage	120
3.25	Logigramme de l'étape 2 du seuillage	121
3.26	Histogrammes de <i>D3</i> et <i>D4</i> après seuillage	122
3.27	Diagrammes Q-Q d'un signal avec artéfacts avant/après seuillage	123
3.28	Effet du débruitage par ondelettes sur l'examen de référence 2 - Domaine temporel	124
3.29	Effet du débruitage par ondelettes sur l'examen de référence 2 - Domaine fréquentiel	125
3.30	Effet du bruit sur la transformée de Wigner-Ville	131
3.31	Effet de la phase sur la transformée de Wigner-Ville	132
3.32	Évaluation de la modélisation AR	134
3.33	Évaluation de la modélisation AR sans critère	135
3.34	Effet de la phase sur la <i>TFCT</i> et la <i>TFCTCP</i>	140
3.35	Effet d'un artéfact sur la <i>TFCT</i> et la <i>TFCTCP</i>	141
3.36	Effet de la phase sur le <i>FKE</i>	149
3.37	Effet de l'artefact sur le <i>FKE</i>	150
4.1	Effet du filtrage par ondelettes - Domaine Fréquentiel	161
4.2	Amplitudes du signal utile et du bruit	162
4.3	<i>RSB</i> avant/après filtrage par ondelettes	162

4.4	Débruitage d'un examen contenant du rythme alpha	166
4.5	Débruitage d'un examen contenant des clignements	167
4.6	Débruitage d'un examen contenant des saccades volontaires	168
4.7	Débruitage d'un examen contenant des mouvements de tête	169
4.8	Débruitage d'un examen contenant des contractions musculaires	170
4.9	Effet du filtrage par ondelettes : gaussianité	174
4.10	Estimation du bruit	175
4.11	Bande passante du <i>FKE</i> pour l'estimation du rythme alpha	175
4.12	Estimation du rythme alpha	176
4.13	Temps de réaction à la fermeture et à l'ouverture des yeux	178
4.14	Temps de réaction aux saccades volontaires	179
4.15	Rapport de dispersion moyen entre les balayages	181
4.16	Dispersion entre les balayages en fonction du temps	182
4.17	Estimation de la phase d'un signal simulé	184
4.18	Estimation de la phase moyenne d'un examen	185
4.19	Comparaison des 4 méthodes d'extrapolation	187
4.20	Précision des 4 méthodes d'extrapolation	189
4.21	Comparaison ancienne / nouvelle méthodes d'extrapolation	190
4.22	Précision de l'estimation de l'acuité visuelle	191
C.1	K1	226
C.2	K2	226
C.3	K3	227
C.4	K4	227
C.5	K5	228
C.6	K6	228
C.7	K7	229
C.8	K8	229
C.9	K9	230
C.10	K10	230
C.11	K11	231
C.12	K12	231
C.13	K13	232
C.14	K14	232
C.15	P15	233
C.16	P16	233
C.17	P17	234

C.18 P18	234
C.19 P19	235
C.20 P20	235
C.21 P21	236
C.22 P22	236
C.23 P23	237
C.24 V24	237
C.25 V25	238
C.26 V26	238
C.27 V27	239
C.28 V28	239
C.29 V29	240
C.30 V30	240
D.1 Estimation AV K1	242
D.2 Estimation AV K2	242
D.3 Estimation AV K3	243
D.4 Estimation AV K4	243
D.5 Estimation AV K5	244
D.6 Estimation AV K6	244
D.7 Estimation AV K7	245
D.8 Estimation AV K8	245
D.9 Estimation AV K9	246
D.10 Estimation AV K10	246
D.11 Estimation AV K11	247
D.12 Estimation AV K12	247
D.13 Estimation AV K13	248
D.14 Estimation AV K14	248
D.15 Estimation AV P15	249
D.16 Estimation AV P16	249
D.17 Estimation AV P17	250
D.18 Estimation AV P18	250
D.19 Estimation AV P19	251
D.20 Estimation AV P20	251
D.21 Estimation AV P21	252
D.22 Estimation AV P22	252
D.23 Estimation AV P23	253

D.24 Estimation AV V24	253
D.25 Estimation AV V25	254
D.26 Estimation AV V26	254
D.27 Estimation AV V27	255
D.28 Estimation AV V28	255
D.29 Estimation AV V29	256
D.30 Estimation AV V30	256
E.1 Ancienne / Nouvelle méthode : K1	258
E.2 Ancienne / Nouvelle méthode : K2	258
E.3 Ancienne / Nouvelle méthode : K3	259
E.4 Ancienne / Nouvelle méthode : K4	259
E.5 Ancienne / Nouvelle méthode : K5	260
E.6 Ancienne / Nouvelle méthode : K6	260
E.7 Ancienne / Nouvelle méthode : K7	261
E.8 Ancienne / Nouvelle méthode : K8	261
E.9 Ancienne / Nouvelle méthode : K9	262
E.10 Ancienne / Nouvelle méthode : K10	262
E.11 Ancienne / Nouvelle méthode : K11	263
E.12 Ancienne / Nouvelle méthode ; K12	263
E.13 Ancienne / Nouvelle méthode : K13	264
E.14 Ancienne / Nouvelle méthode : K14	264
E.15 Ancienne / Nouvelle méthode : K15	265
E.16 Ancienne / Nouvelle méthode : P16	265
E.17 Ancienne / Nouvelle méthode : P17	266
E.18 Ancienne / Nouvelle méthode : P18	266
E.19 Ancienne / Nouvelle méthode : P19	267
E.20 Ancienne / Nouvelle méthode : P20	267
E.21 Ancienne / Nouvelle méthode : P21	268
E.22 Ancienne / Nouvelle méthode : P22	268
E.23 Ancienne / Nouvelle méthode : P23	269
E.24 Ancienne / Nouvelle méthode : V24	269
E.25 Ancienne / Nouvelle méthode : V25	270
E.26 Ancienne / Nouvelle méthode : V26	270
E.27 Ancienne / Nouvelle méthode : V27	271
E.28 Ancienne / Nouvelle méthode : V28	271
E.29 Ancienne / Nouvelle méthode : V29	272

E.30 Ancienne / Nouvelle méthode : V30	272
--	-----

Liste des tableaux

2.1	Plage d'acuité testée en fonction de la distance œil-écran	52
2.2	Rythmes corticaux	58
3.1	Estimation du bruit	81
3.2	Vérification des effets du moyennage sur le RSB	87
3.3	Vérification des effets du moyennage sur la DSP	87
3.4	Amélioration du RSB par moyennage	88
3.5	Réduction de la DSP du bruit par moyennage	88
3.6	Influence du déphasage sur la <i>TFCT</i> et la <i>TFCTCP</i>	140
3.7	Influence du déphasage sur le <i>FKE</i>	150
4.1	Précision de l'estimation de l'acuité visuelle	189
A.1	Tableau des examens cliniques	222
B.1	Tableau des examens faits à METROVISION	224

Acronymes

- DSP** Densité Spectrale de Puissance (ang. PSD : Power Spectral Density). 73
- EQM** Erreur Quadratique Moyenne (ang. MSE : Mean Squared Error). 151
- FKE** Filtre de Kalman Étendu (ang. EKF : Extended Kalman Filter). 130
- IC** Intervalle de confiance (ang. CI : Confidence Interval). 144
- ISCEV** International Society for Clinical Electrophysiology of Vision. 37
- PEV** Potentiels Évoqués Visuels (ang. VEP : Visual Evoked Potentials). 18
- PEVS** Potentiels Évoqués Visuels Stationnaires (ang. SVEP : Stationary Visual Evoked Potentials). 18
- RSB** Rapport Signal sur Bruit (ang. SNR : Signal to Noise Ratio). 72
- TOD** Transformée en Ondelettes Discrète (ang. DWT : Discrete Wavelet Transform). 79
- TODS** Transformée en Ondelettes Discrète Stationnaire (ang. SWT : Stationary Wavelet Transform). 84
- TFCT** Transformée de Fourier à Court Terme (ang. STFT : Short-Time Fourier Transform). 19, 122
- TFCTCP** Transformée de Fourier à Court Terme avec Compensation de Phase. 124

Introduction

Contexte

L'importance du dépistage précoce des affections du système visuel et de l'évaluation des déficiences sensorielles chez le très jeune enfant est universellement reconnue. En France, environ un dixième de la population de nouveau-nés présente des risques d'atteintes visuelles [89]. De nombreuses études montrent également que le développement de la vision chez le nourrisson est soumis à une période critique suivant la naissance. Toute atteinte visuelle durant cette période critique risque d'entraîner des déficiences irrémédiables, non seulement des capacités sensorielles, mais aussi du développement psychomoteur de l'enfant. Cette période débiterait vers l'âge de 5 mois et se terminerait vers 6 ans. Pendant cet intervalle, le système visuel est en maturation. L'environnement joue alors un rôle déterminant dans la mise en place des fonctions visuelles. On parle de plasticité cérébrale du système visuel. La notion de plasticité cérébrale recouvre l'ensemble des phénomènes permettant aux neurones de modifier leurs connexions et leur organisation en fonction des expériences vécues par l'organisme. La détection avancée de pathologies, avant ou pendant cette période de plasticité du système visuel a donc un intérêt considérable puisque dans certains cas, la pathologie peut être corrigée par de la chirurgie ou de la rééducation.

L'une des conclusions du rapport d'expertise INSERM datant de 2002 [89] est le besoin de recherches sur les méthodes d'exploration des fonctions visuelles. En effet, les examens cliniques chez les très jeunes enfants ou présentant un handicap nécessitent une approche spécifique, radicalement différente de ceux utilisables chez l'adulte, ceci en raison de plusieurs facteurs :

- l'immaturation du système visuel de l'enfant
- la faible capacité de réponse de l'enfant liée à l'absence d'expression verbale, qui permet difficilement de faire état de ce qui est perçu ou non

- le manque de coopération de l'enfant qui résulte de ses capacités de compréhension limitées et de sa difficulté à maintenir une attention soutenue et durable

Les techniques électrophysiologiques permettent d'évaluer les fonctions visuelles telles que l'acuité visuelle, la vision binoculaire et le champ visuel. Elles sont d'un très grand intérêt pour l'examen de l'enfant en raison de leur objectivité. En effet, pour ces examens, le seul rôle du patient se résume à fixer l'écran de stimulation. Ce sont des électrodes qui permettent le recueil de la réponse du système visuel à la stimulation. Cette réponse est ensuite analysée par ordinateur.

Néanmoins, l'application des examens électrophysiologiques en clinique est difficile. En voici les principales raisons :

- le temps d'examen trop long
- les périodes d'attention limitées et imprévisibles de l'enfant
- les mouvements incontrôlables du patient
- la variabilité des résultats

METROVISION développe et commercialise depuis quelques années un appareil dédié à l'examen du système visuel du jeune enfant, le MonPackOne. Il permet de tester l'activité de la rétine et du cortex visuel primaire en réponse à une stimulation. L'examen traité dans cette thèse est le *PEVS avec stimulation par balayage*. La stimulation visuelle est constituée d'un damier dont les cases noires et blanches s'inversent à une fréquence temporelle de 6 Hz. En réaction à cette stimulation, le système visuel produit une réponse entretenue, de type sinusoïdal et synchrone à la fréquence de stimulation, appelée Potentiels Évoqués Visuels Stationnaires (ang. SVEP : Stationary Visual Evoked Potentials) (PEVS). Pendant l'examen, la taille des cases du damier est diminuée réalisant ainsi un balayage de fréquences spatiales¹. Plus le patient voit correctement la stimulation, plus l'amplitude des *PEVS* est élevée, et inversement. Cet examen réalise ainsi une estimation de l'acuité visuelle des patients à partir de la plus petite taille de damier générant une réponse.

Or chez certains sujets, on observe des variations non régulières de l'amplitude des *PEVS*. Elles ne sont pas liées à une pathologie puisqu'elles sont aussi présentes chez des individus sains. Lorsque ces variations ont lieu, l'interprétation des résultats d'examen est impossible. À ce jour, aucune explication de ces variations n'a fait l'objet d'un consensus au sein de la communauté scientifique.

1. La fréquence spatiale est inversement proportionnelle à la taille des cases du damier présenté

Problématique

La technique d'estimation de l'amplitude des *PEVS* est basée sur la Transformée de Fourier à Court Terme (ang. STFT : Short-Time Fourier Transform) (TFCT) qui est actuellement la méthode de référence pour ce type d'examen. La transformée de Fourier a pour avantages d'être rapide et simple à mettre en place. Néanmoins, l'analyse des signaux *PEVS* effectuée dans le chapitre 3 de cette thèse explique en quoi l'hypothèse de stationnarité², nécessaire à l'emploi de cette transformée, n'est pas respectée.

Les appareils de METROVISION étant utilisés dans plusieurs centres hospitaliers, une base de données clinique a été créée. L'étude de cette base de données [38] nous a permis d'émettre une hypothèse concernant les variations non régulières d'amplitude observées chez certains sujets. Elles seraient dues aux variations rapides de phase de la réponse du système visuel au cours de l'examen. En d'autres termes, la phase du signal n'est pas stationnaire². Ce non-respect des conditions d'application de la transformée de Fourier entraîne des erreurs dans l'estimation de l'amplitude de la réponse du système visuel.

Une difficulté majeure de l'étude des *PEVS* qui n'a pas été abordée dans la première partie de l'introduction est le bruit. Il est omniprésent dans le signal. Son origine est multiple : bruit électromagnétique environnant, mouvements du patient, activité corticale des régions situées à proximité des électrodes... Si ce bruit n'est pas éliminé, il rend l'estimation de l'amplitude de la réponse du système visuel très difficile.

Le travail effectué dans cette thèse consiste à trouver les méthodes de traitement du signal les mieux adaptées pour débruiter et estimer l'amplitude des signaux *PEVS*. Ces techniques doivent prendre en compte toutes les caractéristiques de ces signaux afin d'optimiser l'extraction des réponses.

Objectifs

Les objectifs poursuivis dans cette thèse sont les suivants :

- réduire le bruit des signaux *PEVS*
- rendre les résultats d'examens plus fiables
- faciliter l'interprétation des résultats
- fournir une estimation de l'acuité visuelle plus précise

2. au sens du traitement du signal

Organisation du manuscrit

La thèse est composée de cinq chapitres.

Le **chapitre 1** introduit les notions d'électrophysiologie et d'ophtalmologie nécessaires à la compréhension de l'examen *PEVS avec stimulation par balayage*. La première partie s'intéresse au système visuel et aborde succinctement comment l'information apportée par la lumière dans l'œil est transmise jusqu'au cortex. Le concept d'acuité visuelle est défini dans la seconde partie avec une présentation des intérêts cliniques des examens usuels et des apports spécifiques des examens électrophysiologiques. Pour clore ce chapitre, un rapide historique du *PEVS avec stimulation par balayage* est donné.

Le **chapitre 2** présente l'examen *PEVS avec stimulation par balayage*. La première partie liste les paramètres de stimulation et commente chacun d'entre eux à la lumière d'études cliniques diverses. À la fin de chaque description, le paramètre utilisé pour la thèse est encadré. Ainsi le lecteur peut rapidement visualiser quelles sont les conditions d'examen relatives aux résultats du chapitre 4. Ensuite, une attention particulière est donnée au déroulement de l'examen et à ses difficultés de mise en place en clinique. À la fin de ce chapitre, la problématique de la thèse est formulée.

Le **chapitre 3** analyse successivement les propriétés du signal utile et celles du bruit d'un signal *PEVS* afin de pouvoir déterminer quelles sont les conditions d'application des techniques de traitement du signal les mieux adaptées. Ensuite, il développe une à une les différentes approches évaluées pour débruiter les signaux. De la même manière, les techniques d'estimation du signal utile sont développées. À la fin de chacune de ces deux parties, le choix des techniques retenues est discuté. Enfin, une nouvelle technique d'estimation de l'acuité visuelle est présentée.

Le **chapitre 4** compare les résultats obtenus entre l'ancienne et la nouvelle technique. Il expose, les unes après les autres, les données sur le bruit, l'estimation de l'amplitude de la réponse du système visuel, la phase et l'estimation de l'acuité visuelle.

Le **chapitre 5** discute les résultats obtenus et dresse un bilan des contributions de la thèse.

CHAPITRE 1

L'électrophysiologie pour l'évaluation de l'acuité visuelle

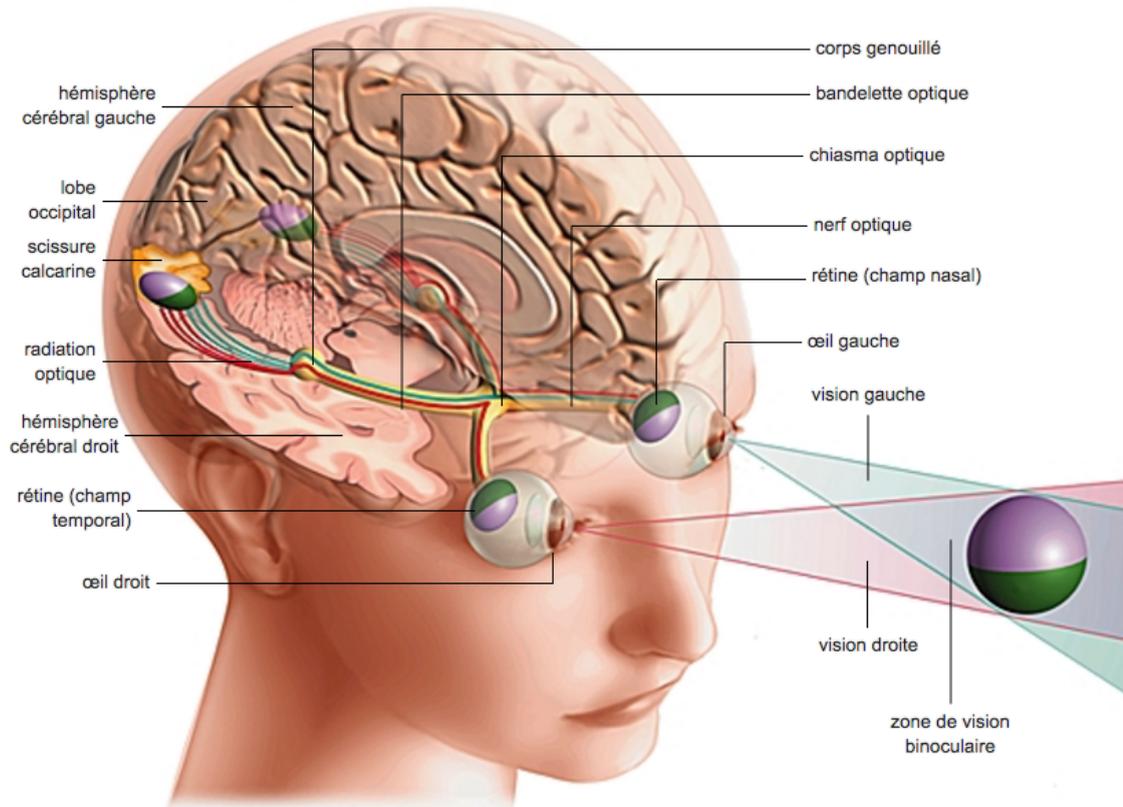
L'étude du développement du système visuel humain a conduit les scientifiques à mettre en place des examens permettant de suivre l'évolution des fonctions visuelles depuis la naissance jusque l'âge adulte. L'électrophysiologie ou l'étude des signaux bioélectriques est un des moyens d'investigation du système visuel. Dans ce chapitre, nous nous intéresserons dans un premier temps aux éléments constitutifs du système visuel d'un point de vue électrique. Ceci permettra de mettre en évidence l'intérêt de l'électrophysiologie pour l'étude des fonctions visuelles et les difficultés que l'on peut rencontrer. Ensuite, nous nous focaliserons sur l'acuité visuelle qui est la grandeur que l'on cherche à estimer dans l'examen *PEVS avec stimulation par balayage*.

1.1 Le système visuel

Le système visuel permet à l'Homme d'identifier l'environnement dans lequel il se trouve. Il peut être divisé en trois éléments (figure 1.1)

- le capteur (l'œil)
- le transmetteur (le nerf optique, le chiasma, les bandelettes optiques, le corps genouillé et les radiations optiques)
- l'interprète (le cortex visuel)

Les données captées, transmises et interprétées sont les potentiels électriques générés et transmis par des échanges d'ions au niveau des neurones. Le but de cette première partie est de caractériser certaines propriétés physiologiques et électriques du système visuel afin de comprendre dans quels milieux se propagent ces potentiels.

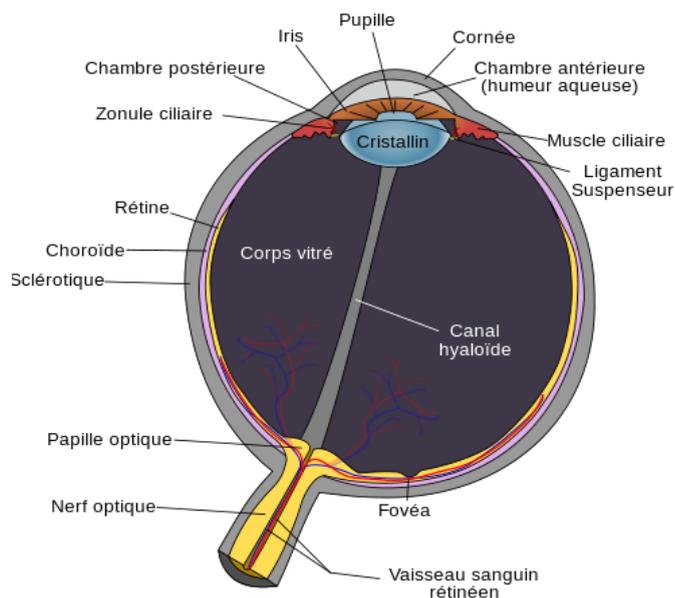
Figure 1.1 Système visuel [162]

Note : Le fonctionnement du système visuel ne sera pas détaillé dans cette thèse. Voici quelques ouvrages de référence pour les lecteurs qui souhaiteraient approfondir leurs connaissances dans le domaine [21, 89, 104].

1.1.1 L'anatomie de l'œil

L'œil se définit comme étant l'organe de la vision. Il permet de capter les informations lumineuses provenant de notre environnement pour qu'elles puissent ensuite être interprétées par notre cerveau. Du point de vue fonctionnel, l'œil est composé de trois parties : l'instrument d'optique, la structure et le capteur.

Figure 1.2 Œil humain [155]



L'instrument d'optique

L'instrument d'optique est constitué de (figure 1.2) :

la cornée : membrane transparente qui constitue la première lentille de l'œil.

l'humeur aqueuse : liquide transparent qui permet d'alimenter en nutriments les différentes cellules non vascularisées qui sont en contact.

la pupille : vide laissée par l'iris. Elle permet de faire varier la quantité de lumière qui passe à l'intérieur de l'œil. La couleur de la pupille est noire car la totalité de la lumière qui la traverse est absorbée par la rétine.

l'iris : muscle pigmenté qui agit tel un diaphragme permettant l'ouverture et la fermeture de la pupille.

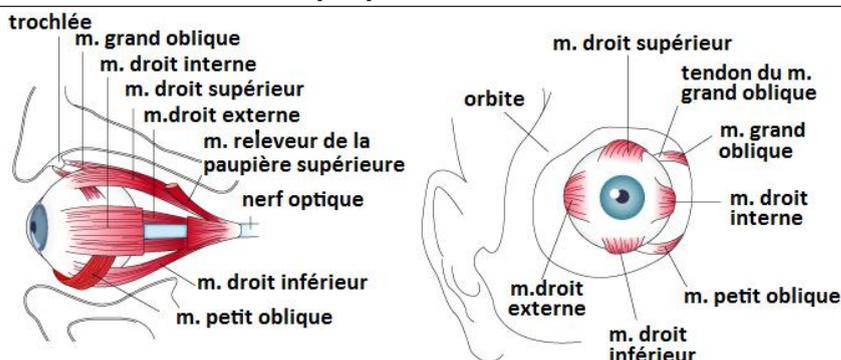
les muscles ciliaires : reliés aux ligaments suspenseurs permettent de faire varier la taille du cristallin. La contraction des muscles permet l'accommodation.

le cristallin : seconde lentille de l'œil. Contrairement à la cornée, le cristallin peut se déformer et ainsi permettre un changement de réfraction. L'accommodation du cristallin a pour effet d'engendrer une vision nette, que l'objet fixé soit proche ou lointain.

La structure

La structure de l'œil est notamment composée de la sclérotique, la membrane externe de l'œil. Elle est partiellement visible sur la partie avant de l'œil : le blanc des yeux. Sa forme est maintenue par l'humeur vitrée, un liquide transparent constitué à plus de 98% d'eau. Sa position est contrôlée par les muscles oculomoteurs.

Figure 1.3 Muscles oculomoteurs [106]



Les muscles oculomoteurs permettent le mouvement de l'œil dans son orbite. Ils sont au nombre de six pour chaque œil :

- le muscle droit inférieur
- le muscle droit supérieur
- le muscle droit interne (ou médian)
- le muscle droit externe (ou latéral)
- le muscle petit oblique (ou oblique inférieur)
- le muscle grand oblique (ou oblique supérieur)

Grâce à ses 3 paires de muscles, l'œil est capable d'effectuer des mouvements verticaux, horizontaux et latéraux. Au-delà de la direction du regard, il existe plusieurs types de mouvements oculaires [105], en voici quelques-uns :

réflexes : mouvements de compensation des déplacements de la tête

poursuites : mouvements lents permettant de suivre le déplacement d'un objet dont la vitesse est inférieure à 50°s^{-1} . Le délai entre le déplacement d'un objet et le déplacement du regard va de 100 à 130 ms [171].

saccades : déplacements rapides (de 30 à 700°s^{-1}) et courts (de 30 à 100 ms) permettant un changement de la position du regard [63]. Pendant une saccade, la vision est interrompue. C'est pourquoi, un temps de latence de 200 à 250 ms avant

chaque saccade est nécessaire pour traiter l'image actuelle et évaluer le déplacement à effectuer.

saccades de correction : déplacements rapides des yeux permettant un réajustement de la position du regard après une saccade de plus de 50° . Pour les saccades de correction, le temps de latence est divisé par 2.

microsaccades : petits déplacements brefs (6 ms au minimum), inférieurs à 2° , des yeux pendant la fixation. La vitesse minimale des microsaccades se situe autour de 5°s^{-1} et la maximale autour de 300°s^{-1} [119].

vergences : déplacement des yeux dans des directions opposées permettant la perception de la profondeur [40].

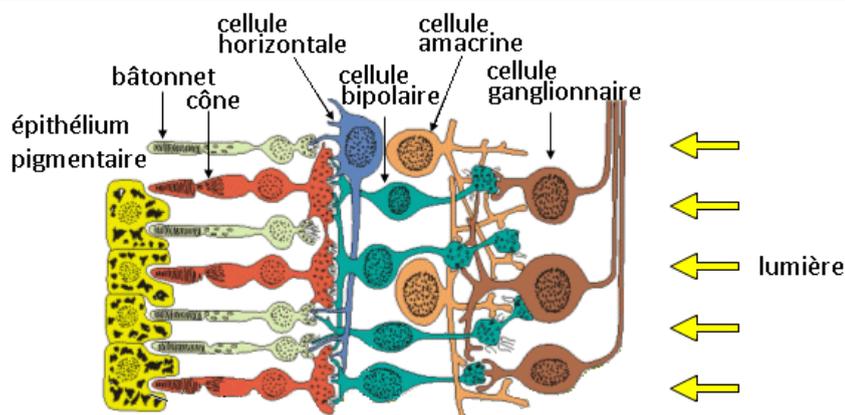
Nous terminerons la description de la structure de l'œil par la choroïde. Il s'agit d'une couche extrêmement vascularisée qui tapisse la sclérotique. Elle permet d'alimenter tous les éléments qui sont en contact et notamment le capteur de l'œil : la rétine.

Le capteur

La rétine est une membrane de 0.5 mm qui permet de convertir l'information apportée par les photons en potentiels d'action interprétables par le cortex visuel.

Pour bien comprendre comment l'information apportée par la lumière est traitée par la rétine, il faut s'intéresser à ses différents constituants. La coupe de la rétine présentée figure 1.4 montre qu'elle est composée de plusieurs couches de cellules différentes. Le plus surprenant est que la couche des photorécepteurs est située en profondeur. Les photons doivent donc traverser les 0.5 mm de la rétine avant d'atteindre ces photorécepteurs et l'épithélium pigmentaire.

Figure 1.4 La rétine [118]



Ce dernier a comme propriété d'absorber la lumière incidente ce qui empêche sa réflexion. Son rôle est d'effectuer des échanges avec les photorécepteurs (pour la nutrition par exemple) mais aussi de les phagocyter lorsqu'ils sont en fin de vie pour permettre leur régénération.

Les photorécepteurs sont responsables de la transduction. C'est une réaction chimique qui transforme l'énergie photonique en énergie électrique. Il existe deux types de photorécepteurs : les cônes et les bâtonnets. Les cônes sont responsables de la vision photopique (de jour). Ils sont spécialisés en fonction de la longueur d'onde de la lumière. Il y a trois sortes de cônes :

- les cônes S sensibles aux petites longueurs d'onde avec un maximum de réponse à 437 nm
- les cônes M sensibles aux longueurs d'onde moyennes avec un maximum de réponse à 533 nm
- les cônes L sensibles aux grandes longueurs d'onde avec un maximum de réponse à 564 nm

Contrairement aux cônes, les bâtonnets sont activés par une très faible quantité de photons. Ils sont responsables de la vision scotopique (ou vision de nuit). Lorsque les photorécepteurs sont stimulés par des photons, ils produisent des potentiels récepteurs. L'amplitude de ces potentiels est proportionnelle à l'intensité de la stimulation. Leur durée est proportionnelle à la durée de la stimulation.

La répartition des photorécepteurs n'est pas uniforme. La papille (figure 1.2), communément appelée la tache aveugle, ne contient pas de photorécepteurs. C'est la zone d'où part le nerf optique. La papille est localisée à 15° d'excentricité nasale de la macula. Le centre de la macula est la fovéa. Il s'agit de la zone la plus concentrée en photorécepteurs de la rétine. Elle est responsable de la vision centrale. C'est cette zone qui est testée lorsque l'on évalue l'acuité visuelle. Partout ailleurs, plus une région est éloignée de la fovéa, moins la densité des photorécepteurs est élevée.

Les photorécepteurs sont reliés aux cellules bipolaires qui, par contact synaptique, récupèrent l'information transmise par un ou plusieurs cônes ou bâtonnets situés dans une zone appelée champ de récepteurs de la cellule bipolaire. Elles peuvent soit envoyer directement l'information aux cellules ganglionnaires soit être contrôlées par les cellules horizontales et amacrines.

Les cellules horizontales sont connectées à plusieurs cellules bipolaires ainsi qu'à des photorécepteurs. Leurs champs sont beaucoup plus larges que celui des cellules bipolaires. Leur rôle est de moduler les messages afférents des cellules bipolaires qui lui sont connectées.

Les cellules amacrines sont des neurones connectés aux cellules bipolaires et aux cellules

ganglionnaires. Il existe plein de types de cellules amacrines qui contribuent à la détection du mouvement, des modulations de lumières... Toutes les propriétés de ces cellules n'ont pas encore été découvertes. Comme les cellules horizontales, elles procèdent à un traitement de l'information par inhibition mais cette fois-ci sur les messages efférents des cellules bipolaires.

À ce jour, on dénombre aux moins quatre types de cellules ganglionnaires.

- les cellules P (lat. parvus) qui transfèrent les informations liées aux formes et aux couleurs
- les cellules M (lat. magnus) qui transfèrent les informations liées aux mouvements
- les cellules non P non M qui ne sont pas encore bien connues aujourd'hui
- les cellules ganglionnaires photo-réceptrices qui permettent le contrôle du réflexe pupillaire et qui ne sont pas directement impliquées dans la vision

Les axones des cellules ganglionnaires parcourent la totalité de la rétine afin de récupérer les informations de la totalité des récepteurs.

Ensuite les informations sont toutes conduites vers le nerf optique qui est constitué d'axones de cellules ganglionnaires.

1.1.2 Les voies de transmissions

Les voies de transmissions comprennent la voie géniculo-corticale et la voie mésencéphalique.

La première comprend le nerf optique, le chiasma, les bandelettes optiques, le corps genouillé et les radiations optiques. Elle conduit les informations de la rétine jusqu'au cortex visuel.

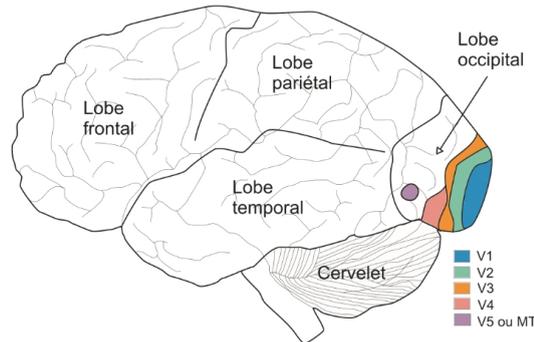
Une seconde voie, la voie mésencéphalique, dévie de la première au niveau des bandelettes optiques pour aller vers les tubercules quadrijumeaux (ou colliculi) qui contrôlent les mouvements des yeux.

Elles sont situées très profondément dans la boîte crânienne. C'est pourquoi il est impossible d'enregistrer les signaux électriques qui les parcourent sans avoir recours à la neurochirurgie.

1.1.3 Le cortex visuel primaire

Le cortex visuel possède deux hémisphères. L'hémisphère droit traite les informations provenant du champ visuel gauche (parties droites des rétines deux yeux). L'hémisphère gauche traite les informations provenant du champ visuel droit (parties gauches des rétines deux yeux).

Figure 1.5 Cortex Visuel : Aires V1 à V5 [17]



Les aires visuelles sont presque toutes localisées dans la région occipitale (figure 1.5). L'aire qui traite de la reconnaissance de motif est l'aire V1 aussi appelée cortex visuel primaire [87]. Plus généralement, c'est l'aire visuelle qui traite les fonctions basiques de reconnaissance de l'orientation des objets, de la couleur et du mouvement [29]. Elle est située au niveau de l'occiput. Les structures qui analysent les données correspondantes à la macula (zone de la rétine où la densité des photorécepteurs est la plus forte) sont les plus proches de la surface. Cette localisation est idéale pour l'analyse puisqu'elle est facilement accessible via des électrodes. Ce sont les potentiels électriques générés par cette région qui sont analysés dans le cadre de l'examen *PEVS avec stimulation par balayage*.

1.1.4 L'œil vu comme un dipôle

Du point de vue électrique, l'œil peut être modélisé comme un dipôle [22]. En effet, il existe une différence de potentiel de repos entre la rétine (le pôle négatif) et la cornée (le pôle positif) de 0.4 à 1 mV environ. La mesure directe de ce potentiel n'est pas réalisable cliniquement en raison de l'impossibilité de placer une électrode au niveau de la rétine du patient.

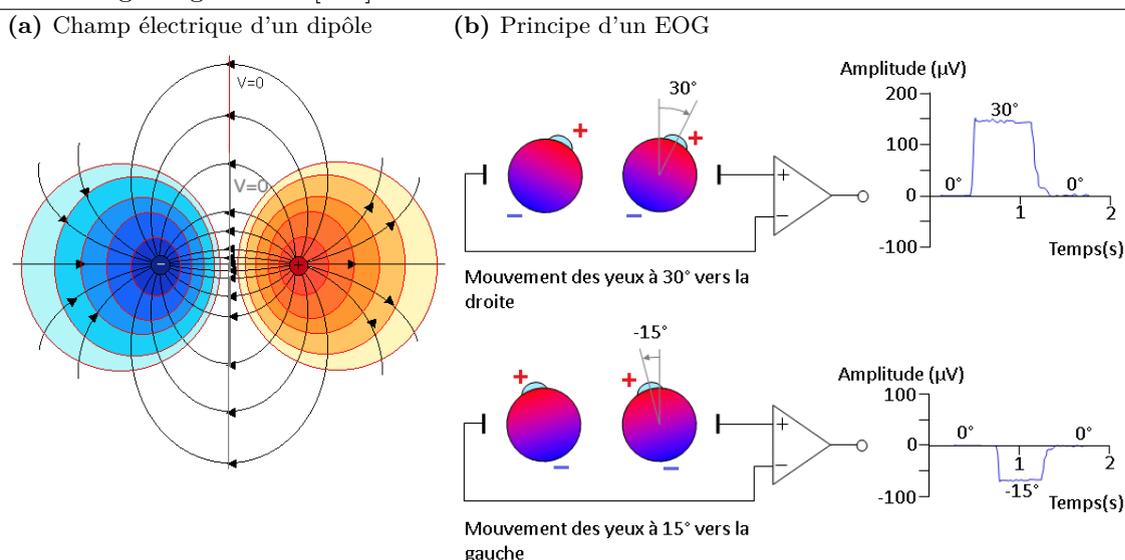
L'électrooculogramme (EOG) est un examen électrophysiologique qui permet de mesurer l'évolution du potentiel de repos de la rétine en fonction des conditions d'éclairage. Cette activité peut être enregistrée grâce aux variations de potentiel du dipôle cornéo-rétinien par des électrodes placées sur la peau à gauche et à droite de l'œil. Ce potentiel trouve son origine entre l'épithélium pigmentaire et les photorécepteurs de la rétine. Cet examen permet de comprendre l'importance de la prise en compte des mouvements des yeux lors d'un examen électrophysiologique quel qu'il soit (même un examen non lié à la vision).

Un dipôle électrique possède un champ électrique (figure 1.6a). Lorsqu'un dipôle est en mouvement, son champ électrique l'accompagne ce qui entraîne un déplacement des équipotentiels. Une équipotentielle est une courbe perpendiculaire aux lignes de champ qui possède le même potentiel en tous points. Plus l'équipotentielle est proche du pôle, plus son potentiel est élevé.

Figure 1.6 Champ électrique de l'œil

La figure de gauche représente le champ électrique d'un dipôle. Le symbole + représente la cornée, le symbole - représente la rétine. Image originale de [41].

La figure de droite représente le résultat d'un enregistrement grâce à des électrodes d'un déplacement de l'œil. Les équipotentiels ont été représentés en niveau de couleur et ont été limités à l'œil. En réalité le champ du dipôle cornéo-rétinien se propage en dehors de l'œil. Image originale de [118]



Lorsque l'œil est en mouvement, le champ électrique qui l'entoure est modifié. Cela se traduit par l'enregistrement de potentiels électriques au niveau des électrodes [125]. L'amplitude et la propagation de ces potentiels sont différentes selon si le sujet a les yeux ouverts ou fermés, si le mouvement se fait de gauche à droite ou de haut en bas ou encore selon si le mouvement est volontaire ou non [46, 91, 74, 98]. Lorsqu'il y a un large mouvement oculaire, la différence de potentiel qui est détectée au niveau de l'œil est de l'ordre du millivolt. Cette amplitude est plus grande que celle générée par la rétine. Comme l'enregistrement peut difficilement se faire sans que le patient bouge les yeux, l'examen EOG est effectué en imposant un mouvement oculaire prévu.

Grâce aux travaux de François *et al* ainsi que Arden *et al* [66, 13], on sait que lorsque

le patient effectue des mouvements oculaires horizontaux, la différence de potentiel entre les électrodes varie proportionnellement au potentiel de repos de la rétine et à l'amplitude des mouvements. Ainsi lorsque l'amplitude des mouvements est constante, la différence de potentiel entre les électrodes est directement proportionnelle au potentiel de repos. Des calculs postérieurs permettent d'isoler le potentiel de repos de la rétine.

La présentation de l'examen EOG a permis de mettre en évidence que les mouvements oculaires interfèrent sur l'enregistrement des signaux générés par la rétine. Ces interférences sont dues aux propriétés électriques de l'œil. L'influence du champ électrique du dipôle cornéo-rétinien diminue en fonction de l'éloignement par rapport aux yeux et des milieux de propagation. Nous verrons dans la suite de la thèse que ces mouvements perturbent l'enregistrement de la réponse du cortex visuel même si les électrodes ne sont pas placées directement à proximité des yeux.

1.1.5 Les mouvements des paupières

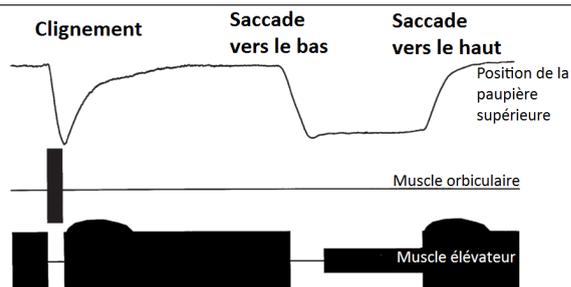
Les mouvements oculaires ne sont pas les seuls phénomènes qui engendrent un changement de potentiel. Les clignements permettent un changement du champ électrique bien plus important que les mouvements oculaires. Lors d'un clignement, il est possible d'observer les variations de potentiels très importantes jusque sur la zone occipitale du cortex [46, 108].

Le rôle principal des paupières est d'humidifier régulièrement la cornée grâce au liquide sécrété par les glandes lacrymales. Cette fonction est notamment assurée lors des clignements. Dans une journée, un adulte cligne plus de 13000 fois soit environ 9 clignements par minutes ou encore 1 clignement toutes les 6 secondes. Il existe quatre types de clignements : réflexe (en réaction à un stimulus), volontaire (clignement conscient), spontané et ceux qui sont dus à une saccade oculaire. Les paupières accompagnent aussi les mouvements oculaires verticaux.

Il y a deux muscles principaux responsables des mouvements de la paupière, le muscle élévateur de la paupière supérieure et le muscle orbiculaire qui entoure l'œil (c'est un muscle sphincter) [58]. Le muscle élévateur est en contraction constante lorsque l'œil est ouvert afin de contrer la force exercée par les tendons permettant la fermeture naturelle de l'œil. Lors d'un clignement, le muscle élévateur se relâche complètement et le muscle orbiculaire se contracte. La combinaison de ses deux processus entraîne une fermeture rapide des paupières. Lors de l'ouverture, le muscle orbiculaire se relâche et le muscle élévateur se recontracte. L'intensité de la contraction du muscle élévateur à l'ouverture est plus importante que lorsque les paupières sont ouvertes puisqu'il faut qu'il compense la force qui permet la fermeture naturelle des paupières (figure 1.7). La fermeture des yeux

est environ deux fois plus rapide que l'ouverture.

Figure 1.7 Activité électromyographique du muscle orbiculaire et du muscle élévateur de la paupière [58]



Par contre, lors d'un mouvement oculaire vertical seul le muscle élévateur est impliqué. Il reçoit la même commande que le muscle droit supérieur de l'œil. C'est pourquoi le mouvement de la paupière et celui de l'œil sont coordonnés. Lorsque le regard se dirige vers le bas, le muscle élévateur se décontracte totalement. Lorsque la position de l'œil devient fixe il se contracte légèrement afin de maintenir la position. Lorsque le regard se dirige vers le haut, le même processus que pour l'ouverture de la paupière lors d'un clignement est appliqué.

Lors d'une stimulation visuelle, le clignement entraîne une baisse de l'amplitude de la réponse du système visuel [80].

1.2 L'acuité visuelle

1.2.1 Non pas une mais des acuités visuelles

La définition générale de l'acuité visuelle est la suivante : l'acuité visuelle est le pouvoir séparateur (ou pouvoir de discrimination) le plus fin au contraste maximal entre un test et son fond. C'est-à-dire que c'est la capacité de l'œil à discerner la plus petite forme noire possible sur un fond blanc (ou une forme blanche sur fond noir).

L'acuité visuelle est inversement proportionnelle à la taille de l'objet vu en minutes d'arc. L'angle du plus petit objet vu en minute d'arc s'appelle l'angle minimum de résolution (AMR). Il existe plusieurs échelles d'acuité visuelle [90] :

L'échelle décimale : l'inverse de l'AMR en décimale.

L'échelle métrique : elle se note x/y avec x la distance œil-écran de l'examen et y la distance à laquelle l'ARM donne une minute d'arc.

L'échelle logMAR : (MAR = Minimum Arc Resolution) le logarithme à base 10 de l'ARM.

L'acuité visuelle dite normale correspond à une taille d'objet vu de 1' (minute d'arc) [43] soit une acuité visuelle 10/10 en décimale de 6/6 en métrique pour un examen à 6 mètres et 0 pour l'échelle logMAR. Il n'est néanmoins pas rare de rencontrer des sujets dont l'acuité visuelle est supérieure à la norme, jusque 20/10 (6/3 en métrique pour un examen à 6m et -0.3 en logMAR).

Lors d'un examen classique, l'acuité visuelle de loin et l'acuité visuelle de près sont testées. Ces deux acuités peuvent être différentes, car l'examen prend en compte tous les défauts de l'œil (myopie, hypermétropie, astigmatisme, défauts de transparence de l'œil, etc ...).

Au-delà de la définition générale, il existe plusieurs types d'acuités visuelles qui diffèrent en fonction des optotypes à identifier :

L'acuité point est la capacité à distinguer deux points rapprochés.

L'acuité de réseaux est la capacité de distinguer les différents éléments d'un réseau d'optotypes (les cases d'un damier par exemple)

L'acuité angulaire est la capacité de repérer l'orientation d'un objet.

L'acuité morphoscopique est la capacité de reconnaître une lettre ou un objet.

L'acuité Vernier est la capacité de distinguer une différence d'alignement entre deux traits.

Peu importe l'échelle, la valeur obtenue pour chaque type d'acuité est différente. Ceci est dû à la complexité du système visuel pour interpréter les images. Par exemple, l'acuité morphoscopique implique la reconnaissance de caractères contrairement aux autres techniques. Les aires du cortex chargées de la reconnaissance des caractères sont mobilisées pour cet examen. C'est pour cela que la reconnaissance d'une lettre est une tâche plus complexe que la distinction de deux points. Ainsi, les acuités de type réseau ou angulaire donnent très souvent des résultats supérieurs à celui de l'acuité morphoscopique [89]. Ces différences ne permettent pas de comparer directement les méthodes entre elles. D'où la complexité d'évaluer les différents examens d'acuité visuelle lorsqu'ils ne font pas appel aux mêmes mécanismes.

À toutes ces définitions de l'acuité visuelle viennent s'ajouter les conditions d'examens [200] :

- binoculaire/monoculaire
- photopique/mésopique/scotopique
- de loin/de près
- vision centrale/périphérique
- avec correction optique ou non

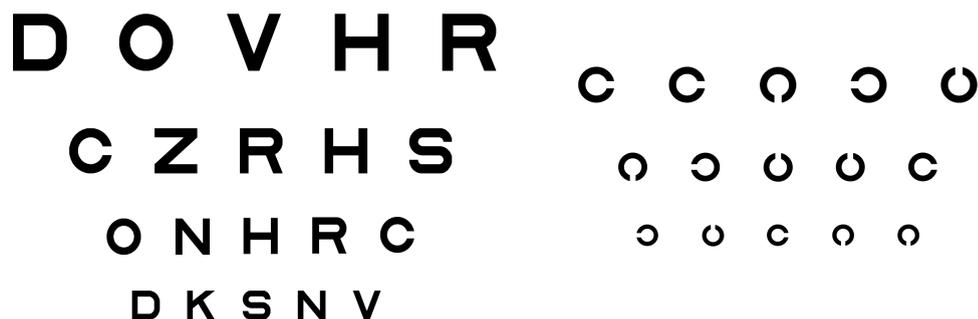
Toute cette diversité dans l'évaluation de l'acuité visuelle offre de multiples moyens de la tester en fonction des patients et participe au diagnostic de différentes pathologies. Néanmoins, elles ne sont pas équivalentes ce qui rend la comparaison entre les méthodes difficile.

1.2.2 Les examens usuels

Chez l'adulte, un des examens les plus courants à l'international permettant de déterminer l'acuité visuelle est l'ETDRS (pour Early Treatment of Diabetic Retinopathy Study) [61] (figure 1.8). Lors de cet examen, le patient doit énoncer les lettres affichées sur un écran ou un tableau à une distance donnée. Les lettres deviennent de plus en plus petites au fur et à mesure que le patient réussit à les identifier. Cet examen donne une estimation de l'acuité visuelle morphoscopique. Un autre examen très utilisé est le test de Landolt. Ici, il s'agit d'identifier la position de l'ouverture d'un anneau. Cet examen donne une estimation de l'acuité visuelle angulaire.

Chez le jeune enfant, il est très difficile de tester l'acuité visuelle puisqu'il ne sait pas encore communiquer verbalement. Lorsqu'on ne fait pas appel à un examen électrophysiologique, il est possible d'utiliser des techniques comportementales. On parle alors de regard préférentiel [19]. C'est une technique relativement difficile à maîtriser, car elle demande une grande coopération de l'enfant. Elle consiste à présenter devant le patient

Figure 1.8 Tableaux ETDRS et Landolt ©METROVISION



deux mires. L'une d'entre elles est uniforme et l'autre possède un dessin en réseaux (des cercles concentriques par exemple). Si l'enfant fixe la mire avec le dessin, c'est qu'il peut la voir. Si l'enfant n'a pas de préférence ou s'il regarde la mire vierge, c'est qu'il n'est pas capable de distinguer le dessin. Le test est présenté plusieurs fois avec des mires différentes afin d'estimer l'acuité visuelle de réseaux. Ce test est subjectif pour plusieurs raisons. La première est qu'il dépend de la concentration et de la coopération du patient. Sachant que les périodes de concentration des jeunes enfants sont très courtes, la détermination précise de l'acuité de réseaux est complexe. Une autre raison est que la technique dépend de l'interprétation du comportement de l'enfant par l'opérateur.

Avant la période d'acquisition du langage, l'enfant est capable de reconnaître et d'identifier des formes. Casimir est un instrument permettant d'estimer l'acuité visuelle d'un enfant en âge pré-verbal grâce à la méthode d'appariement [111]. L'enfant doit reconnaître une lettre qui apparaît à l'écran. Ensuite il appuie sur la lettre correspondante sur une tablette spécialement conçue pour l'examen. Cette tablette de réponse contient 7 lettres (A, V, T, O, H, X, U) représentant les 7 lettres utilisées dans l'examen.

Lorsqu'il devient plus âgé, l'enfant est capable de parler et de reconnaître des dessins, l'examen usuel consiste à lui présenter un écran ou des cartes avec des formes particulières comme une maison, une pomme, un carré, un rond ... (planches d'acuité de Sanders Zanolghi, carte de Lea). Comme pour un examen chez l'adulte, il doit dire ce qu'il voit et les dessins sont de plus en plus petits.

1.2.3 Pourquoi avoir recours à un examen électrophysiologique ?

Les tests d'acuité visuelle classiques possèdent deux inconvénients majeurs. Le premier est que l'examen est subjectif car il dépend de la pleine coopération du patient. Le second

est qu'il fait intervenir plusieurs capacités qui ne sont pas liées à la vision. Par exemple, chez l'adulte il y a la reconnaissance de caractères et la parole. Chez l'enfant, il y a les fonctions motrices (l'enfant tourne la tête lorsqu'il est capable de voir un dessin). Si ces fonctions ne sont pas opérationnelles, l'examen ne peut pas être pratiqué.

Il existe plusieurs cas de figure qui rendent l'examen infaisable.

- Le patient est trop jeune.
- Le patient n'est pas capable de se concentrer pendant plusieurs minutes.
- Le patient n'est pas capable de communiquer sur ce qu'il voit.
- Le patient simule une basse vision.

On pourrait penser qu'il n'est pas utile de tester l'acuité visuelle des très jeunes enfants. Il suffirait d'attendre qu'ils soient en âge de communiquer. Or, l'acuité visuelle évolue en fonction de l'âge. Suivre son évolution c'est pouvoir repérer un problème dans la maturation du système visuel. Celui-ci devient complètement mature vers 6 ans. Si une pathologie est détectée avant cet âge, elle est parfois corrigeable par de la chirurgie ou de la rééducation. C'est pourquoi il est très important de pouvoir détecter une pathologie le plus tôt possible. Plusieurs études ont montré l'intérêt des examens électrophysiologiques chez le très jeune enfant [70, 138, 201].

Les personnes qui ont des troubles de l'attention ou d'élocution sont aussi concernées. Il peut s'agir de personnes handicapées ou de personnes ayant subi un traumatisme. L'étude de Odom *et al* [135] sur des personnes handicapées révèle que 87% de ces personnes ont pu effectuer l'examen électrophysiologique .

Enfin, certaines personnes peuvent simuler une basse vision. Lors d'un examen ETDRS par exemple, le patient peut faire semblant de ne pas pouvoir lire les lettres. Il peut s'agir d'enfants qui recherchent l'attention de leurs parents ou d'adultes qui, ayant été victimes d'un accident par exemple, simulent une basse vision pour avoir plus d'indemnités.

Il est donc nécessaire d'avoir recours à une méthode, objective, permettant d'estimer l'acuité visuelle pour ces patients.

1.2.4 Intérêts cliniques

Un examen de l'acuité contrôle le fonctionnement global du système visuel. La plupart des pathologies visuelles portent atteinte à la formation, la résolution, la transmission ou encore l'interprétation de l'image perçue par le système visuel. Un test d'acuité permet donc de détecter la présence d'une pathologie ou de suivre son évolution [12]. Le test d'acuité est un examen facile, rapide et non invasif. C'est pourquoi il est souvent utilisé comme premier examen de la vision même si des examens complémentaires sont nécessaires pour identifier la pathologie. Une acuité visuelle normale obtenue lors d'un examen de la

réponse du cortex visuel atteste que l'ensemble du système visuel fonctionne correctement [195]

Un autre intérêt est de suivre l'évolution de l'acuité visuelle chez les jeunes enfants normaux [134, 138, 163, 175, 174], prématurés [141] ou étant atteint de pathologies diverses [139] (atteinte du cortex visuel [36, 67], amblyopie [68], albinisme [28], cataracte [185], syndrome de Down [92], neurofibromatose [9, 37]). Ce suivi permet un contrôle de la maturation du système visuel. Pendant une période s'étalant de 5 mois à 6 ans, le système visuel se met progressivement en place. L'environnement de l'enfant joue alors un rôle déterminant pendant cette période. À terme, certaines pathologies peuvent entraîner des déficiences irrémédiables des capacités sensorielles. Un diagnostic précoce de ces pathologies permet une meilleure prise en charge du patient. De plus, lorsque cela est possible, la rééducation du système visuel ou de la chirurgie pendant la période de maturation permet une correction partielle voir totale de la vision.

Cet examen permet aussi de chiffrer les défauts visuels dans le but de calculer un taux d'invalidité, d'évaluer une aptitude à un métier ou encore de fournir un critère d'évaluation pour la délivrance du permis.

Enfin, l'étude de l'acuité visuelle chez les animaux notamment le singe [27, 160], la souris [157] ou encore le chien [137] permet une meilleure compréhension du système visuel humain et de ses pathologies.

1.2.5 Historique de l'examen *PEVS avec stimulation par balayage*

En 1934, une expérience faite par Adrian et Matthews a permis de mettre en évidence, pour la première fois, une réponse particulière du système visuel : les potentiels évoqués stationnaires [3]. Une définition plus précise du terme est effectuée dans 3.1.1. Le protocole consiste à générer des flashes de lumière à une fréquence fixe (de 8 à 12 flashes par secondes) et à récupérer la réponse du cortex visuel du sujet via des électrodes. Les auteurs ont montré que la réponse du système visuel se faisait à la même fréquence que celle des flashes.

L'examen *PEVS avec stimulation par balayage* tel qu'on le conçoit aujourd'hui doit sa paternité à Tyler. Pour élaborer la technique, il s'est inspiré des travaux de Regan, qui en 1973, invente une méthode d'évaluation rapide de la réfraction [154].

La méthode consiste à présenter face au patient un damier dont voici les propriétés :

La distance œil-écran : 15 ft = 4.6 m afin d'éviter les effets de l'accommodation

La taille de la stimulation : relativement grande, 7° de diamètre, afin d'éviter les erreurs dues à la direction du regard

La stimulation : un damier noir et blanc est installé sur un appareil permettant de le déplacer latéralement, sur une distance équivalente à une case du damier quasi instantanément. Les différents allers-retours sont effectués à une fréquence fixe appelée fréquence de stimulation.

La fréquence de stimulation : de 6 Hz

Ici, les potentiels évoqués sont générés grâce à l'inversion des cases du damier à 6 Hz. La réponse électrique récupérée via les électrodes au niveau du cortex visuel est ensuite traitée puis analysée à la fréquence de stimulation pour déterminer l'amplitude de cette réponse.

Afin de déterminer quelle correction de la réfraction convient le mieux à un patient, Regan teste successivement plusieurs lentilles. Plus le patient voit correctement la stimulation, plus l'amplitude de la réponse du système visuel est élevée. Ainsi, la lentille la plus adaptée donne la plus grande amplitude.

Plus tard, Tyler [189] adapte l'examen de Regan à l'évaluation de l'acuité visuelle centrale. Une des principales motivations était de réduire la durée de l'examen classique qui est de plus de 5 min. Cet examen est avant tout dédié aux personnes ne pouvant pas faire de test d'acuité standard comme l'ETDRS, c'est-à-dire majoritairement des enfants ayant une capacité de concentration inférieure à celle des adultes. C'est pourquoi il est important de réduire la durée de l'examen sans pour autant altérer sa fiabilité.

La technique classique d'évaluation de l'acuité visuelle électrophysiologique, l'examen potentiels évoqués visuels (*PEV*), dure en moyenne une minute par fréquence spatiale¹. Tyler a donc développé une méthode plus rapide permettant de tester plusieurs fréquences spatiales, sur une durée de 10 s, l'examen *PEVS avec stimulation par balayage*. Pour arriver à ses fins, il a conservé la méthode de Regan en ce qui concerne la génération des potentiels évoqués visuels. Par contre, il a modifié la stimulation :

La stimulation : des bandes noires et blanches sont générées par un écran cathodique. L'inversion des bandes se fait toujours à 6 Hz par rafraichissement de l'écran. Par contre, la largeur des bandes varie en fonction du temps. Contrairement au système précédant, l'utilisation d'un écran CRT permet de faire varier la taille des bandes.²

Afin d'examiner plusieurs fréquences spatiales en un seul examen, la méthode prévoit de faire varier la largeur des bandes en fonction du temps. Ainsi l'amplitude de la réponse du système visuel récupérée va varier en fonction de la capacité du patient à distinguer

1. La fréquence spatiale est l'inverse de la taille des carreaux ou la largeur des bandes de la stimulation

2. Le procédé est le même avec un damier

les bandes. Ensuite, par interpolation (les différentes techniques seront détaillées dans la section 3.4, p 154) l'acuité du patient est obtenue.

Conclusion

Dans ce chapitre, les notions nécessaires à la compréhension de l'examen de l'acuité visuelle ont été présentées. Ce qu'il faut retenir c'est qu'il s'agit d'un examen objectif et rapide qui permet de détecter la présence d'une pathologie et de suivre son évolution. Cet examen permet de tester la chaîne entière du système visuelle dédiée à la vision centrale depuis l'œil jusqu'au cortex visuel.

Il existe plusieurs définitions de l'acuité visuelle et plusieurs manières de la tester. Dans cette thèse nous nous intéresserons uniquement à l'acuité de réseaux (qui est celle testée par l'examen *PEVS avec stimulation par balayage*) et à l'acuité morphoscopique puisque les résultats obtenus avec la méthode électrophysiologique sont comparés à ceux obtenus avec l'examen ETDRS.³

Le principe de l'examen *PEVS avec stimulation par balayage* a été décrit. Il permet d'évaluer l'acuité visuelle sur des patients, comme les jeunes enfants, qui ne peuvent pas passer d'examens classiques. Le chapitre suivant est entièrement consacré à l'examen *PEVS avec stimulation par balayage*. Les paramètres, le déroulement, les difficultés et les limites de l'examen y sont décrits.

3. Ces deux acuités visuelles ne donnent pas exactement les mêmes résultats néanmoins comme il est impossible d'évaluer l'acuité de réseaux par une autre technique, l'acuité ETDRS est considérée comme référence.

CHAPITRE 2

L'examen *PEVS avec stimulation par balayage*

2.1 Les paramètres de l'examen

Dans le chapitre précédent, le principe de l'examen *PEVS avec stimulation par balayage* a été décrit. Désormais, il est important de s'intéresser aux différents paramètres de l'examen et ils sont nombreux. Tous sont capables de modifier la réponse du système visuel, c'est pourquoi une attention particulière leur est donnée dans cette thèse.

À ce jour, il n'existe pas de recommandation standardisée pour cet examen. Ce n'est pas le cas de l'examen potentiels évoqués visuels (*PEV*) qui est réglementé par des standards de l'International Society for Clinical Electrophysiology of Vision (ISCEV) [136]. Comme les deux examens sont comparables, les standards du *PEV* sont souvent appliqués aux *PEVS avec stimulation par balayage*.

Les paramètres adoptés par METROVISION pour les examens présents dans cette thèse seront justifiés grâce aux différentes études sur le sujet et les standards ISCEV.

2.1.1 L'écran de stimulation

Motifs de la stimulation

L'écran de stimulation affiche des images constituées soit d'un réseau de bandes sinusoïdales ou carrées, verticales ou horizontales soit d'un damier. La couleur des bandes ou cases doit être en niveau de gris.

L'ISCEV recommande l'utilisation du damier.

Le motif de stimulation de l'examen choisi par METROVISION est le damier.

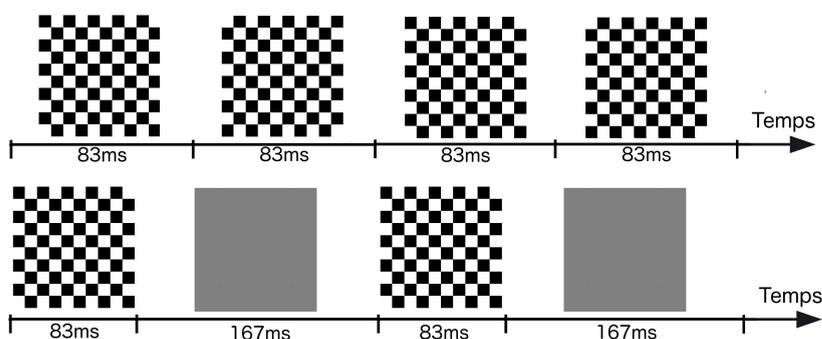
Stimulation à renversement ou On-Off

La stimulation peut être soit à renversements, soit en On-Off.

La méthode de renversement consiste à inverser les couleurs des cases du damier à une fréquence donnée (les cases blanches deviennent noires et les cases noires deviennent blanches). La fréquence de stimulation correspond à l'inverse de la durée d'affichage d'un damier.

La méthode On-Off consiste à afficher entre chaque apparition du damier (On) un écran uniformément gris (Off) de même luminance moyenne que celle du damier. La durée d'apparition On est très petite comparée à la durée du Off.

Figure 2.1 Stimulation à renversement (en haut) et On-Off (en bas)



La méthode On-Off est surtout utilisée chez les patients atteints de nystagmus [81, 82]. Il s'agit d'une pathologie qui touche 1 personne sur 1500, où l'œil est constamment en mouvement saccadique. Comme la stimulation On est très courte, le mouvement de l'œil a peu d'impact sur la réponse du système visuel.

La fréquence de réponse du système visuel dépend du type de stimulation. En mode renversement la fréquence de la réponse est égale à deux fois la fréquence de stimulation alors qu'en on-off la fréquence de la réponse est égale à une fois la fréquence de stimulation.

Le MonPackOne permet de choisir le mode de stimulation souhaité. Selon les recommandations ISCEV [136], la stimulation à renversement donne des résultats moins variables que la stimulation On-Off.

METROVISION propose les deux modes de stimulation. Le mode choisi pour cette thèse est le mode renversement puisqu'aucun sujet ne présente de nystagmus.

Fréquence de stimulation

La fréquence de stimulation doit être supérieure à 5 Hz afin de pouvoir générer une réponse entretenue du système visuel.

En 2008, pendant sa thèse Yadav [198] a testé plusieurs fréquences de stimulation : 6, 7.5 et 10 Hz avec le mode renversement. Ses recherches ont montré que la fréquence de 7.5 Hz donnait une réponse plus ample du système visuel.

Néanmoins, dans de nombreuses publications, on trouve une fréquence de stimulation de 6 Hz [8, 24, 36, 48, 60, 69, 94, 134, 141, 147, 163, 187, 203].

La fréquence de stimulation de l'examen choisie par METROVISION est de 6 Hz en mode renversement.

Progression des motifs

Dans l'examen, le paramètre qui varie en fonction du temps est la taille des cases du damier (ou des bandes). Ce paramètre est appelé fréquence spatiale. Il n'existe à ce jour pas de consensus sur l'évolution de la fréquence spatiale au cours d'un examen.

La progression de la taille en fonction du temps peut se faire de manière linéaire ou logarithmique. L'équipe de Tyler en 1979 [189] a fait une étude comparative des deux progressions. Les résultats montrent que la progression linéaire minimise le délai de la réponse visuelle et que la progression logarithmique réduit la précision sur l'acuité pour les hautes fréquences spatiales. Néanmoins, l'équipe met en évidence que cette dernière technique permet de se rapprocher des résultats obtenus lors d'examens standards de l'acuité visuelle. De leur côté en 1989, Gottlob *et al* [71] ont mis en évidence dans leur publication que la progression linéaire, bien que plus précise, nécessitait de connaître l'acuité approximative du sujet afin de déterminer une plage réduite d'acuité à tester. Or dans le cas des sujets pathologiques, on ne peut se fier uniquement à l'âge du sujet pour estimer son acuité. La progression logarithmique permet de pallier à ce problème puisque pour une durée donnée, elle permet de tester une plage d'acuité plus large.

Le plus communément, les examens débutent par les grandes tailles de cases de damier plutôt que par les petites tailles pour favoriser la concentration du patient. En effet, il est plus aisé de focaliser son regard sur quelque chose de visible. Seiple *et al* [169] ont fait une étude comparative sur les deux façons de procéder pour la sensibilité au contraste¹ et ont conclu que la première méthode surévalue la sensibilité au contraste tandis que la seconde la sous-évalue.

1. Examen similaire au *PEVS avec stimulation par balayage* mais au lieu de faire varier la fréquence spatiale pour estimer l'acuité visuelle, c'est le contraste qui varie pour estimer le contraste minimum détectable par le système visuel

Comme nous pouvons le constater, les différentes études s'accordent difficilement sur la manière d'évaluer la fréquence spatiale. La difficulté est de trouver des critères permettant d'affirmer que telle méthode est supérieure à une autre.

En ce qui concerne la gamme de fréquences spatiales à tester, elle doit être adaptée au patient. En effet, il est inutile de tester les hautes fréquences spatiales chez les très jeunes enfants, car leur acuité est très faible. D'autre part, il a été constaté que pour les stimulations à fort contraste, l'amplitude des harmoniques est diminuée pour les petites fréquences spatiales [93]. D'où l'importance de bien cibler la gamme de fréquences adaptée au patient.

La progression choisie par METROVISION est la progression logarithmique en commençant par la fréquence spatiale la plus faible.

Durée de l'examen

La durée des examens est variable selon les études. La plupart des systèmes proposent un balayage des fréquences spatiales de 10 s environ [15, 68, 83, 163, 189]. Mais en règle générale, plusieurs balayages sont nécessaires, typiquement 4 à 6 balayages. Le premier intérêt est la réduction du bruit par moyennage. Le second intérêt est de pouvoir rejeter certains balayages si le patient n'est pas resté attentif pendant les 10 secondes. La durée totale d'un examen sans le temps de préparation du patient est de 1 à 2 min.

La durée des balayages de l'examen de METROVISION sont de 10 s. Il est recommandé de faire au moins 5 balayages de fréquences spatiales lors de l'examen

Luminance

La luminance est une grandeur photométrique. Elle est égale à :

$$L = \frac{\delta I}{\delta S \cos(\alpha)} \quad (2.1)$$

Avec δI l'intensité lumineuse d'une surface élémentaire, $\delta S \cos(\alpha)$ la surface élémentaire apparente de la source lumineuse. L est en candela par mètre carré (cd/m^2).

Selon Good et Hou [67] l'acuité visuelle augmente lorsque la luminance moyenne de l'écran de stimulation augmente de 0.1 à 1 cd/m^2 et se rapproche de son maximum de 1 à 100 cd/m^2 . Les mêmes résultats ont été obtenus par Allen *et al* en 1992 [8]. En outre, Good *et al* [67] ont testé deux luminances, 20 et 109 cd/m^2 , sur des patients normaux et atteints de pathologies au niveau du cortex visuel. Pour les patients normaux, aucune différence

n'a été trouvée. Par contre pour les patients malades, l'amplitude de la réponse du système visuel est plus élevée et l'acuité estimée est plus forte avec la plus petite luminance.

En 2008, Yadav [198] a testé plusieurs luminances : 25, 50 et 100 cd/m^2 . Ses recherches ont montré que la luminance de 25 cd/m^2 donnait de moins bons résultats que les deux autres chez des sujets adultes sains.

La luminance des examens de METROVISION est à 100 cd/m^2 .

Contraste

Le contraste C quantifie une différence de luminosité entre deux éléments. Il est défini par l'équation de Michelson :

$$C = \frac{L_1 - L_2}{L_1 + L_2} \quad (2.2)$$

Avec L_1 la luminance du premier élément et L_2 la luminance du second élément. Le contraste peut prendre des valeurs comprises entre 0 et 1. Ici, L_1 est la luminance d'un carré blanc et L_2 la luminance d'un carré noir.

L'amplitude de la réponse du système visuel varie en fonction du contraste. Deux études centrées sur la variabilité de l'examen *PEVS avec stimulation par balayage* attestent de ce résultat ([93] chez l'homme, [126] chez le singe). D'après ces études, plus le contraste augmente plus l'amplitude de la réponse augmente.

Le contraste des examens de METROVISION est à 1.

2.1.2 Les électrodes

Les électrodes sont les capteurs de la réponse du système visuel. Le choix des électrodes et leur utilisation sont primordiaux pour le bon fonctionnement de l'examen.

Le placement

Les normes ISCEV indiquent, dans le cas d'un examen *PEV*, que l'électrode active doit être placée en Oz , l'électrode de référence en Fz et l'électrode neutre en Fpz (ou Cz , mastoïde, une oreille ou les deux reliées) dans le système 10-20 (figure 2.2). Pour étudier les différences entre les hémisphères gauche et droit, l'ISCEV recommande la pose de 3 électrodes actives au minimum en Oz , $O1$ et $O2$. Deux électrodes en $PO7$ et $PO8$ peuvent être ajoutées.

Yadav [198] a comparé le placement de 5 électrodes actives en Oz , $O1$, $O2$, $PO7$, $PO8$ de l'ISCEV avec celui recommandé par leur machine : Oz situé à 1.5 cm au-dessus de l'inion, les 4 autres électrodes sont séparées de 2.5 cm les unes des autres, l'électrode de référence est en Cz et l'électrode neutre sur le front. Il n'a pas trouvé de différence significative entre les deux placements.

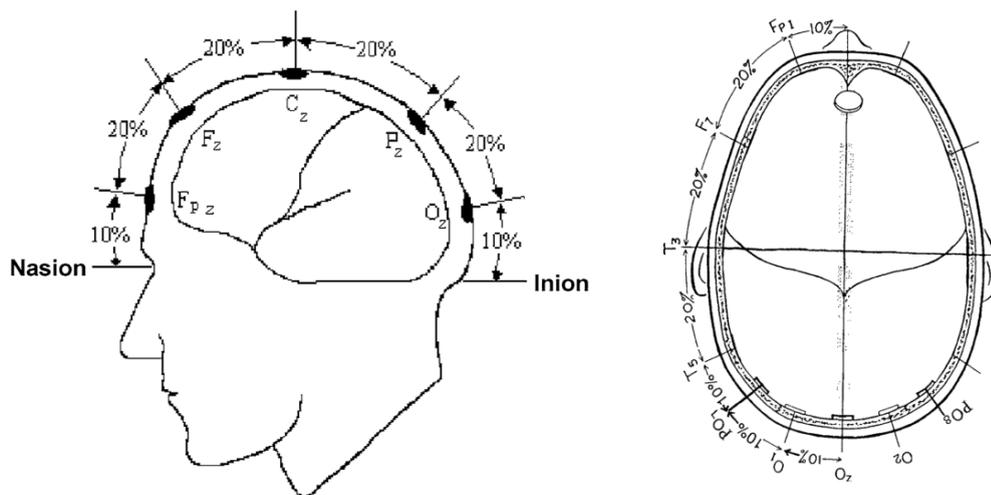
Figure 2.2 Système de positionnement 10-20 des électrodes en coupe sagittale à gauche et en coupe transversale à droite [136].

Placement classique : électrode active en Oz , électrode de référence en Fz et électrode neutre en Fpz . (ajout d'électrodes actives supplémentaires à gauche $O1$ et à droite $O2$ afin d'avoir la réponse du cortex visuel gauche et droit séparément)

Signal = $\overrightarrow{Oz'Fz'}$ avec $Oz' = (Oz - Fpz)$ et $Fz' = (Fz - Fpz)$

Placement laplacien : électrodes actives en Oz , 2 (el_1 , el_2) ou 4 électrodes supplémentaires autour de Oz (le placement dépend des publications), électrode de référence en Fz et électrode neutre en Fpz .

Signal = $\overrightarrow{Oz'Fz'}$ avec $Oz' = (Oz - Fpz) - \frac{1}{2}((el_1 - Fpz) + (el_2 - Fpz))$ et $Fz' = (Fz - Fpz)$



Des études ont proposé un placement laplacien des électrodes [161, 176, 182]. Ce placement permettrait de réduire significativement le bruit du signal par rapport à un placement classique. Pour se faire, plusieurs électrodes sont placées autour de l'électrode active. Ensuite, le signal recueilli par ces électrodes périphériques est soustrait à celui de l'électrode active. Selon Mackay [114, 113], le placement laplacien augmente la sensibilité (95 contre 84%) et la rapidité de la détection des potentiels évoqués visuels comparé à un placement classique avec une seule électrode active. L'étude a été faite sur 80 enfants et 19 adultes. Le placement des deux électrodes supplémentaires était à 30% de la surface de la tête à

gauche et à droite de Oz .

Dans cette thèse, tous les examens ont été pratiqués en respectant le placement recommandé par l'ISCEV.

Les différents types d'électrodes

Pour l'examen *PEVS avec stimulation par balayage*, trois types d'électrodes peuvent être utilisées : les cupules, les aiguilles et les électrodes collées (figure 2.3).

Figure 2.3 De gauche à droite : électrode cupule, électrodes aiguilles et électrode collée
© METROVISION



Chez l'enfant, les électrodes cupules sont conseillées car elles sont non invasives. De plus ce sont des électrodes qui permettent de bien capter les signaux en raison de leur grande surface de contact. L'inconvénient est qu'il faut procéder à un nettoyage préalable de la peau avant de les appliquer avec une pâte conductrice. Le déroulement complet de la pose de ces électrodes est décrit dans le paragraphe *Installation du patient 2.2.1*. Ces électrodes sont réutilisables.

Les électrodes aiguilles se plantent directement dans la peau du patient. Comme la surface de contact est faible, l'électrode active doit être la plus proche possible du cortex visuel primaire pour recueillir le signal utile. La pose de ces électrodes peut être douloureuse, mais leur avantage est qu'il n'y a pas de préparation de la peau au préalable. Par contre, le rapport signal sur bruit est plus faible avec ces électrodes comparé à celui obtenu avec les cupules. De plus, les électrodes ne sont pas réutilisables.

Les électrodes collées ne sont indiquées que pour l'électrode neutre située sur le front. Elle nécessite la même préparation de la peau que pour les cupules mais elles sont plus faciles à appliquer. Le signal recueilli par ce type d'électrode est moins bon que les cupules ou les aiguilles. Ces électrodes ne sont pas réutilisables.

Les électrodes utilisées pour tous les examens présentés dans cette thèse sont les électrodes cupules uniquement.

2.2 Le déroulement de l'examen

Cette partie présente le déroulement d'un examen *PEVS avec stimulation par balayage*. L'appareil utilisé est le MonPackOne de METROVISION avec le logiciel Moniteur Ophthalmologique installé sur PC. Il s'agit d'un appareil permettant de faire différents examens d'électrophysiologie visuelle comme l'électrooculogramme, l'électrorétinogramme ou encore les potentiels évoqués visuels.

2.2.1 L'installation du patient

Lorsque le patient arrive dans la salle d'examen, il doit être installé confortablement en position assise ou semi-allongée de manière à faciliter son immobilité. L'examen se déroule dans une ambiance photopique ou scotopique. L'ambiance scotopique permet à l'enfant de se focaliser uniquement sur la stimulation et non sur l'environnement qui l'entoure.

La distance entre les yeux du patient et l'écran dépend de la plage d'acuité visuelle que l'on veut tester.

<i>Distance œil-patient</i>	<i>Plage d'acuité testée (en décimale)</i>
0.7m	0.014 à 0.30
1m	0.020 à 0.43
2m	0.039 à 0.85
4m	0.080 à 1.70

TABLE 2.1 – Plage d'acuité testée en fonction de la distance œil-écran

La pose des électrodes est l'étape clef de la préparation du patient. Si elles sont posées aux mauvais endroits ou si le contact avec la peau n'est pas suffisant, alors l'examen ne donnera pas de résultat. Voici la procédure à suivre pour un examen à une seule voie.

1. Mesurer la distance nasion-inion du patient (figure 2.2).
2. Repérer les positions Fz , Fpz et Oz où vont être posées les électrodes .
3. Appliquer de la pâte abrasive aux endroits où vont être posées les électrodes et frotter. Cette pâte a pour but de retirer les peaux mortes et autres résidus à la surface de la peau.
4. Nettoyer la pâte abrasive avec de l'eau ou mieux de l'alcool. L'alcool permet de dissoudre les graisses.
5. Remplir les électrodes de pâte conductrice.
6. Placer les électrodes en Oz pour l'électrode active, Fz pour l'électrode de référence et Fpz pour l'électrode neutre. Pour plus de maintien, un scotch médical peut être ajouté.

7. Connecter les électrodes à l'amplificateur.

La plupart des examens se faisant en monoculaire (un seul œil), un patch occlusif est appliqué sur l'œil qui n'est pas testé.

2.2.2 Les vérifications

Avant de procéder à l'examen, il faut vérifier que le patient soit dans une position détendue : jambes et bras décroisés, épaules décontractées. Pour détendre les jeunes enfants, une musique douce tirée d'un dessin animé par exemple peut être diffusée dans la pièce.

Ensuite, il faut regarder sur le logiciel *Moniteur Opthalmologique* quelles sont les impédances des électrodes. Une impédance faible indique un bon contact entre l'électrode et la peau du patient. Une impédance inférieure à $5\text{ k}\Omega$ est conseillée et il ne faut pas dépasser $10\text{ k}\Omega$ [136].

Enfin, il faut s'assurer que le visage du patient est visible sur la caméra. L'enregistrement de la vidéo pendant l'examen permet de corrélérer des baisses de l'estimation de l'acuité visuelle à certains événements comme des clignements ou des pertes d'attentions par exemple.

2.2.3 L'examen

Une fois les vérifications effectuées, l'examen peut débuter. Le damier noir et blanc initial possède la fréquence spatiale la plus petite.

Lorsque le patient est suffisamment attentif à la stimulation, l'opérateur lance un balayage. Les cases du damier rétrécissent jusqu'à la fréquence spatiale la plus élevée testée. Le patient doit rester attentif pendant la totalité du balayage de 10s. Ensuite, les cases reviennent à leur taille initiale. Si le patient est toujours attentif, un second balayage est lancé par l'opérateur et ainsi de suite. Dans l'idéal, 5-6 balayages sont nécessaires par examen. Si le patient, notamment le jeune enfant, n'est pas concentré sur l'écran, il est possible de déclencher des attrapeurs. Il s'agit de petits personnages qui apparaissent à l'écran pour attirer l'attention de l'enfant. Parfois, un signal audio est ajouté pour renforcer l'attraction.

Via l'affichage de la caméra, l'opérateur peut voir le comportement du patient en temps réel. Ainsi il contrôle le lancement des balayages en fonction des périodes d'attention du patient.

À la fin de l'examen, l'opérateur procède à l'enregistrement des résultats et de la vidéo. Il peut invalider des balayages s'ils ne sont pas représentatifs d'une période d'attention par exemple. Ceci montre l'utilité de faire plusieurs balayages au cours d'un examen. Ensuite,

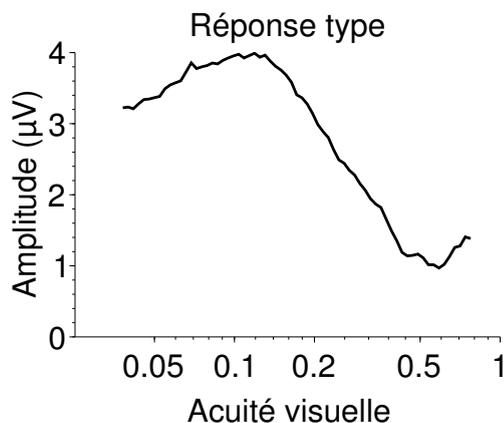
le logiciel calcule la moyenne de l'amplitude de la réponse du système visuel pendant les balayages et extrapole l'acuité visuelle.

2.2.4 Les résultats

Lorsque le patient regarde attentivement l'écran, l'amplitude des potentiels évoqués visuels stationnaires est corrélée à la taille des carrés des damiers. Deux approches s'opposent concernant la définition de cette relation en fonction de la progression des balayages [71, 169, 189]. La première atteste que la relation entre l'amplitude et la fréquence spatiale est linéaire. L'autre affirme qu'il faut prendre le logarithme à base 10 de la fréquence spatiale pour que la relation soit linéaire. Dans cette thèse, la deuxième approche est privilégiée.

La forme d'un résultat d'examen *PEVS avec stimulation par balayage* est souvent décrite comme étant un V inversé. La partie linéaire qui vient d'être décrite est la pente descendante du V inversé. Cette forme s'explique par la capacité d'accommodation de l'œil. Si les carreaux du damier sont trop grands, le patient ne les voit pas correctement. Au fur et à mesure que les carrés diminuent en taille, le patient les voit de mieux en mieux (c'est la pente montante du V inversé). Jusqu'à un seuil où la taille des carrés du damier est parfaitement adaptée à la vision. Il s'agit du maximum du V inversé. Ensuite, les carrés continuent de diminuer, mais cette fois le patient les voit de moins en moins bien (c'est la pente descendante du V inversé). Le même phénomène peut être observé en plaçant un objet très près du visage puis en l'éloignant progressivement.

Figure 2.4 Forme type d'un résultat d'examen, l'acuité visuelle est en échelle décimale



En extrapolant linéairement jusque 0 la pente descendante du V inversé, une estimation de l'acuité visuelle du patient est obtenue. L'abscisse de la courbe ci-dessus peut représenter

indifféremment :

- le temps en secondes ($t=0$ s : début du balayage, $t=10$ s : fin du balayage)
- la fréquence spatiale en cycle par degré (cpd) du damier
- les échelles d'acuité (logMAR, décimale, métrique...) en fonction de la distance œil-écran

puisque toutes ces unités sont liées dans l'examen.

2.3 Les difficultés de l'examen clinique

Contrairement aux examens classiques de l'acuité visuelle, très simples à mettre en place, l'examen *PEVS avec stimulation par balayage* nécessite une préparation du patient avant l'examen, un contrôle actif de son attention et une connaissance des méthodes électrophysiologiques de la part de l'opérateur. En plus de ces facteurs humains, il faut savoir identifier et connaître l'impact des sources de bruit typiques de ce type d'examen [88].

2.3.1 La pose d'électrodes et de l'occlusion

Même si l'examen n'est pas invasif, la pose des électrodes et de l'occlusion reste une étape délicate. Les jeunes enfants supportent difficilement les manipulations multiples de l'opérateur. De plus, une fois les électrodes posées, il faut veiller à ce que l'enfant ne les enlève pas.

Il existe plusieurs moyens de rassurer l'enfant. À partir de 2 ans, on peut le mettre à l'aise en montrant la pose d'une électrode sur sa propre main.

Pour l'occlusion, la pose d'un patch avec un dessin permet à l'enfant de croire à un déguisement.

2.3.2 L'attention du patient

La réussite de l'examen est conditionnée par l'attention du patient. Les périodes d'attention des jeunes enfants sont très courtes. Pour maintenir l'attention pendant les 10s de stimulation, les opérateurs peuvent tapoter régulièrement sur l'écran de stimulation ou encore activer un attracteur s'il est présent dans le logiciel.

2.3.3 La formation du personnel

Outre l'apprentissage de l'utilisation de la machine et du logiciel, l'examen nécessite une formation spécifique du personnel. Le déroulement de la pose des électrodes doit être suivi à la lettre pour qu'un examen soit réussi. Un défaut de placement de l'électrode active réduit considérablement l'acquisition du signal utile puisque le cortex visuel V1 est très localisé et situé à l'intérieur de la boîte crânienne. Un mauvais contact entre la peau et les électrodes diminue le rapport signal sur bruit.

L'opérateur doit aussi apprendre à lire les informations sur l'interface du logiciel comme l'impédance des électrodes, mais surtout le spectre du signal recueilli en temps réel. Ce spectre permet de déterminer si la réponse du système visuel est présente ou non.

Ainsi, l'opérateur ne doit déclencher le balayage de fréquences spatiales que s'il observe une réponse du système visuel sur le spectre. Pour rappel, l'examen débute par la plus

petite fréquence spatiale, c'est-à-dire la plus grande taille de cases du damier. Donc s'il n'y a pas de réponse du système visuel avant le lancement d'un balayage et que l'installation du patient est correcte, l'origine de l'absence de réponse provient soit du patient (il ne regarde pas la stimulation) soit d'un décalage entre la plage d'acuité testée par l'examen et l'acuité visuelle réelle du patient. Par exemple, l'opérateur choisit un examen qui teste les acuités visuelles de 4/10 à 8.5/10 (examen à 2 m) alors que le patient a une acuité réelle de 2/10.

2.3.4 Le bruit

Par définition, le bruit regroupe tout ce qui ne fait pas partie du signal utile. Dans le cas d'un signal potentiels évoqués visuels, trois types de bruit sont rencontrés chez tous les patients.

Le bruit électroencéphalographique : activité cérébrale générée par d'autres zones du cortex situées à proximité des électrodes

Le bruit lié aux mouvements du patient : mouvements oculaires, clignements, mouvements de la tête, du corps ...

Le bruit électromagnétique : émissions générées par les appareils électroniques situés à proximité du patient et les alimentations.

Chez le très jeune enfant, le signal recueilli peut aussi être perturbé par l'électrocardiogramme.

L'électroencéphalogramme

Les rythmes corticaux sont des ondes cérébrales qui ont été identifiées par les spécialistes de l'électroencéphalographie. Ces ondes sont représentatives de la communication synchrone de plusieurs milliers de neurones dans une zone du cerveau. Les fonctions cognitives associées à ces rythmes sont encore en cours d'évaluation. Selon certaines études, elles auraient un lien avec la mémoire, la réflexion ou encore l'imagination [20].

Les rythmes corticaux sont particulièrement observables chez les sujets en état de veille ou endormis. Chez les sujets éveillés et alertes, les signaux électroencéphalographiques sont très faibles et désynchronisés [32]. Dans le cadre de notre examen, chez un patient alerte, ces ondes ont donc peu d'influence. Par contre, il arrive fréquemment que les patients soient dans un état de fatigue voire de somnolence. L'étude de ces ondes permet d'évaluer leur impact sur le signal.

Les six rythmes les plus cités dans la littérature sont dans la table 2.2.

	<i>Bande de fréquence (Hz)</i>	<i>Amplitude (μV)</i>	<i>Localisation</i>
<i>Rythme δ</i>	<4	300	occipitale et temporale
<i>Rythme θ</i>	4-8	10-50	temporale
<i>Rythme μ</i>	7-11	>50	frontale et rolandique
<i>Rythme α</i>	8-13	20-50	occipital, pariétale, frontale
<i>Rythme β</i>	13-30	10	frontale et rolandique
<i>Rythme γ</i>	36-80	<10	partout

TABLE 2.2 – Rythmes corticaux

Compte tenu de leur localisation corticale, seule l'onde θ , ne peut pas être enregistrée lors d'un examen *PEVS avec stimulation par balayage*. Toutes les autres sont susceptibles de perturber le signal puisque l'électrode active se trouve sur la zone occipitale et l'électrode neutre se trouve sur la zone frontale.

Toutefois, seul le rythme α partage sa bande de fréquences avec le signal utile. Il apparaît chez l'être humain vers 8 ans. Il est particulièrement présent lorsque la personne ferme les yeux. Il est témoin d'une absence d'activité mentale [130]. La figure 4.13 est une représentation temps/fréquence d'un signal EEG où le patient (de 27 ans) ouvre et ferme les yeux régulièrement. Le rythme α , situé entre 10 et 11 Hz, est particulièrement visible sur cette représentation. Son amplitude est environ deux fois supérieure ($12 \mu\text{V}$) à celle de la réponse du système visuel ($6 \mu\text{V}$). Le rythme α peut aussi apparaître même si le patient est stimulé visuellement. Les interactions entre la réponse du système visuel et le rythme α doivent donc être prises en compte dans l'étude.

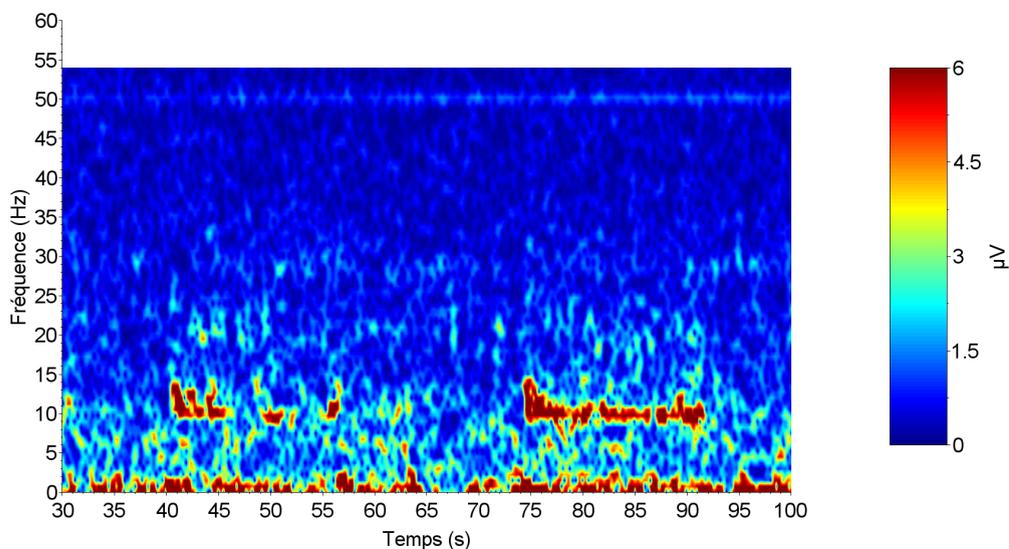
Les mouvements du patient

Les principales sources de bruit rencontrées lors d'un examen *PEVS avec stimulation par balayage* sont les mouvements liés à l'œil. Dans la littérature, ils sont classés en trois groupes : les clignements, les mouvements oculaires et les saccades. Dans cette thèse, ces mouvements sont appelés **artéfacts**. En 1997, Picton *et al* [151] ont déclaré dans « guidelines for publication of evoked potentials and ERP data » que les mouvements oculaires doivent être une préoccupation majeure des chercheurs dans le domaine des potentiels évoqués et que les mesures prises pour tenir compte de ce problème doivent être décrites quel que soit le rapport publié.

Afin d'évaluer l'impact de ces mouvements oculaires sur l'enregistrement de l'examen, il faut connaître l'amplitude du potentiel qui est mesurable au niveau des électrodes. Plusieurs recherches s'accordent pour estimer l'amplitude du potentiel généré par un mouvement oculaire au niveau de Oz à 5% de son amplitude initiale (jusqu'à 1 mV au niveau

Figure 2.5 Rythme alpha

Représentation temps/fréquence d'un enregistrement EEG mettant en évidence le rythme alpha. Placement des électrodes : Active Oz , Référence Fz , Neutre Fpz . Le sujet ferme les yeux de 40 à 55 secondes et de 68 à 89 secondes. L'amplitude du spectre temps/fréquence est limitée à $6 \mu\text{V}$ sur cette représentation afin de visualiser tout le bruit dont l'amplitude est du même ordre de grandeur que la réponse du système visuel à une stimulation.



du dipôle cornéo-rétinien) et une amplitude au niveau de Fz à 20% [45, 74, 202]. Soit une différence de potentiel moyenne de $15 \mu\text{V}$ ce qui est loin d'être négligeable devant la réponse du cortex visuel qui est de l'ordre de $6 \mu\text{V}$.

On définit dans cette thèse, les artéfacts comme étant les grandes variations rapides et localisées de l'amplitude du signal. Ils comprennent notamment les clignements, les mouvements oculaires comme les saccades ou encore les mouvements de tête.

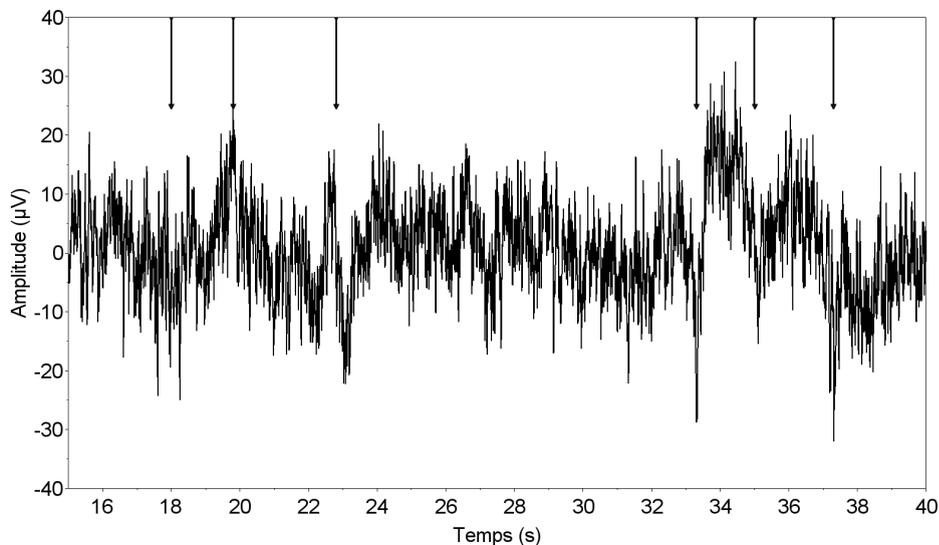
Le seul moyen de les empêcher est de demander au patient de ne pas bouger et de ne pas cligner. Mais cette solution est inenvisageable chez les nouveau-nés. D'où la nécessité de prendre en compte ces artéfacts dans le traitement du signal en aval.

Pour beaucoup de sujets, il est difficile de se retenir de cligner pendant toute la durée d'un examen (de 2 minutes environ). Lorsque le sujet est assez âgé, l'opérateur peut indiquer au patient de cligner en dehors des balayages de fréquence spatiale. Mais comme cela n'est pas toujours possible, il faut connaître les caractéristiques d'un clignement afin de savoir quel est son impact sur l'estimation de l'amplitude de la réponse du système visuel

et si cet impact peut être réduit.

Figure 2.6 Signal EEG avec clignements

Représentation temporelle d'un enregistrement EEG mettant en évidence l'impact des clignements. Placement des électrodes : Active Oz , Référence Fz , Neutre Fpz . Les flèches correspondent aux clignements repérés à partir de la vidéo enregistrée pendant l'examen.



L'enregistrement électroencéphalographique, illustré sur la figure 2.6, a été effectué afin de mettre en évidence les caractéristiques temps/fréquence des clignements pour un montage d'électrodes classique en PEV (Oz , Fz , Fpz). Pour cela, aucun filtrage n'a été effectué sur le signal. La fréquence d'échantillonnage est de 192 Hz. Aucune stimulation du système visuel n'a été faite au cours de l'examen².

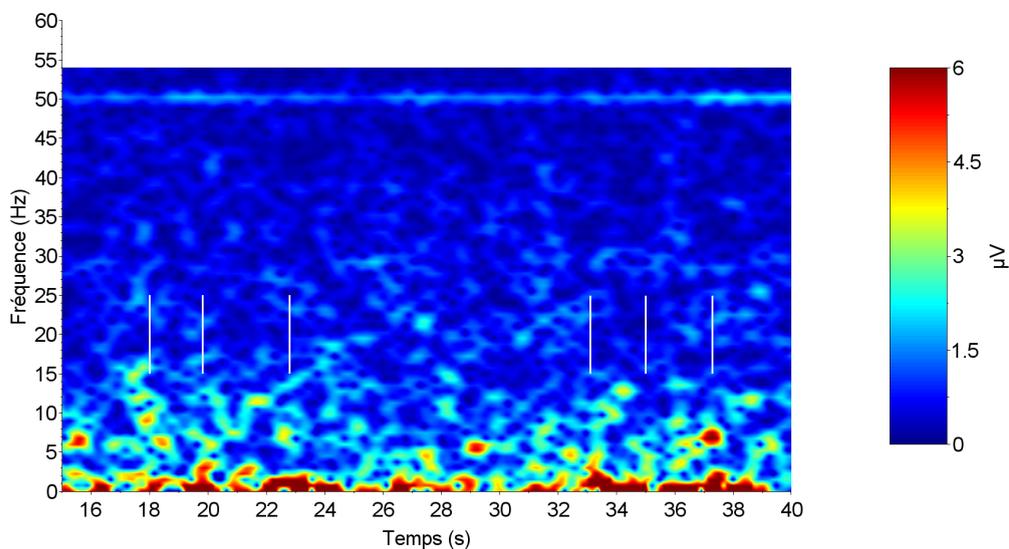
Dans le domaine temporel, les clignements sont reconnaissables grâce à leur amplitude de 20 à 30 μVpp environ.

La figure 2.7 présente le signal en temps/fréquence. L'algorithme de traitement est une transformée de Fourier à court terme avec une fenêtre de Hanning de 256 échantillons et un pas de 8 échantillons. Les fréquences vont de 0 à 54 Hz car les fréquences supérieures ne présentent pas d'intérêt ici puisqu'elles ne contiennent pas ou peu de bruit. Une limite en amplitude à 6 μV est imposée pour deux raisons. La première est que de cette manière les artéfacts sont davantage visibles puisque la palette de couleur est mieux répartie. La seconde est que l'amplitude typique de la réponse du système visuel à une stimulation

2. L'ambiance photopique ou scotopique n'a pas d'influence sur le signal.

Figure 2.7 Signal temps/fréquence EEG avec clignements

Représentation temps/fréquence d'un enregistrement EEG mettant en évidence l'impact des clignements. Placement des électrodes : Active Oz , Référence Fz , Neutre Fpz . Les traits correspondent aux clignements. Note : L'ambiance photopique ou scotopique n'a pas d'influence sur le signal.



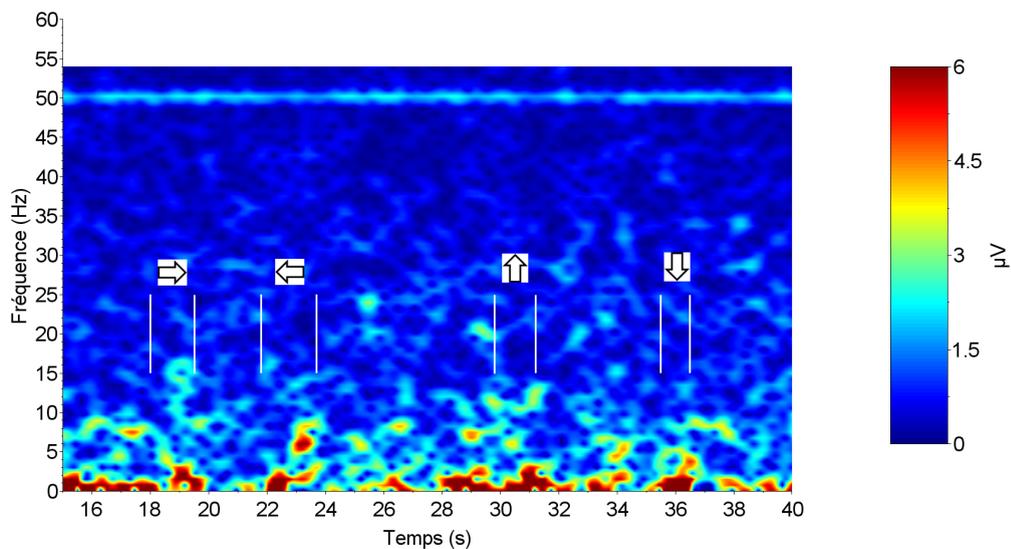
lors d'un examen *PEVS avec stimulation par balayage* est de $6 \mu V$. Le bruit d'amplitude égale ou supérieure est donc facilement repérable grâce à cette limitation. Les clignements (symbolisés par un trait blanc) sont essentiellement localisés en basses fréquences de 0 à 2 Hz. Ils n'ont pas de composante en hautes fréquences. L'amplitude calculée au niveau du 12 Hz pendant un clignement est de l'ordre de $3 \mu V$ contre $1 \mu V$ sans stimulation du système visuel. Les clignements sont donc susceptibles de perturber le signal utile de l'examen *PEVS avec stimulation par balayage*.

Les saccades sont des artéfacts souvent rencontrés chez les sujets peu coopérants ou atteints de nystagmus. De la même manière que précédemment, un enregistrement de saccades a été effectué³. La figure 2.8 présente un extrait de cet enregistrement en temps/fréquence. De même que les clignements, les saccades sont localisées en basses fréquences. Par contre, elles sont plus faibles en amplitude. Les saccades horizontales ont une amplitude moyenne de $8 \mu V$ et les saccades verticales ont une amplitude moyenne de $14 \mu V$ (amplitude calculée avant le seuillage à $6 \mu V$). Cette différence d'amplitude recueillie

3. L'ambiance photopique ou scotopique n'a pas d'influence sur le signal

Figure 2.8 Signal temps/fréquence EEG avec saccades

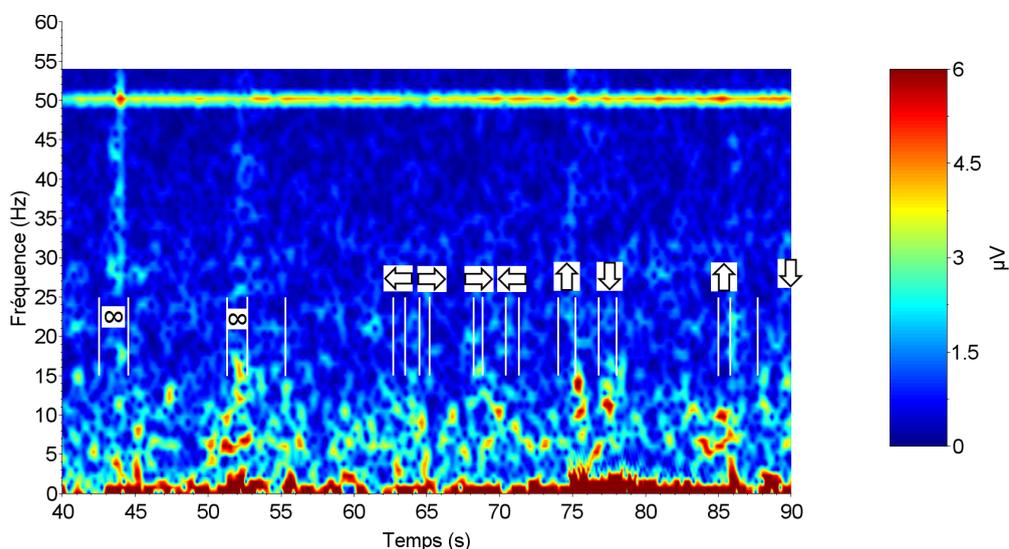
Représentation temps/fréquence d'un enregistrement EEG mettant en évidence l'impact des saccades. Placement des électrodes : Active Oz , Référence Fz , Neutre Fpz . Les traits blancs correspondent aux au début et la fin d'un aller retour des yeux. Les flèches indiquent la direction des saccades. Note : la saccade vers le haut est tellement forte qu'elle impacte fortement le calcul de la transformée de Fourier à court terme avant qu'il n'ai lieu du fait de la taille de la fenêtre (de 1.1 secondes).



est due au positionnement des électrodes. Elles sont toutes placées à la verticale du centre des yeux donc les différences de potentiel induites par les mouvements horizontaux sont moins bien captées que les mouvements verticaux. De plus, les paupières accompagnent les mouvements verticaux. Il est donc possible qu'elles modifient significativement le champ électrique du dipôle cornéo-rétinien. L'amplitude calculée au niveau du 12 Hz pendant une saccade est de l'ordre de 2 μV contre 1 μV sans stimulation du système visuel. Les saccades sont donc susceptibles de perturber le signal utile de l'examen *PEVS avec stimulation par balayage*.

Les mouvements de tête pendant l'examen sont fréquents chez les jeunes enfants. La figure 2.9 présente un extrait d'un enregistrement avec des mouvements de tête. Les mouvements en huit vers 43 et 53 secondes, produisent un bruit très présent sur la bande de fréquences présentée. Le deuxième mouvement en huit plus ample en verticale produit plus de bruit dans la bande de fréquences d'intérêt de 6 à 24 Hz. Les mouvements horizontaux ne produisent du bruit qu'en basses fréquences de 0 à 15 Hz environ. Comme

Figure 2.9 Signal temps/fréquence EEG avec avec mouvement de tête
 Représentation temps/fréquence d'un enregistrement EEG mettant en évidence l'impact des mouvements de tête. La direction des mouvements de tête sont indiqués sur fond blanc. Placement des électrodes : Active O_z , Référence F_z , Neutre F_{pz} .



pour les mouvements oculaires, ce sont les mouvements de tête verticaux qui induisent le plus de bruit. Pour un mouvement vertical vers le haut complet, le bruit est présent à toutes les fréquences. De plus, le signal est fortement perturbé en basse fréquence pendant 15 secondes environ du fait de la saturation des amplificateurs. Pour les mouvements de tête, l'amplitude de la perturbation au niveau du 12 Hz est de $4 \mu\text{V}$ environ et peut être supérieure à $6 \mu\text{V}$ si un mouvement vertical est effectué. Cette perturbation est très importante puisque l'amplitude de la réponse du système visuel est de l'ordre de $6 \mu\text{V}$. Pour s'en prémunir, il est possible de caler la tête du patient (enfant comme adulte) à l'aide d'un coussin cervical. Ainsi, les mouvements de tête sont limités.

Les interférences électromagnétiques

Les sources d'interférences électromagnétiques sont partout.

La première d'entre elles est la tension d'alimentation du secteur de 50 Hz. Même si cette perturbation peut être très importante, elle a pour avantage d'être localisée en fréquence. Cette particularité permet d'effectuer un filtrage très sélectif.

Ensuite, il y a les ondes radio émises par les téléphones portables et de manière plus générale, une grande partie des appareils dotés d'une technologie sans fil. Ces appareils sont fréquemment rencontrés dans les milieux hospitaliers. Comme pour le secteur, les ondes sont localisées en fréquence. Les fréquences les plus basses que l'on rencontre sont celles des implants médicaux qui débutent à 3 kHz. Il s'agit de fréquences largement supérieures à la fréquence de stimulation employée dans l'examen. Un filtre passe-bas peut être utilisé pour éliminer ces fréquences.

Les commutations de courants forts (alimentations à découpage) et les commutations de courants faibles (communications rapides entre circuits logiques sur une carte électronique) sont elles aussi source de bruit électromagnétique. Ici aussi les fréquences émises sont largement au-dessus de la fréquence de stimulation. L'utilisation d'un filtre passe-bas sur les signaux limite les effets de ces bruits.

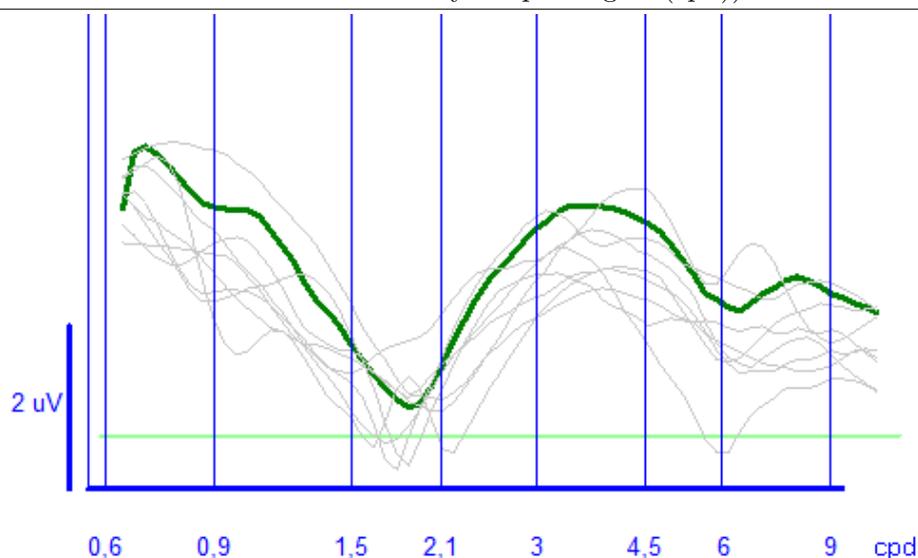
Dans un cas idéal, le patient, l'opérateur et la machine peuvent être placés dans une cage de Faraday. Ils sont alors isolés de toutes les perturbations électromagnétiques situées à l'extérieur de la cage.

2.4 Les limites de la méthode actuelle

2.4.1 Difficulté d'interprétation de la réponse

Les applications cliniques du test *PEVS avec stimulation par balayage* montrent que pour certains individus la forme de V inversé comporte des creux⁴ à un ou plusieurs endroits (figure 2.10). Ces creux rendent plus difficile l'interprétation des résultats et n'ont pas d'origine connue. Ils ne sont pas liés à une pathologie du système visuel puisqu'ils peuvent être présents chez des individus sains. Les paragraphes suivants décrivent différentes approches proposées dans la littérature pour expliquer ce phénomène.

Figure 2.10 Résultat d'examen provenant du logiciel *Moniteur Ophtalmologique* avec un creux (l'unité de l'axe des abscisses est en cycles par degrés (cpd))



Prédiction de la réponse

Lorsque la stimulation est prévisible, le cortex visuel primaire est capable d'anticiper la réponse [7, 86, 131], par exemple lors d'un mouvement vertical continu. Cette anticipation permet de limiter la redondance des informations transmises et de réduire le nombre de neurones utilisés pour le traitement de l'information. L'amplitude de la réponse du cortex visuelle est alors plus faible dans ce cas.

Pour les *PEVS avec stimulation par balayage*, des études [128, 169, 131] montrent qu'il existe une différence entre les balayages qui commencent par les faibles fréquences

4. Dans la littérature, on retrouve souvent le terme anglais 'notch' pour creux.

spatiales⁵ et ceux qui commencent par les hautes fréquences. Cette différence est attribuée à l'adaptation du système visuel lorsque les balayages commencent par les tailles de damiers les plus grandes.

Néanmoins, les travaux de Ridder et McCulloch en 1998 [156] n'ont pas permis d'étayer la thèse de l'adaptation neuronale pour les *PEVS avec stimulation par balayage*. Leur expérience consiste à pratiquer plusieurs examens avec des balayages de 8 secondes. Ensuite, par calcul, ils évaluent l'acuité du patient à 1 seconde, 2 secondes, 3 secondes, ... d'examen en extrapolant les résultats. Puis, ils les comparent à celle obtenue à 8 secondes. La conclusion qu'il n'y a pas de différence significative entre les acuités et donc qu'il n'y a pas d'adaptation neuronale significative en fonction de la durée de stimulation pour ces examens.

Masquage et superposition

La publication principale traitant des effets du masquage pour l'étude de l'acuité visuelle est celle de Peterzell [149]. Il y suggère que l'analyse de la vision dans l'espace est traitée par différentes structures et qu'il peut y avoir des effets de masquage, d'adaptation et de superposition. Son étude le conduit à penser que plusieurs analyseurs spécifiques en fonction de la fréquence spatiale interviennent dans la vision. Son hypothèse est que les creux observés au niveau de l'amplitude lors d'un test *PEVS avec stimulation par balayage* sont dus aux différences de ses analyseurs.

En 1973 Kulikowski et Tolhurst [100] interprètent la fonction d'acuité comme une superposition de deux fonctions, l'une témoin de la détection du stimulus (changement spatial) et l'autre de la détection du mouvement (changement temporel). Ils ajoutent que la première fonction concerne essentiellement les basses fréquences et la deuxième fonction les hautes fréquences spatiales. En effet lorsque la fréquence spatiale de la stimulation devient petite, le patient peut avoir une impression de mouvement de la stimulation. Lorsqu'un creux est présent sur un examen cela voudrait dire que la partie en amont de ce creux reflète réellement l'acuité visuelle, mais que la partie en aval serait due à l'impression de mouvement de la stimulation.

Phase

La phase correspond à la position temporelle d'un point appartenant à une sinusoïde. Une phase qui varie dans le temps indique un déphasage, c'est-à-dire un décalage de la sinusoïde dans le temps.

5. ou les faibles contrastes dans le cadre de potentiels évoqués visuels de contraste

En 1977, Parker et Salzen dans [145] résument les différentes études menées sur le temps de réaction du système visuel par rapport au stimulus. D'après leur état de l'art, le temps de réaction augmente lorsque la fréquence spatiale du stimulus augmente. Ceci pourrait être dû à un changement de cellules neuronales dans la transmission des données (passage des cellules rapides aux cellules plus lentes en fonction de la fréquence spatiale). Ils ont étudié la réponse du système visuel à une fréquence de 0.8 Hz afin de voir s'établir les pics positifs et négatifs d'un potentiel évoqué visuel. Le délai obtenu entre les valeurs à 0.5 et 1 cycle par degré (cpd) est proche de 0 ms. En revanche, en passant d'une valeur de 1 cpd à 10 cpd, on observe un délai d'environ 80 ms.

En 1989, Seiple et Holopigian ont constaté eux aussi un délai dans le temps de réaction du système visuel à la fois en fonction de la fréquence spatiale mais aussi en fonction de la fréquence de stimulation et du contraste [167], tout comme Strasburger *et al* en 1988 [179]. En étudiant les signaux réels, ils remarquent que lorsque la phase est relativement constante cela correspond à une grande amplitude de réponse. Au contraire lorsque la phase varie beaucoup, cela correspond à une petite amplitude de la réponse. Ils en concluent que lorsque le patient ne voit pas la stimulation, la phase est aléatoire.

Dans cette thèse, une approche différente de l'influence de la phase sur les résultats d'examens est présentée. Jusqu'ici la méthode de référence pour l'analyse des *PEVS* est la transformée de Fourier à court terme. Lorsque la transformée de Fourier à court terme est utilisée, il existe une corrélation entre les variations de la phase estimée et l'amplitude estimée des *PEVS* [38]. À savoir, lorsque la phase estimée varie rapidement, l'amplitude estimée diminue. Cette propriété est valable même pour des signaux simulés (3.3.2). Pour les résultats d'examens où la phase varie beaucoup, la baisse de l'amplitude de la réponse estimée n'est pas forcément due aux capacités des patients mais à la technique de calcul qui n'est pas adaptée à l'étude des *PEVS*.

Cette dernière interprétation de creux d'amplitude dans la réponse moyenne de l'examen est celle privilégiée dans cette thèse.

2.4.2 Problématique

La présentation du système visuel et de l'examen *PEVS avec stimulation par balayage* a montré que l'identification de la réponse du système visuel n'était pas une tâche aisée. Que ce soit sur le plan de l'anatomie (le cortex visuel primaire est situé sous la boîte crânienne), de l'environnement électromagnétique (le bruit du signal est composé de plusieurs sources qui ne sont maîtrisables qu'en partie) ou encore sur le plan de l'acquisition des signaux

(bien que la réponse du système visuel soit localisée en fréquence son amplitude n'est que de quelques microvolts), les obstacles ne manquent pas.

L'objectif de ce travail de recherche est de concevoir de nouvelles méthodes d'extraction des signaux électrophysiologiques adaptées à l'examen clinique de l'acuité visuelle chez l'enfant de la naissance à 6 ans. Les techniques utilisées jusqu'à présent font appel à l'analyse fréquentielle des signaux électrophysiologiques par transformée de Fourier à court terme. Or les calculs de la transformée sont souvent perturbés par des changements de la vitesse de variation de la phase du signal (3.3.2). Même si les mécanismes biologiques qui engendrent ses variations de phase ne sont pas encore connus, il est nécessaire de les prendre en compte dans le traitement des signaux. Il est donc envisagé d'appliquer d'autres techniques d'analyse temps-fréquence pour résoudre ce problème et optimiser l'extraction des réponses.

Pour atteindre cet objectif, nous avons décidé de modifier la technique actuelle sur trois fronts, présentés dans le chapitre suivant *Analyse des signaux potentiels évoqués visuels stationnaires*

- le débruitage du signal
- l'estimation de la réponse du système visuel
- l'estimation de l'acuité visuelle

Le chapitre *Résultats* évalue et compare la nouvelle technique à l'ancienne.

Enfin, le chapitre *Discussion* nous amène à mettre en perspectives les résultats obtenus et nous permet de montrer l'originalité de la thèse par rapport à l'existant.

Le but est de faciliter l'interprétation des résultats par le médecin tout en conservant les avantages de cet examen : l'objectivité, la non invasivité et la rapidité. Tout cela afin de permettre un meilleur diagnostic des pathologies visuelles et un meilleur traitement du patient.

Conclusion

Ce chapitre a permis de se rendre compte des nombreux facteurs qui interviennent dans l'examen *PEVS avec stimulation par balayage* notamment : la salle d'examen, les paramètres de stimulation, le placement des électrodes et la coopération du patient.

Mais surtout, il a mis en évidence les limites actuelles de l'analyse de la réponse du système visuel, à savoir les creux d'amplitude que l'on trouve à certaines fréquences spatiales. De nouvelles méthodes de traitement du signal doivent être utilisées pour améliorer l'extraction et l'estimation de la réponse.

CHAPITRE 3

L'analyse des potentiels évoqués visuels stationnaires

Le présent chapitre se consacre tout d'abord à l'analyse des signaux potentiels évoqués visuels (*PEV*). Cette première partie permet de caractériser les propriétés du signal utile et du bruit afin de mieux appréhender la compatibilité de ceux-ci avec les différentes approches de traitement du signal.

Ensuite, les unes après les autres, les méthodes de traitement de signal sont exposées pour le domaine du débruitage dans un premier temps et pour celui de l'estimation de l'amplitude de la réponse du système visuel dans un second temps. À la fin de chacune des deux parties, les méthodes les plus adaptées sont sélectionnées pour une évaluation plus approfondie dans le chapitre *Résultats*.

Enfin la dernière partie du chapitre présente une nouvelle méthode d'extrapolation pour l'évaluation de l'acuité visuelle.

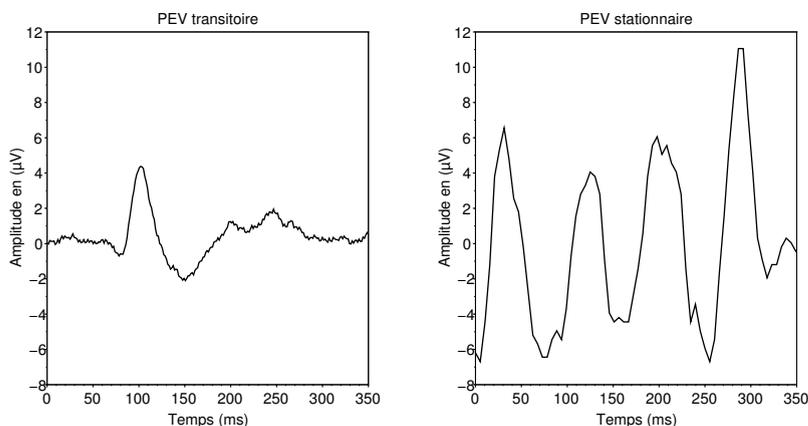
3.1 La description du signal

3.1.1 Les potentiels évoqués stationnaires

Lorsque le système visuel est stimulé à basse fréquence ($<3\text{Hz}$), il génère des potentiels évoqués visuels (*PEV*) dits transitoires (de l'anglais transient evoked potentials) [44]. La forme de ces potentiels est composée de pics positifs P et négatifs N. Pour identifier les pics des *PEV* générés par un damier à renversement, on utilise le délai par rapport à la stimulation. Par exemple, P100 est un pic positif qui intervient 100 ms après la stimulation (figure 3.1). La particularité des potentiels évoqués visuels transitoires est que, au début et à la fin de la stimulation, le potentiel évoqué visuel est au repos.

Figure 3.1 Potentiels évoqués visuels transitoires et stationnaires

Description : À gauche est présentée la moyenne de 60 *PEV* transitoires. Ce résultat est issu d'un examen *PEV*. La fréquence de stimulation est de 1.4 Hz. À droite est présenté un signal *PEVS* issu d'un examen *PEVS avec stimulation par balayage*. La fréquence de stimulation est de 6 Hz.



Lorsque le système visuel est stimulé avec une fréquence supérieure à 5 Hz, il génère des potentiels évoqués dits stationnaires (*PEVS*) (de l'anglais steady state evoked potentials). Le qualificatif stationnaire fait référence à l'état entretenu de la réponse qui devient synchrone à la stimulation. Contrairement au cas du *PEV* transitoire, le système visuel ne parvient plus à retourner dans un état de repos. La forme du *PEVS* est sinusoïdale, une forme très commode pour l'analyse fréquentielle.

3.1.2 L'acquisition

L'enregistrement de l'activité cérébrale grâce à des électrodes permet de mesurer une différence de potentiel entre une électrode dite active placée sur la zone du cerveau à analyser et une électrode de référence. Une troisième électrode, appelée électrode neutre est utilisée dans le but d'amplifier séparément les deux premières voies ce qui permet de conserver la différence de potentiel pour la numérisation. Au minimum, un enregistrement de *PEV* nécessite 3 électrodes. Il est aussi possible d'ajouter plusieurs autres électrodes actives. C'est le cas pour un examen *PEVS avec stimulation par balayage* qui analyse séparément le cortex visuel gauche et droit, ou encore pour un placement laplacien (2.1.2).

Les *PEVS* ont un ordre de grandeur de quelques microvolts. Pour qu'ils puissent être échantillonnés correctement, les signaux doivent être amplifiés.

L'amplificateur différentiel, aussi appelé amplificateur d'instrumentation, permet d'amplifier la différence de potentiel entre les deux signaux à ses bornes. La différence de tension entre les deux électrodes est multipliée à hauteur du gain de l'amplificateur.

$$V_s = (V_1 - V_2)G \quad (3.1)$$

Avec V_s la tension de sortie de l'amplificateur, V_1 l'entrée reliée à l'électrode active (ou l'électrode neutre), V_2 l'entrée reliée à l'électrode de référence et G le gain différentiel du filtre. Le gain de l'amplificateur n'a pas forcément besoin d'être le plus grand possible. Son choix dépend avant tout de la plage du convertisseur analogique/numérique qui vient ensuite et de l'amplitude initiale des potentiels. Le gain différentiel des amplificateurs du MonPackOne est de 2500.

Le choix de l'amplificateur différentiel répond à un certain nombre de critères spécifiques à l'enregistrement de l'électroencéphalogramme. Tout d'abord, comme l'amplificateur est le premier composant actif de la chaîne d'acquisition il est tenu de protéger le patient de toute décharge électrique et ce, même s'il est endommagé. Ensuite, il ne doit pas modifier les fonctions électrophysiologiques qui sont testées ni les déformer. Enfin, il faut que son gain de mode commun soit le plus bas possible afin de séparer au mieux le signal des interférences.

Il faut un amplificateur pour chaque électrode active et un amplificateur pour l'électrode de référence.

Pour analyser les signaux *PEVS*, il est nécessaire de filtrer les bandes de fréquences ne contenant pas de signal utile. Le filtrage proposé sur l'appareil est analogique. Il a lieu juste avant la conversion analogique/numérique des signaux.

Par défaut, il est composé d'un filtre passe-haut qui élimine les basses fréquences inférieures à 0.1 Hz, d'un filtre passe-bas qui élimine les hautes fréquences supérieures à 300 Hz et d'un filtre réjecteur de 50 ou 60 Hz selon l'alimentation de l'appareil.

Les fréquences de coupures des filtres sont programmables et le filtre réjecteur est optionnel. Les recommandations de l'ISCEV conseillent de ne pas utiliser de filtre réjecteur [136], car il entraîne des distorsions importantes du signal. Néanmoins, lorsque les examens ne se déroulent pas dans une salle protégée du secteur (cage de Faraday), les perturbations peuvent être très importantes et les résultats illisibles.

Les signaux *PEVS* amplifiés puis filtrés sont numérisés à l'aide d'un convertisseur analogique/numérique. Ils sont échantillonnés à une fréquence de 193.28 Hz qui est légèrement supérieure à 16 fois la fréquence du signal utile de 12 Hz. Cette fréquence d'échantillonnage a été choisie dans le but d'éviter des pertes de synchronisation par rapport à la stimula-

tion. En prenant une fréquence d'échantillonnage plus élevée, le signal est resynchronisé à chaque balayage. Dans le cas contraire, si une erreur de synchronisation survient, le décalage perdure pendant toute la durée de l'acquisition.

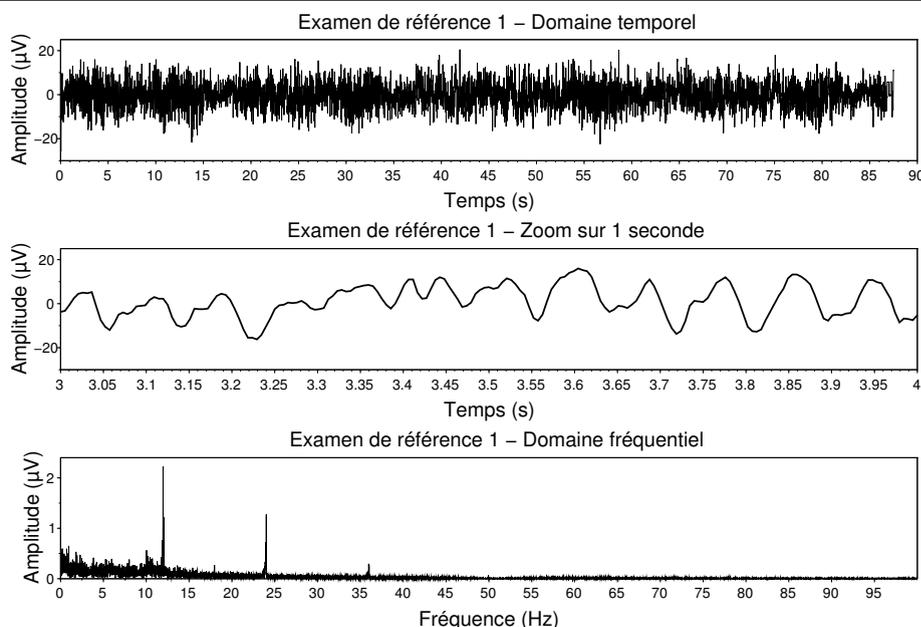
La plage de tension admissible à l'entrée du convertisseur est de ± 2.5 V. La résolution du convertisseur est de 12 bits. La résolution du convertisseur est alors de 1.22 mV. En divisant ce résultat par le gain de l'amplificateur, on obtient une résolution de 0.49 μ V.

3.1.3 Les examens de référence

Deux résultats d'examen ont été sélectionnés afin de représenter les signaux *PEVS avec stimulation par balayage*.

Figure 3.2 Examen de référence 1 : signal sans artéfact

Description : En haut se trouve le signal de la totalité de l'examen dans le domaine temporel. Cette représentation permet de constater que ce signal ne possède pas d'artéfact notable. En dessous, un zoom du signal de 3 à 4 secondes a été fait. Le signal utile est alors visible. Sur 1 s il a bien 12 oscillations du signal (réponse du système visuel à 12 Hz). En bas, le spectre du signal entier, obtenu par transformée de Fourier, confirme la présence de la réponse à 12 Hz, et ses harmoniques de faible amplitude (à 24 et 36 Hz). Le spectre indique également que le signal est très peu bruité puisque les amplitudes des fréquences autres que celle du signal utile sont très faibles.



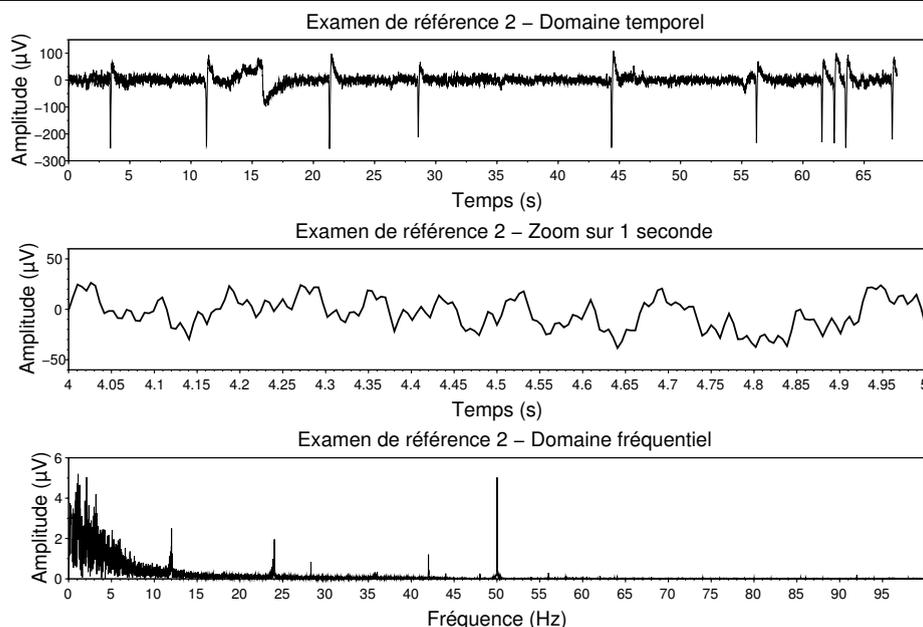
Le premier est le signal figure 3.2. Il s'agit d'un examen réalisé à METROVISION sur un homme âgé de 32 ans avec une acuité visuelle de 10/10. Le sujet a effectué l'examen en

monoculaire (œil droit). Les impédances des électrodes sont correctes ($1\text{ k}\Omega$ et $7\text{ k}\Omega$)¹. Les propriétés qui ont entraîné le choix de cet examen comme référence sont les suivantes :

- Le sujet n'a pas de pathologie.
- Il n'y a pas d'artéfact visible sur le signal.
- L'amplitude de la réponse du système visuel est correcte.
- Le bruit est très faible.

Figure 3.3 Examen de référence 2 : signal avec artéfacts

Description : En haut se trouve le signal de la totalité de l'examen en temporel. Cette représentation permet de constater que ce signal possède de grands artéfacts notables. En dessous, un zoom du signal de 4 à 5 secondes a été fait. Le signal utile est alors visible mais très bruité par de hautes fréquences. En bas, le spectre du signal entier confirme la présence de la réponse à 12 Hz, et ses harmoniques. Le spectre indique également que le signal est très bruité en basses fréquences et que les oscillations rapides visibles sur le graphique précédent sont en grande majorité dues au 50 Hz du courant du réseau électrique.



Le second examen est le signal figure 3.3. Il s'agit d'un examen effectué au Centre Hospitalier Universitaire de Lille sur une femme âgée de 31 ans avec une acuité visuelle non connue. Le sujet a effectué l'examen en binoculaire. Les impédances des d'électrodes sont élevées ($22\text{ k}\Omega$ et $19\text{ k}\Omega$). Les propriétés qui ont entraîné le choix de cet examen comme référence sont les suivantes :

- Il y a des artéfacts visibles sur le signal

1. Pour rappel, l'impédance des électrodes ne doit pas dépasser $10\text{ k}\Omega$

- L'amplitude de la réponse du système visuel est correcte
- L'amplitude du bruit est élevée notamment en basses fréquences
- L'examen est effectué en milieu hospitalier

Ces deux résultats d'examen sont représentatifs d'une grande partie des signaux *PEVS*. Le premier est le cas considéré comme idéal. Tandis que le second est bruité et contient de larges artéfacts d'amplitude.

3.1.4 Les caractéristiques du signal utile

Domaine temporel

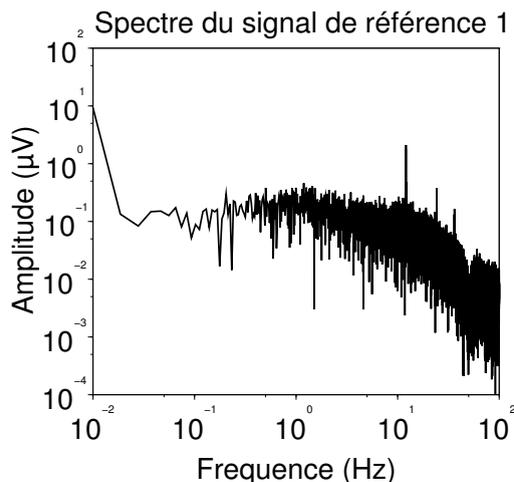
Le signal utile est la réponse du système visuel à la stimulation de l'écran. Il est constitué de *PEVS* ayant une période de 0.083 s. Cette période est égale à la moitié de la période de stimulation de 0.167 s. C'est pourquoi le signal utile est appelé second harmonique. La fréquence de la réponse du système visuel de 12 Hz est égale à deux fois la fréquence de stimulation de 6 Hz.

L'amplitude des *PEVS* (ou second harmonique) est proportionnelle au logarithme à base 10 de taille des carrés du damier. Lorsque la taille ne varie pas, l'amplitude est constante. Lorsqu'il y a un balayage de fréquence spatiale, l'amplitude évolue selon la capacité du patient à discerner les carrés (voir 2.2.4). Au cours d'un examen, l'amplitude des *PEVS* varie donc en fonction du temps. C'est cette amplitude que l'on cherche à estimer.

Domaine fréquentiel

La figure 3.4 présente le spectre de l'examen de référence 1 (figure 3.2). Ce signal a été choisi, car il y a très peu de bruit. Le spectre illustré met en évidence la réponse du système visuel à savoir le second harmonique à 12 Hz, le quatrième harmonique à 24 Hz et même le sixième harmonique à 36 Hz. Dans cette étude, seul le second harmonique est étudié.

Grâce au spectre, seule la moyenne de l'amplitude du second harmonique sur toute la durée de l'examen est visible. Or, la fréquence spatiale des damiers varie en fonction du temps. Il est donc nécessaire d'effectuer une analyse temps/fréquence pour évaluer l'acuité visuelle. C'est ce que nous verrons dans la partie 3.3 sur *L'estimation de l'amplitude de la réponse du système visuel*.

Figure 3.4 Spectre de l'examen de référence 1**Description :** Spectre en échelle log/log.

Stationnarité

Un signal stationnaire au sens du traitement du signal est un signal dont les statistiques ne dépendent pas du temps [172].

Plusieurs phénomènes permettent de mettre en évidence que les *PEV* stationnaires au sens de l'ophtalmologie ne sont pas stationnaires au sens du traitement du signal.

La phase du second harmonique : Cette phase n'est pas constante au cours de l'examen.

Les clignements ou les mouvements : Ceux-ci, générés par le patient, peuvent avoir lieu à n'importe quel moment de l'examen.

Les ondes cérébrales : De la même manière que les clignements et les mouvements, elles peuvent venir perturber le signal à n'importe quel moment de l'examen.

Malgré toutes ces preuves de non stationnarité, il est tout de même possible de se demander si le signal ne pourrait pas être considéré comme stationnaire ou au moins stationnaire par intervalles. Dans la suite du document, plusieurs méthodes de traitement du signal sont présentées dont certaines d'entre elles nécessitent une hypothèse de stationnarité. Les résultats obtenus montrent que ces méthodes ne fonctionnent que partiellement.

Linéarité

Un système F est dit linéaire, si pour n'importe quelles entrées t_1 et t_2 et pour n'importe quelle constante a , on a :

$$F(at_1 + t_2) = aF(t_1) + F(t_2) \quad (3.2)$$

Le système visuel n'est pas linéaire. On peut s'en convaincre notamment grâce aux phénomènes liés à la vision binoculaire [18, 39]. Lors d'un examen stéréo, les deux yeux sont stimulés à une fréquence temporelle différente. La réponse du système comporte alors plusieurs fréquences. Tout d'abord les fréquences de stimulation et leurs harmoniques, témoins de la réponse de chaque œil. Mais aussi des composantes liées aux deux fréquences de stimulation comme $\frac{f_1+f_2}{2}$ ou $\frac{f_1-f_2}{2}$, témoins de la vision binoculaire.

Un signal constitué de *PEVS* se modélise dans le domaine temporel discret de la manière suivante :

$$s(t) = A(t) \sin(2\pi\nu t + \phi(t)) + b(t) \quad (3.3)$$

Avec A l'amplitude du second harmonique qui varie en fonction de la fréquence spatiale, $\nu = 12/Fe$ la fréquence de la réponse du système visuel normalisée, t l'indice temporel, $t \in [1 : N]$ avec N le nombre d'échantillons du signal et $b \sim \mathcal{N}(m, \sigma)$ un bruit blanc gaussien.

Or la fonction sinus est non linéaire :

$$\sin(at_1 + t_2) = \sin(at_1)\cos(t_2) + \sin(t_2)\cos(at_1) \quad (3.4)$$

Le modèle du signal *PEVS* est donc non linéaire.

3.1.5 Les caractéristiques du bruit

Gaussianité

Les sources de bruit ayant été définies dans le paragraphe 2.3.4, les caractéristiques globales du bruit peuvent être étudiées. Elles permettent de vérifier si les hypothèses d'applications de différentes méthodes de traitement du signal sont cohérentes avec la nature du signal.

Une hypothèse souvent rencontrée est l'hypothèse de bruit gaussien [51, 177, 183]. Par définition, un bruit gaussien est un bruit dont les valeurs dans le domaine temporel sont réparties suivant une loi normale de moyenne m et d'écart-type σ .

Les valeurs du signal uniquement dues au bruit ne peuvent pas être aisément extraites du signal. Dans le cas contraire, il n'y aurait plus de problème pour l'estimation du si-

gnal utile. Son étude ne peut être que partielle. Néanmoins, comme il s'agit d'un signal déterministe, si la totalité du signal a une répartition gaussienne alors le bruit est gaussien.

La figure 3.5 illustre les résultats obtenus avec deux types d'outils statistiques [152] qui permettent de conjecturer sur la gaussianité du signal. Le premier outil est l'histogramme. Ici les échantillons sont répartis en 15 classes (formule de Sturges : $k = 1 + 3.222 \log(N)$ avec k le nombre de classes et N le nombre d'échantillons [191]). En parallèle, une courbe de Gauss (en bleu) est tracée suivant la formule 3.5.

$$G = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} \exp\left(\frac{-(x-m)^2}{2\sigma^2}\right) \quad (3.5)$$

Avec m la moyenne des valeurs prises par le signal et σ l'écart-type. L'histogramme de la figure 3.5 fait apparaître une similitude forte avec la courbe de Gauss. C'est un premier indice de la gaussianité du bruit.

Pour confirmer ce résultat, le diagramme quantiles-quantiles permet de comparer chaque quantile de deux distributions un à un. La première distribution est celle du signal, centrée et réduite. La seconde est celle d'une loi normale $\mathcal{N}(0, 1)$. Si les deux populations sont semblables alors les points bleus sont alignés sur la première bissectrice (en noir). C'est le cas ici. Les seuls quantiles qui dévient de la première bissectrice sont ceux situés aux extrémités de la distribution. Ce sont des valeurs très élevées en valeur absolue, représentatives des quelques petits artéfacts présents sur le signal (à $t=0, 65, 91, 98, 107, 152, 165$ s sur la figure 3.2). Le signal *PEVS* possède une distribution gaussienne.

La figure 3.6 présente les résultats obtenus avec le second examen de référence contenant des artéfacts (figure 3.3). La gaussienne (en vert) ne suit plus du tout l'histogramme. L'explication vient du calcul de l'écart-type de la distribution. Les artéfacts augmentent l'écart-type puisqu'ils ont une amplitude de l'ordre de 20 fois celle du signal utile. La courbe de Gauss se trouve donc élargie. Le phénomène est encore plus visible sur le diagramme quantiles-quantiles. La distribution peut être considérée comme gaussienne pour les quantiles centraux. Par contre, aux extrémités les quantiles dévient fortement de la première bissectrice. Ces quantiles correspondent aux artéfacts.

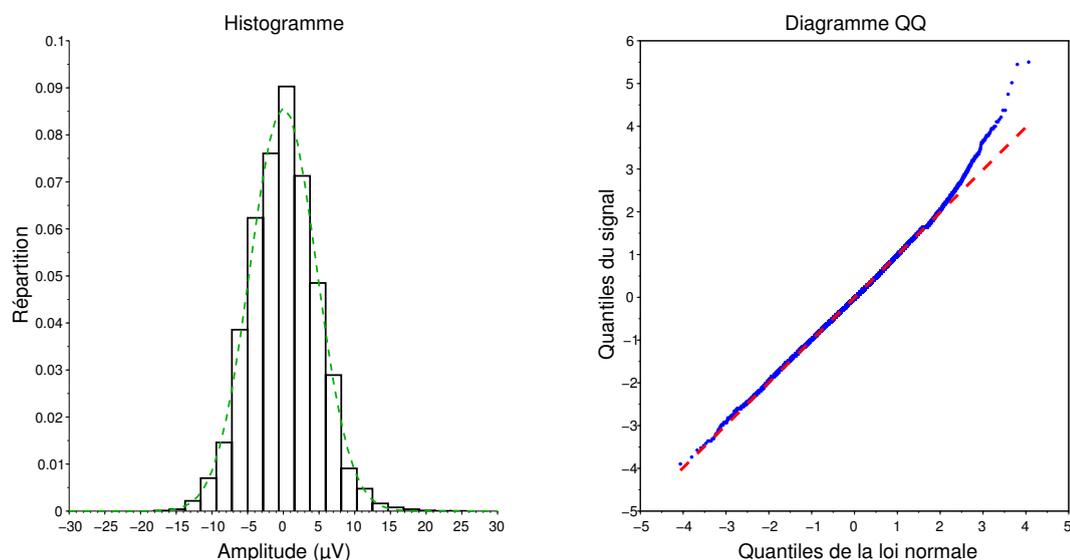
Pour que tous les signaux *PEVS* puissent être considérés comme gaussiens, il faut au préalable appliquer un filtrage afin de supprimer les artéfacts.

Blancheur

Un bruit blanc est un bruit pour lequel sa densité spectrale de puissance est répartie uniformément sur tout le spectre [143]. Un tel bruit ne peut exister puisqu'il aurait une puissance infinie. Un bruit réel est considéré comme blanc si sa densité spectrale de

Figure 3.5 Distribution des valeurs de l'examen de référence 1

Description : À gauche se trouve l'histogramme des valeurs du signal de l'examen de référence 1 avec la courbe de Gauss associée en vert. À droite, le diagramme quantile-quantile compare la distribution des valeurs du signal, centrée et réduite avec la loi normale $\mathcal{N}(0, 1)$



puissance est répartie uniformément jusqu'à la moitié de la fréquence d'échantillonnage.

Le spectre de l'examen de référence 1 est représenté sur la figure 3.4. Les pics situés à 12, 24 et 36 Hz représentent la réponse du système visuel à la stimulation. Le bruit est contenu dans toutes les autres fréquences. Un creux est observable à 50 Hz, dû au filtre réjecteur. Jusqu'au second harmonique (12 Hz), la densité spectrale est constante. Par contre, après le second harmonique, le bruit s'apparente davantage à un bruit rose. Le bruit rose possède une énergie constante par bande d'octaves.

Une autre manière de vérifier qu'un bruit est blanc, est de calculer sa fonction d'auto-corrélation. Elle doit être nulle sauf à l'origine. La figure 3.7 présente la fonction d'auto-corrélation de l'examen de référence 1. On peut y voir le pic d'amplitude situé à l'origine témoin du bruit blanc. On visualise aussi des oscillations qui sont dues au signal utile.

Figure 3.6 Distribution des valeurs de l'examen de référence 2

Description : À gauche se trouve l'histogramme des valeurs du signal de l'examen de référence 2 avec la courbe de Gauss associée en vert. À droite, le diagramme quantile-quantile compare la distribution des valeurs du signal, centrée et réduite avec la loi normale $\mathcal{N}(0, 1)$

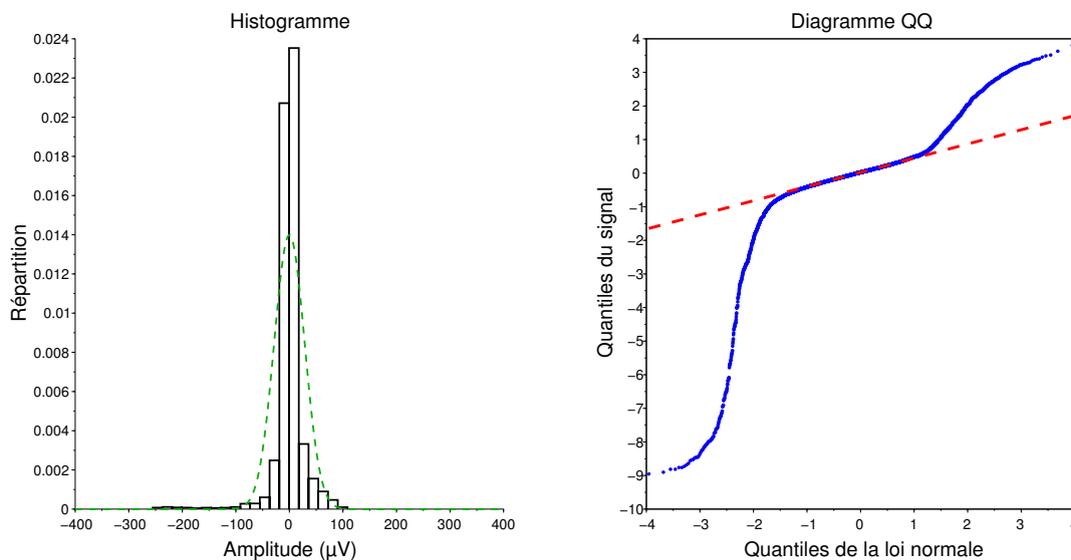
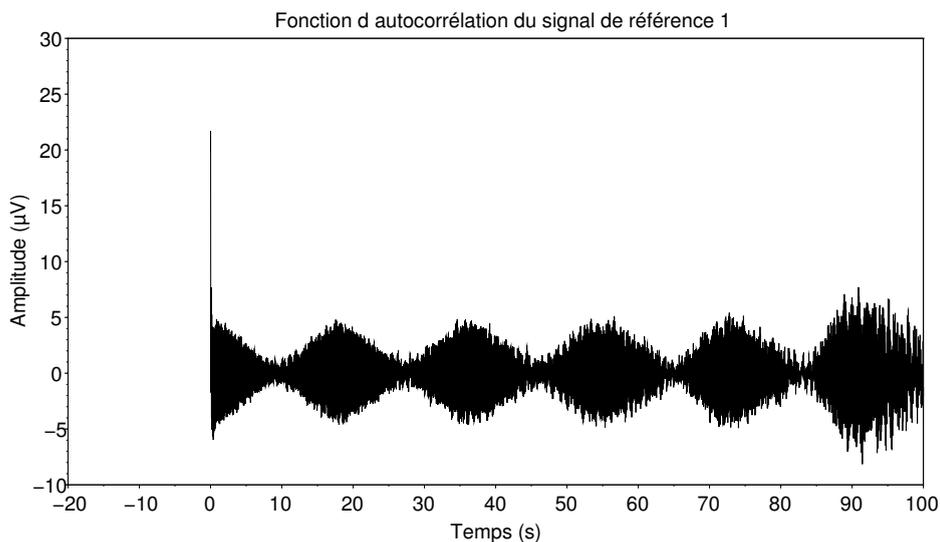


Figure 3.7 Autocorrélation de l'examen de référence 1



Compte tenu de ces deux représentations (spectre et auto-corrélation), le bruit peut être considéré comme blanc. Comme le bruit est blanc et gaussien, il est indépendant du signal utile.

Estimation du bruit

L'estimation du bruit dans un examen *PEVS avec stimulation par balayage* permet de déterminer :

- si le signal est exploitable
- si le signal utile estimé est représentatif de la réponse du système visuel ou non

La première condition implique une évaluation de l'amplitude du signal utile par rapport à l'amplitude du bruit, le rapport signal sur bruit. Si ce rapport est inférieur à 1, la réponse du système visuel n'est pas interprétable.

La seconde condition est très importante pour l'estimation de l'acuité visuelle du patient. L'analyse du spectre au niveau du cortex visuel sans stimulation montre que l'amplitude de la fréquence à 12 Hz n'est pas nulle. Lors de la stimulation, l'amplitude de la réponse du système visuel estimée ne peut donc pas valoir 0, même si les carreaux du damier sont trop petits pour être visibles par le patient. L'estimation du bruit permet donc de savoir à partir de quand l'amplitude de la fréquence à 12 Hz estimée n'est plus représentative de la réponse du système visuel.

Pour Norcia *et al* [132], la meilleure estimation du bruit consiste à calculer la moyenne des amplitudes des fréquences adjacentes et équidistantes du signal utile. Une étude bibliographique a été effectuée sur 48 publications traitant de l'examen *PEVS avec stimulation par balayage* afin de recenser les méthodes utilisées pour estimer le bruit en fonction de ν la fréquence de stimulation. Les résultats sont présentés dans la table 3.1.

L'estimation du bruit par le calcul de l'amplitude des fréquences adjacentes est la méthode la plus fréquente. Ensuite, les fréquences situées au-dessus de la fréquence d'analyse sont les plus utilisées. Ceci peut être expliqué par le rythme alpha qui est situé sous la fréquence d'analyse lorsque celle-ci est égale à 12 Hz. L'estimation du bruit est alors influencée par le rythme alpha du patient.

5 publications ne tiennent pas du tout compte du bruit dans l'interprétation des résultats et 4 publications l'estiment à 95% de l'amplitude maximale du signal utile. Or, nous avons vu que le bruit est du même ordre de grandeur, voire plus grand que le signal utile et dépend des conditions d'examens. Ces deux méthodes sont donc inadaptées car dans tous les cas, le logiciel trouve une réponse du système visuel, mais n'a aucun moyen de vérifier si elle est représentative ou non.

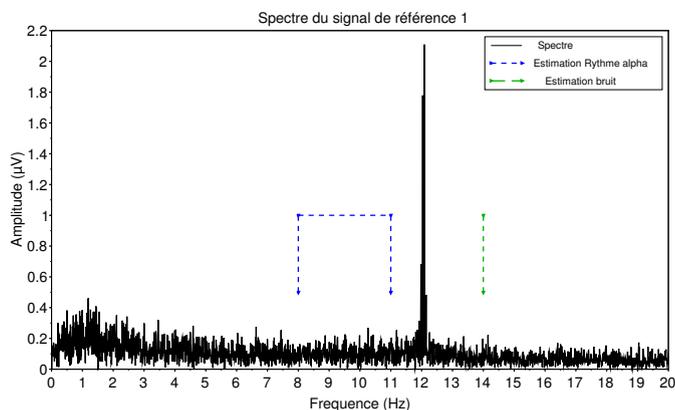
<i>Méthodes d'estimation</i>	<i>Publications</i>
Non mentionné	11 [8, 24, 27, 47, 51, 109, 114, 120, 128, 147, 190]
Moyenne des fréquences adjacentes vers $\pm 0.08\nu$	10 [9, 37, 48, 102, 141, 149, 194, 197, 198, 199]
Moyenne des fréquences adjacentes vers $\pm 0.17\nu$	3 [15, 36, 173]
Fréquence vers 1.16ν	6 [28, 71, 96, 133, 134, 203]
Fréquence vers 1.08ν	3 [72, 79, 97]
Fréquence vers 0.9ν	5 [67, 76, 146, 163, 181]
Fréquence vers 0.8ν	1 [92]
Pas d'estimation	5 [31, 83, 168, 185, 188]
95% de l'amplitude maximale du signal utile	3 [110, 158, 159]
Fréquence à ν yeux fermés	1 [179]

TABLE 3.1 – Estimation du bruit en fonction de ν la fréquence de stimulation

Dans cette thèse, l'amplitude du bruit est estimée uniquement à partir de la fréquence à 14 Hz car comme nous le verrons dans la partie résultats, l'estimation de l'amplitude du bruit à 13 Hz est influencée par l'amplitude de la réponse du système visuel à 12 Hz. En outre, l'amplitude des fréquences de 8 à 11 Hz est estimée séparément afin de pouvoir évaluer plus précisément le rythme alpha du patient.

Figure 3.8 Fréquences analysées

Description : La fréquence à 14 Hz permet d'estimer le bruit à 12 Hz lorsqu'il n'y a pas de réponse du système visuel. Les fréquences entre 8 et 11 Hz permettent d'estimer le rythme alpha du patient.



3.1.6 Modélisation du signal

Grâce à la description du signal qui a été faite dans cette section, voici la modélisation du signal potentiels évoqués visuels stationnaires qui est proposée dans cette thèse ;

$$s(t) = A(t) \sin(2\pi\nu t + \phi(t)) + b(t) + \text{artefacts} \quad (3.6)$$

Avec A l'amplitude du second harmonique qui varie en fonction de la fréquence spatiale, $\nu = 12/Fe$ la fréquence de la réponse du système visuel normalisée, t l'indice temporel, $t \in [1 : N]$ avec N le nombre d'échantillons du signal, ϕ la phase du second harmonique et $b \sim \mathcal{N}(m, \sigma)$ un bruit blanc gaussien.

Cette modélisation va permettre de sélectionner les meilleures méthodes de traitement des potentiels évoqués visuels stationnaires.

3.2 Le débruitage des potentiels évoqués visuels stationnaires

Malgré le filtrage des signaux potentiels évoqués visuels stationnaires lors de leur acquisition, le bruit est toujours une contrainte pour leur analyse. Pour rappel, le filtrage initial est constitué d'un filtre passe-bas de 300 Hz, d'un filtre passe-haut de 0.1 Hz et d'un filtre réjecteur à 50 ou 60 Hz selon la fréquence du secteur du pays. La réponse du système visuel est située à 12 Hz. Même si le filtrage est performant, le bruit est toujours présent dans les bandes de fréquences intermédiaires (entre 0.1 Hz et 50-60 Hz puis entre 50-60 Hz et 300 Hz). De plus, des artéfacts (mouvements des yeux, clignements, mouvements du corps) viennent perturber l'estimation de l'amplitude de la réponse. Il est donc nécessaire d'appliquer à nouveau un traitement afin d'améliorer le rapport signal sur bruit et de réduire significativement les artéfacts.

Dans cette partie, plusieurs méthodes de traitement du signal adaptées aux *PEVS* sont testées afin de connaître leur impact sur l'élimination du bruit. Mais dans un premier temps, une brève présentation des méthodes qui n'ont pas été retenues est faite afin de mieux appréhender le problème.

3.2.1 Les méthodes non retenues

Analyse en composantes indépendantes

L'analyse en composantes indépendantes (ACI) permet d'isoler les différentes sources d'un signal grâce à plusieurs capteurs. Pour fixer les idées, on prend souvent comme exemple celui d'une salle contenant plusieurs personnes qui parlent en même temps. Les personnes doivent s'exprimer indépendamment les unes des autres pour pouvoir appliquer la méthode. Il ne s'agit pas d'une chorale par exemple, car l'ACI impose que les sources soient indépendantes statistiquement. Cette salle est équipée de plusieurs microphones dont le nombre est au moins égal au nombre de personnes présentes dans la pièce. En analysant les données issues de ces microphones, l'ACI permet de retrouver chaque discours des personnes présentes.

Cette méthode est souvent utilisée pour l'analyse de l'électroencéphalogramme [52, 107, 180]. Les différentes régions du cerveau produisent des signaux électriques que l'on peut récupérer grâce à des électrodes placées judicieusement. Les électrodes sont les capteurs de l'ACI. Suivant la position de ces capteurs, le signal reçu est différent. Ainsi, on peut déterminer quels sont les « messages » envoyés par les différentes zones du cerveau lors d'une stimulation. Plus le nombre d'électrodes est élevé, plus la cartographie du cerveau

est précise. Une autre application dans le domaine de l'électrophysiologie consiste à placer des électrodes à proximité des yeux. Ainsi les mouvements oculaires et les clignements sont captés et peuvent être dé-corrélés d'un autre enregistrement [6, 62, 84, 85, 129].

Cette dernière application pourrait éliminer le bruit dû aux mouvements oculaires et aux clignements dans notre signal. Mais ce qui est applicable dans un laboratoire de recherches sur des sujets adultes ne l'est pas forcément dans une salle d'examen. En effet, la plupart des jeunes enfants supportent très mal la pose d'électrodes sur leur tête et essayent de les enlever à toutes occasions. Le mécontentement se traduit aussi par de la colère et de la peur (contraction des muscles du visage et pleurs) qui nuisent à l'acquisition des signaux pendant l'examen. L'ajout d'électrodes supplémentaires à celles indispensables à l'exécution de l'examen est donc peu envisageable dans ces conditions. Le bénéfice que pourrait apporter la mise en place de ces électrodes ne contrebalance pas le traumatisme psychologique supplémentaire de l'enfant ainsi que la durée de préparation plus longue.

Matching pursuit

Le matching pursuit appliqué à l'étude des signaux unidimensionnels, consiste à décomposer un signal selon une base de données de signaux préétablis appelée dictionnaire [117]. Un exemple de matching pursuit très simple et qui est très souvent utilisé est la transformée de Fourier à court terme. Le signal est décomposé par rapport à un dictionnaire contenant des sinus et des cosinus. La transformée en ondelettes est aussi un matching pursuit dont le dictionnaire contient toutes les ondelettes de la famille utilisée. Ces deux techniques de traitement du signal sont des cas particuliers de matching pursuit. Il est possible d'aller beaucoup plus loin avec cette méthode puisqu'avec une seule fonction d'analyse l'échelle, le temps et la fréquence peuvent changer indépendamment :

$$g_I(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} g\left(\frac{t-u}{s}\right) \exp(i\epsilon t)$$

Avec g_I la famille de signaux, s l'échelle, u la translation, ϵ la modulation de fréquence. Cette technique, en raison de sa flexibilité, pourrait correspondre à un grand nombre de signaux électrophysiologiques. Mais la contrepartie est que plus le dictionnaire est grand plus la méthode est coûteuse en temps de calcul.

Il faut donc, pour limiter le temps de traitement, fixer ou restreindre des paramètres. Par exemple, pour la transformée de Fourier à court terme, la famille de signaux est uniquement composée de sinus et de cosinus, l'échelle est constante (égale à la taille de la fenêtre), le temps est échantillonné uniformément. Pour la transformée en ondelettes, la famille de signaux est définie par une seule fonction (appelée ondelette mère) et la

modulation en fréquence est limitée par l'échelle d'analyse (notion de pseudo-fréquence en fonction de l'échelle).

La technique de matching poursuit n'est pas totalement rejetée. La transformée de Fourier à court terme est actuellement la méthode utilisée pour analyser les signaux potentiels évoqués visuels. La transformée en ondelettes s'avère être une bonne méthode de débruitage (paragraphe 3.2.3). De plus, la méthode matching poursuit a déjà été utilisée avec succès dans la détection d'épilepsies [65] ou des fuseaux de sommeil [56]. On aurait donc pu imaginer la construction d'un dictionnaire spécifique aux signaux potentiels évoqués visuels stationnaires. Le problème de cette construction est que, dans le domaine de la médecine et plus précisément dans le cadre de l'étude des potentiels évoqués visuels, le but n'est pas d'avoir des signaux parfaits, ni de retrouver un signal connu à l'avance. Au contraire, il faut que le signal puisse être représentatif de la pathologie s'il y en a une. De plus en fonction des conditions d'examens et du patient, les signaux diffèrent beaucoup et sont souvent très bruités. Enfin, malgré les recherches, la connaissance des signaux potentiels évoqués visuels n'est pas encore complète. La composition d'un dictionnaire exhaustif spécifique à l'examen est donc complexe.

L'analyse en composantes indépendantes et le matching poursuit sont des techniques qui ont fait leurs preuves pour le traitement des signaux électroencéphalographiques. Néanmoins, elles ne sont pas adaptées à l'examen *PEVS avec stimulation par balayage*. L'une n'est pas envisageable car elle nécessite la pose de plusieurs électrodes supplémentaires sur des enfants qui les supportent difficilement. L'autre demande une connaissance précise des signaux potentiels évoqués visuels ce qui n'est pas le cas actuellement.

3.2.2 Le moyennage

Principe théorique et méthodes

La technique la plus utilisée pour débruiter un signal ou une image est le moyennage. En traitement d'images, elle permet d'atténuer les contrastes et d'uniformiser une image, jusqu'à la flouter si un grand nombre de pixels est pris en compte. En traitement des signaux, lorsque la moyenne mobile de plusieurs échantillons d'un signal est calculée, cela a pour effet d'atténuer les variations rapides du signal. En outre, lorsque plusieurs signaux possédant les mêmes caractéristiques sont moyennés, cela a pour effet d'améliorer la fiabilité de l'interprétation.

La moyenne est un filtre passe-bas à réponse impulsionnelle finie, ayant pour équation :

$$y(t) = \sum_{i=1}^n A_i x_i(t) \quad (3.7)$$

Avec x_i les signaux (ou échantillons) à moyenner, A_i les coefficients de pondération, n le nombre de signaux (ou échantillons) à moyenner et y la sortie du filtre. Si les coefficients de pondération sont égaux, alors chaque signal (ou échantillon) est pris en compte de la même manière dans le résultat de la moyenne. Sinon, il est possible de choisir de privilégier certains signaux, en fonction de leur Rapport Signal sur Bruit (ang. SNR : Signal to Noise Ratio) (RSB) par exemple.

C'est la technique la plus utilisée pour le traitement des potentiels évoqués visuels depuis les débuts [35, 34]. Pour cela, il faut que le stimulus soit présenté plusieurs fois au patient avec la même échelle de temps. Ici le stimulus est le balayage de fréquences spatiales. En partant de l'hypothèse que le bruit est aléatoire et indépendant du stimulus (asynchrone), la somme pondérée de plusieurs réponses entraîne une annulation du bruit et une conservation de la réponse du système visuel qui, elle, est synchrone à la stimulation. On a donc une augmentation du *RSB*. Si les signaux constituent une suite de variables aléatoires indépendantes identiquement distribuées de moyenne nulle, l'amélioration du *RSB* est proportionnelle à \sqrt{n} avec n le nombre de signaux moyennés [150].

Modélisation

Une modélisation d'un signal *PEVS avec stimulation par balayage* a été effectuée sous Scilab [166]. Il s'agit d'un signal sinusoïdal de fréquence $F_s = 12$ Hz et de fréquence d'échantillonnage $F_e = 193.28$ Hz, auquel un bruit blanc gaussien de moyenne nulle et d'écart type égal à 3 a été ajouté.

$$s(t) = \sin(2\pi\nu t) + b(t) \quad (3.8)$$

Avec $\nu = 12/193.28$ la fréquence normalisée, t l'indice temporel, $t \in [1 : N]$ avec N le nombre d'échantillons du signal et $b \sim \mathcal{N}(0, 3)$ un bruit blanc gaussien. Ces valeurs ont été choisies afin de modéliser le comportement réel d'un signal issu d'un examen. 5 portions du signal de 10 secondes chacune ont été moyennées en prenant soin de commencer à des multiples de la période du signal.

D'autre part, le même procédé a été repris sur des signaux réels provenant d'examens effectués au sein de METROVISION et du Centre Hospitalier Universitaire de Lille. Les 5 portions correspondent aux différents balayages de fréquences spatiales visualisés par les

patients.

Résultats

Pour vérifier expérimentalement la réduction du bruit par moyennage, le signal utile ainsi que le bruit du signal de l'équation 3.8 ont été analysés. La Densité Spectrale de Puissance (ang. PSD : Power Spectral Density) (DSP) du signal utile correspond à l'énergie du signal contenue dans les fréquences allant de 11.9 à 12.1 Hz. La densité spectrale du bruit DSP_B correspond à l'énergie du signal contenue dans les fréquences allant de 0 à 11.9 Hz et de 12.1 à 96.64 Hz ($Fe/2$). Ces deux valeurs ont été divisées par la taille de la gamme de fréquences prise en compte. Le rapport signal sur bruit (RSB) est calculé en divisant la valeur de la densité spectrale de puissance du signal utile par la densité spectrale de puissance du bruit. Les valeurs de RSB et de DSP_B ont été reportées dans les tables 3.2 et 3.3, suivant si elles ont été calculées sur une seule portion de signal de 10 secondes ou sur la moyenne de 5 portions de 10 secondes. Dans la dernière colonne des tables, le rapport indique le coefficient d'amélioration du RSB ou de la réduction de la densité spectrale de puissance du bruit apportée par le moyennage.

	1 portion	MOYENNE de 5 portions	Rapport
RSB	14.08	30.29	2.15

TABLE 3.2 – Vérification des effets du moyennage sur le rapport signal sur bruit pour un signal simulé (équation : 3.8)

RSB = rapport signal sur bruit, 1 portion = 10 secondes du signal, rapport = amélioration du rapport signal sur bruit

	1 portion	MOYENNE de 5 portions	Rapport
DSP_B	117.49	52.68	2.23

TABLE 3.3 – Vérification des effets du moyennage sur la densité spectrale de puissance pour un signal simulé (équation : 3.8)

DSP_B = densité spectrale de puissance du bruit (unité : $\mu V^2 Hz^{-1}$), 1 portion = 10 secondes du signal, rapport = réduction de la densité spectrale de puissance du bruit

La technique améliore significativement le rapport signal sur bruit pour ce type de signaux. Avant le moyennage, le rapport signal sur bruit est de 14.08 contre 30.39 après le moyennage. Le rapport entre les deux RSB trouvé donne 2.15 ce qui est voisin de $\sqrt{5} = 2.23$. Le rapport entre les deux densités spectrales de puissance du bruit est quant à lui de 2.23 soit la valeur exacte de $\sqrt{5}$.

Le moyennage donne de bons résultats pour amélioration du rapport signal sur bruit dans le cadre de signaux simulés. Il faut désormais évaluer son impact sur des signaux

réels.

Pour se faire, le signal utile et le bruit ont été analysés pour 5 examens cliniques (E1 à E5) provenant de différents patients. Les portions de signal utile ici sont les périodes du signal où le système visuel du patient est stimulé par le balayage de fréquences spatiales. Les valeurs de RSB et de DSP_B ont été calculées, de la même manière que précédemment, sur une moyenne de 5 balayages de fréquence spatiale ainsi que pour chaque balayage (B_i). Les résultats sont reportés dans les tables 3.4 et 3.5.

	RSB Moyenne	RSB B1	RSB B2	RSB B3	RSB B4	RSB B5	Rapport
E1	31.87	20.33	14.56	15.08	16.92	14.12	1.98
E2	5.97	2.28	1.31	2.93	2.70	6.03	1.95
E3	19.73	11.82	10.31	8.77	9.72	10.42	1.93
E4	10.48	4.25	3.47	5.08	8.69	7.73	1.79
E5	25.20	15.88	13.00	12.79	15.39	11.83	1.83

TABLE 3.4 – Amélioration du RSB par moyennage

Rapport signal sur bruit de 5 examens cliniques (E1 à E5). La première colonne indique le RSB de la moyenne des 5 balayages. Les 5 colonnes suivantes indiquent le RSB de chaque balayage individuellement (B1 à B5). Le rapport (dernière colonne) indique l'amélioration moyenne du RSB lorsqu'il est calculé sur la moyenne de 5 balayages

	DSP_B Moyenne	DSP_B B1	DSP_B B2	DSP_B B3	DSP_B B4	DSP_B B5	Rapport
E1	191.92	391.55	429.19	408.78	425.29	411.75	2.15
E2	584.59	1415.0	1492.7	1180.5	1332.0	1275.8	2.29
E3	312.58	677.39	599.33	614.58	598.23	554.55	1.95
E4	186.71	404.99	433.79	434.79	376.74	332.89	2.12
E5	192.14	450.62	419.62	421.67	409.46	430.38	2.22

TABLE 3.5 – Réduction de la densité spectrale de puissance du bruit par moyennage

Densité spectrale de puissance du bruit de 5 examens cliniques (E1 à E5). La première colonne indique la DSP_B de la moyenne des 5 balayages. Les 5 colonnes suivantes indiquent la DSP_B de chaque balayage individuellement (B1 à B5). Le rapport (dernière colonne) indique la réduction moyenne de la densité spectrale du bruit lorsqu'elle est calculée sur la moyenne de 5 balayages

Grâce au moyennage, le rapport signal sur bruit d'un signal $PEVS$ est amélioré de 1.90 ± 0.04 lorsque l'on applique un moyennage de 5 balayages par rapport au RSB d'un balayage seul. De même, la densité spectrale de puissance du bruit est réduite de 2.15 ± 0.06 en moyenne dans les mêmes conditions.

On peut noter que l'amélioration du rapport signal sur bruit n'est qu'à 85% de celle espérée (RSB espéré = 2.23). Ceci est dû aux différences d'amplitude de signal utile qu'il peut y avoir entre différents balayages et pendant le balayage. En effet, l'amplitude du

bruit est en principe constante pendant toute la durée de l'examen alors que l'amplitude du signal utile varie. Elle est à son maximum autour des basses fréquences spatiales et elle diminue au fur et à mesure que la fréquence spatiale augmente. De plus, comme l'amplitude n'est pas exactement la même d'un balayage à l'autre, il peut y avoir des phénomènes de suppression du signal utile. Dans la simulation précédente avec le signal d'équation 3.8, l'amplitude du signal utile était constante.

La réduction du bruit sur les signaux réels avoisine la valeur souhaitée (96%). Ce résultat montre que l'hypothèse de départ indiquant que le bruit électroencéphalographique est aléatoire et indépendant du signal utile est cohérente. D'autre part, ce résultat met en évidence l'utilité du moyennage pour réduire le bruit des signaux potentiels évoqués visuels stationnaires.

Conclusion

La technique de moyennage est un bon moyen d'améliorer le rapport signal sur bruit. La moyenne de 5 balayages permet une augmentation de plus de 90% du *RSB* obtenu avec un seul balayage et une réduction de 115% de la densité spectrale du bruit.

3.2.3 La transformée en ondelettes

Principe théorique et méthodes

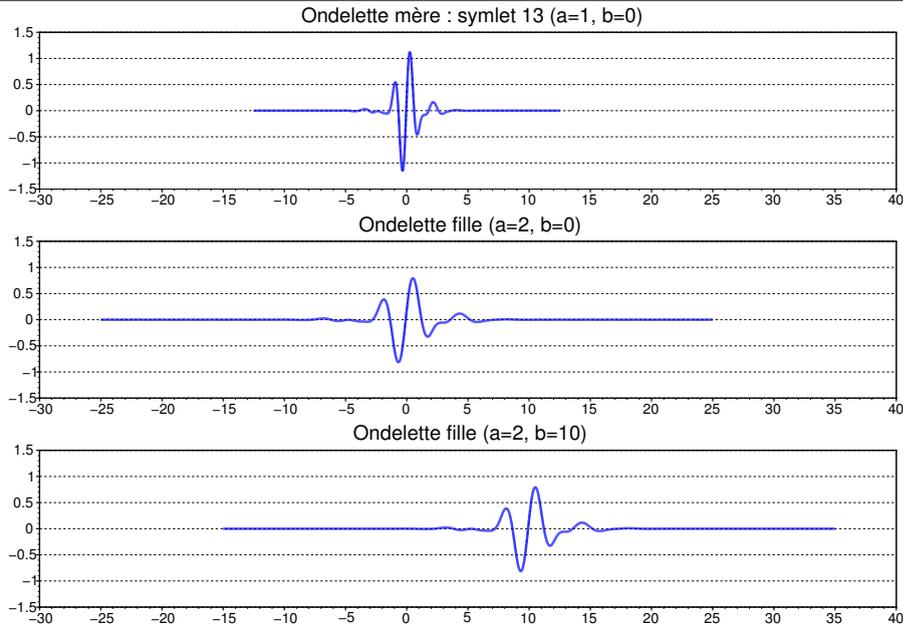
La transformée en ondelettes est née de la volonté des ingénieurs de contrer les limitations en résolution de la transformée de Fourier à court terme. Avant leur formalisation mathématique par Meyer en 1990 [121], les ondelettes existaient dans plusieurs domaines dont le plus connu est la détection du pétrole [124]. Aujourd'hui, elles sont largement utilisées dans de nombreux champs d'applications nécessitant de la compression de données (le format JPEG2000 est basé sur cet algorithme) ou du débruitage. Dans le domaine de l'électrophysiologie, les ondelettes sont couramment utilisées pour l'analyse des ECG (électrocardiogrammes) [2].

La transformée en ondelettes est une décomposition d'un signal ou d'une image par rapport à un dictionnaire d'ondelettes $\psi(a, b)$ composé d'une ondelette mère ψ et de ses ondelettes filles (aussi appelé atomes) obtenues par changement d'échelle a et translation b de l'ondelette mère (figure 3.9).

Pour faire une analogie avec la transformée de Fourier à court terme (paragraphe 3.3.2), le paramètre a est équivalent à la taille de la fenêtre d'analyse et b est équivalent au pas de la transformée. Pour continuer l'analogie, une ondelette peut être comparée à une fonction

Figure 3.9 Ondelette mère et filles

Description : En haut de la figure est représentée l'ondelette mère symétrique 13 créée par Ingrid Daubechies. Deux ondelettes filles sont représentées en dessous. Pour la première, seule l'échelle a a été modifiée. Pour la seconde, l'échelle a et la translation b ont été modifiées.

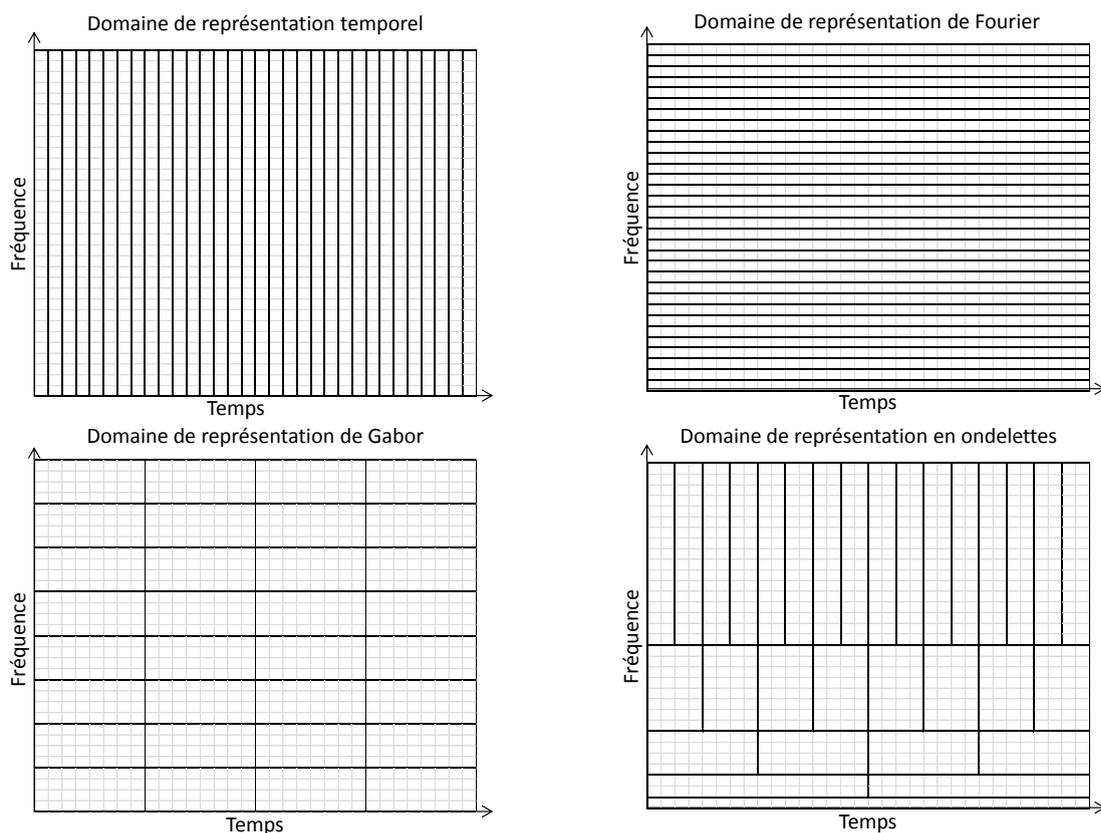


sinus ou cosinus multipliée par une fenêtre d'analyse ; à la différence que la fonction de l'ondelette n'est pas nécessairement sinusoidale, mais elle oscille autour de zéro.

Le changement d'échelle a entraîne une contraction (ou une dilatation) de l'ondelette mère. Cela a pour conséquence de modifier la taille de la fenêtre d'analyse, ce qui n'est pas possible avec la transformée de Fourier à court terme qui a une taille de fenêtre unique. Lorsque l'ondelette est très localisée en temps (a petit), les oscillations sont très rapides. Inversement lorsque l'ondelette est peu localisée en temps (a grand), les oscillations sont très lentes. L'ondelette s'adapte donc à la fréquence qu'elle analyse (figure 3.10). Ainsi la transformée en ondelettes est capable de détecter des instabilités et des changements de fréquence de manière très précise en temps et en fréquence grâce aux paramètres a et b . C'est ce que l'on appelle analyse multirésolution et c'est pourquoi la transformée en ondelettes est adaptée à l'analyse des signaux non stationnaires.

Figure 3.10 Domaines de représentation en traitement du signal

Description : En haut à gauche est présentée la forme la plus classique de représentation des signaux : la représentation temporelle. Ici, le signal est parfaitement connu en temps mais par contre il n'y a aucune information sur les fréquences qui constituent le signal. Au contraire, en haut à droite, la représentation de Fourier décrit parfaitement le signal dans le domaine fréquentiel mais plus aucune information sur le domaine temporel n'est disponible. En bas à gauche, la représentation de Gabor qui est obtenue par transformée de Fourier à court terme (ou transformée de Gabor) permet d'avoir à la fois des informations temporelles et fréquentielles. Néanmoins cette représentation n'est pas optimale comparée à la transformée en ondelettes en bas à droite. En effet, la fenêtre d'analyse s'adapte à chaque fréquence du signal afin d'obtenir un meilleur compromis temps-fréquence.



Transformée en ondelettes continue

Soit ψ une fonction localisée. $\psi(t)$ est une ondelette si [122] :

ψ est réelle

$$\psi \in L^2$$

$$\begin{aligned}\|\psi\| &= 1 \\ \int_{\mathbb{R}} \psi(t) dt &= 0\end{aligned}$$

Les conditions précédentes reviennent à dire que les ondelettes sont des fonctions normalisées qui oscillent localement, de moyenne nulle.

Pour toute échelle $a \in \mathbb{R}^+$ et pour toute translation $b \in \mathbb{R}$, le dictionnaire (ondelette mère et ondelettes filles) est obtenu par [116] :

$$D = \left\{ \psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \right\} \quad (3.9)$$

Grâce à cette formule, il est clairement visible que lorsque a augmente le temps se dilate. Le coefficient $1/\sqrt{a}$ permet de maintenir une intégrale égale à 1 pour chaque ondelette fille.

L'analyse d'une fonction f d'énergie finie par ondelettes donne :

$$C_f(a, b) = \int_{\mathbb{R}} f(t) \overline{\psi_{a,b}(t)} dt \quad (3.10)$$

$C_f(a, b)$ représente l'ensemble des coefficients en ondelettes de la décomposition.

La transformée en ondelettes analyse le signal en commençant par les hautes fréquences (a petit) puis à chaque changement d'échelle, a augmente, l'ondelette fille analysante est par conséquent plus large dans le domaine temporel que la précédente, elle analyse donc des fréquences moins élevées.

La transformée en ondelettes inverse permet de retrouver le signal analysé grâce à la formule :

$$\begin{aligned}f(t) &= \frac{1}{K_\psi} \int_{\mathbb{R}^+ * \mathbb{R}} C_f(a, b) \psi_{a,b}(t) \frac{da db}{a^2} \\ K_\psi &= \int_0^{+\infty} \frac{|\psi(w)|}{|w|} dw\end{aligned} \quad (3.11)$$

Comme la plupart des ondelettes continues ne sont pas orthogonales, la transformée est très redondante. Elle peut être vue comme une combinaison infinie de filtres passe-haut. C'est-à-dire que certains coefficients partagent les mêmes informations à différentes échelles et différentes translations. La transformée en ondelettes continue est donc une méthode d'analyse robuste, mais très couteuse en temps de calcul. Souvent, cette redondance n'est pas nécessaire surtout si l'objectif de la transformée en ondelettes est de pouvoir débruiter ou compresser un signal ou une image, c'est-à-dire de réduire le nombre de coefficients. De plus, les signaux qui sont traités de nos jours par les ordinateurs sont des signaux discrets dont il n'est pas forcément utile de connaître tous les coefficients en ondelettes.

Partant de ce constat, c'est en 1989 que Stéphane Mallat a créé un algorithme rapide sans redondance : la transformée en ondelettes discrète [115].

Transformée en ondelettes discrète

Lorsque l'on se trouve dans un ensemble discret, la Transformée en Ondelettes Discrète (ang. DWT : Discrete Wavelet Transform) (TOD) permet de faire une analyse temps/fréquence d'un signal (ou d'une image) grâce à des bases orthonormées d'ondelettes. Afin de décomposer puis reconstruire exactement le signal grâce à un minimum de coefficients, les ondelettes doivent être mutuellement orthogonales, car l'orthogonalité garantit la non-redondance des coefficients. En parallèle, l'orthogonalité des ondelettes permet d'établir un lien avec les bancs de filtres classiques.

Dans le cadre d'une transformée en ondelettes discrète, l'échelle et la translation sont limitées aux valeurs entières définies par :

$$a = 2^j \text{ et } b = ka \text{ avec } j, k \in \mathbb{Z}$$

Si l'on reprend l'équation 3.9 avec les nouvelles valeurs de a et b , les atomes de la transformée en ondelettes discrètes peuvent s'écrire sous la forme :

$$\psi_{j,k}(t) = \frac{1}{\sqrt{2^j}} \psi \left(\frac{t - k(2^j)}{2^j} \right) \quad (3.12)$$

Avec t l'indice temporel, $t \in [1 : N]$ avec N le nombre d'échantillons du signal, j est appelé niveau de décomposition en ondelettes. Les atomes du dictionnaire d'ondelettes analysent donc le signal fréquentiellement par puissance de 2. Ceci constitue une succession de filtres passe-haut dont la fréquence de coupure du filtre de niveau j est égale à deux fois celle du niveau $j + 1$.

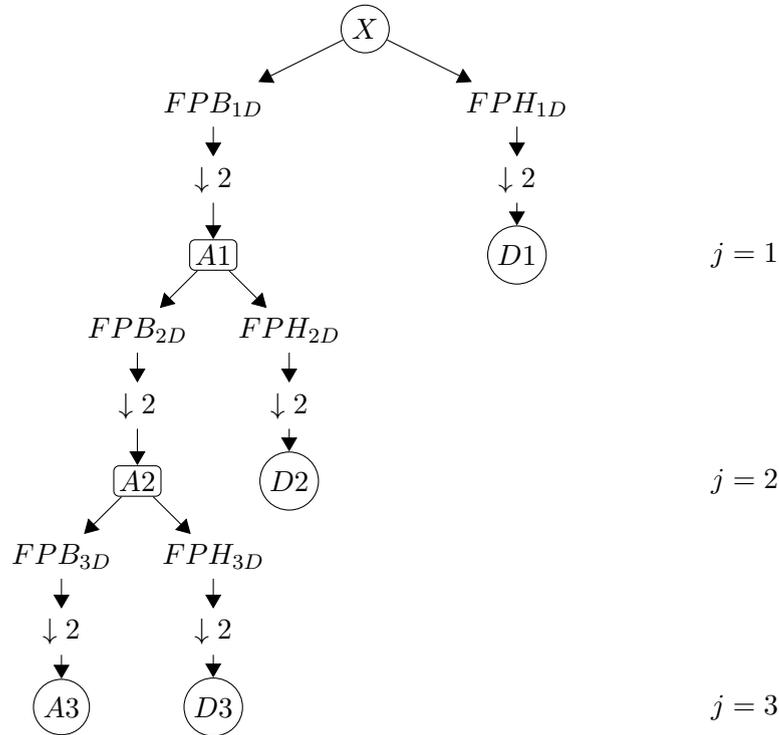
Mais pour pouvoir reconstruire exactement le signal de départ par transformée en ondelettes discrète inverse peu importe le niveau de décomposition j , il faut que l'on puisse récupérer les basses fréquences du signal. C'est pour cela que contrairement à la transformée en ondelettes continue, la transformée en ondelettes discrète nécessite une fonction d'échelle φ .

$$\varphi_{j,k}(t) = 2^{-\frac{j}{2}} \varphi(2^{-j}t - k) \quad (3.13)$$

Cette fonction permet d'approximer ce qu'il reste du signal initial à chaque niveau de décomposition j .

Dans l'implémentation de l'algorithme, la fonction d'échelle $\varphi_{j,k}$ est un filtre passe-bas

et l'ondelette $\psi_{j,k}$ est un filtre passe-haut. À chaque décomposition, le signal est décomposé selon le filtre passe-haut qui donne les coefficients de détails du signal et le filtre passe-bas qui donne les coefficients d'approximation du signal. Les coefficients résultants des différentes décompositions sont appelés détails ($D1$ à Dj , j étant le niveau de décomposition), et les coefficients restants sont appelés approximation Aj . Voici un schéma présentant le fonctionnement de la transformée en ondelettes discrète :



Avec X le signal initial, FPB_{jD} la convolution par filtre passe-bas de décomposition de niveau j , FPH_{jD} la convolution par le filtre passe-haut de décomposition de niveau j , $\downarrow 2$ la décimation par deux des coefficients trouvés (pairs ou impairs), Dj les coefficients de détails, Aj les coefficients d'approximation.

Au niveau fréquentiel, cela équivaut à décomposer le signal en bandes de fréquences. D'ailleurs, il est possible de retrouver approximativement la fréquence d'analyse d'une ondelette fille (appelée pseudo-fréquence) grâce à l'équation :

$$F_p = \frac{F_w F_e}{a}$$

Avec F_p la pseudo-fréquence, F_w la fréquence équivalente de l'ondelette mère (sans unité), a l'échelle et F_e la fréquence d'échantillonnage du signal analysé.

Les fréquences équivalentes des ondelettes mères les plus utilisées sont très proches, quelle que soit la famille d'ondelettes à laquelle elles appartiennent (Daubechies, Symétriques, Coiflets, Bathlets, Beylkin ...). Les filtres qu'elles engendrent possèdent donc, à peu de choses près, les mêmes fréquences de coupures. Voici une idée du découpage en fréquences des ondelettes au fur et à mesure des décompositions :

- Le premier niveau de détails $D1$ contient les coefficients de $Fe/2$ à $Fe/4$.
- Le second niveau de détails $D2$ de $Fe/4$ à $Fe/8$...
- et ainsi de suite, jusqu'au niveau de décomposition souhaité.
- Les coefficients d'approximation finaux A_j représenteront les fréquences de $Fe/(2^{j+1})$ à 0.

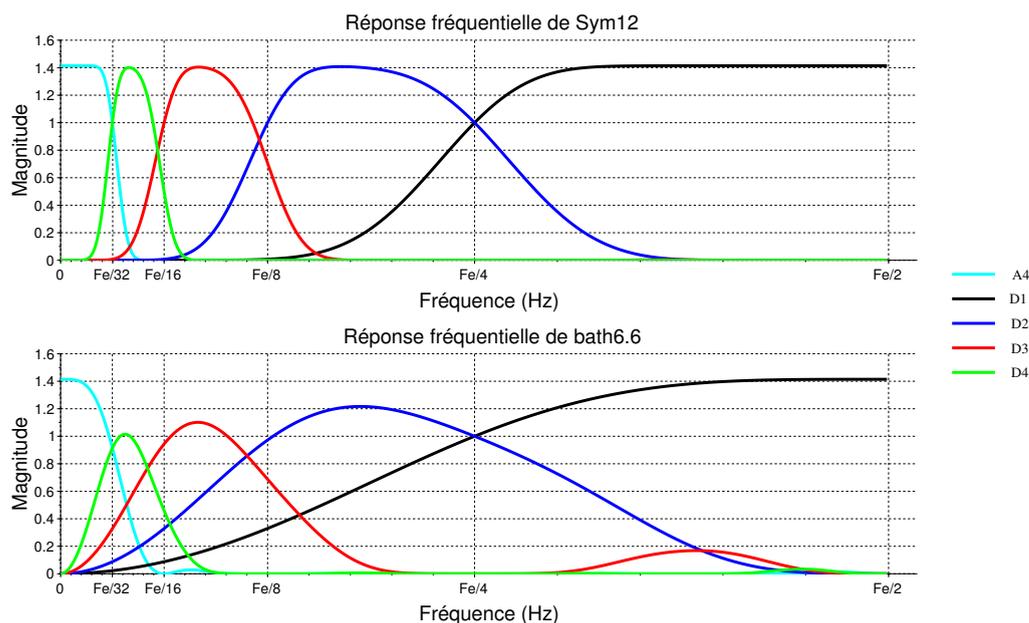
La figure 3.11 présente la réponse en fréquence de deux ondelettes, la symétrique 12 (de fréquence équivalente 0.70) et la Bathlet 6.6 (de fréquence équivalente 0.80).

Figure 3.11 Réponses fréquentielles de la transformée en ondelettes discrète pour l'ondelette symétrique 12 et la Bathlet 6.6.

Méthode : La réponse en fréquence des filtres (passe-haut et passe-bas) selon le niveau de décomposition a été calculée pour deux ondelettes ne provenant pas de la même famille.

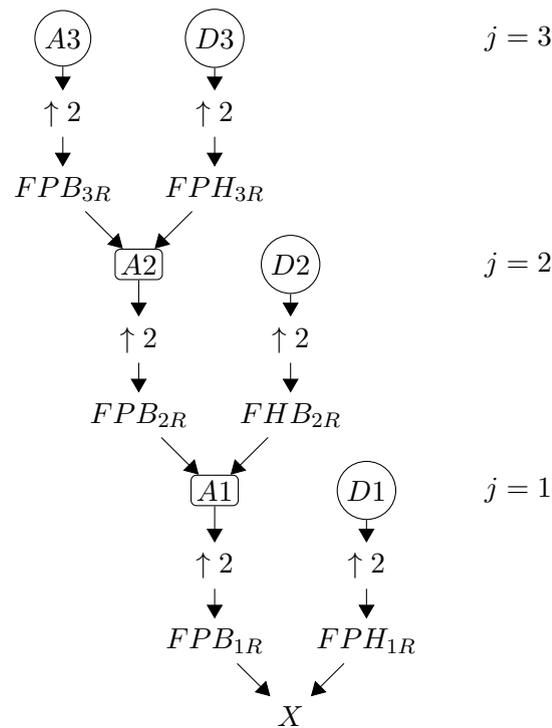
Paramètres : ondelettes = sym12 et bath6.6, décomposition = 4

Description : Fe représente la fréquence d'échantillonnage du signal à analyser. Pour l'ondelette symétrique, les bandes de fréquences sont très marquées et le signal est décomposé de manière relativement uniforme. Pour la bathlet, les filtres possèdent des rebonds et les bandes de fréquences sont loin d'être uniformes en amplitude.



Selon le nombre de coefficients du filtre et leurs valeurs, la réponse fréquentielle du filtrage est différente. Pour une même famille d'ondelettes, plus le nombre de coefficients est élevé, plus les pentes des différents filtres sur un diagramme de Bode ont un coefficient directeur élevé (en valeur absolue). En revanche, les fréquences de coupures ne changent que très peu. Donc, plus le nombre de coefficients est élevé, plus le filtre est sélectif tout en préservant la bande passante de signal utile.

Pour la reconstruction (c'est-à-dire la transformée en ondelettes discrète inverse), deux filtres miroirs en quadrature doivent être créés. L'un est le miroir du filtre passe-haut FPH_{jR} et l'autre est le miroir du filtre passe-bas FPB_{jR} . La décimation par deux de l'algorithme de décomposition est remplacée par une insertion de 0 tous les deux coefficients dans l'algorithme de reconstruction. Voici le schéma représentatif de la transformée en ondelettes discrète inverse :



Avec X le signal initial, FPB_{jR} la convolution par filtre passe-bas de reconstruction de niveau j , FPH_{jR} la convolution par le filtre passe-haut de reconstruction de niveau j , $\uparrow 2$ l'ajout de zéros entre deux coefficients, D_j les coefficients de détails, A_j les coefficients d'approximation.

Modélisation

Les performances des ondelettes dépendent fortement du signal qu'elles analysent. C'est pourquoi dans la mesure du possible, les ondelettes ne sont testées que sur les signaux réels de références des figures 3.2 et 3.3.

Néanmoins, il n'est pas aisé de vérifier la totalité des performances des ondelettes avec ces examens, car il n'est pas possible de connaître le signal utile réel (c'est ce que l'on cherche à évaluer). Pour cela une modélisation des signaux précédents est indispensable. Voici une modélisation possible des signaux *PEVS avec stimulation par balayage* :

$$s(t) = A(t) \sin(2\pi\nu t) + c_b b(t) + \text{artefacts} \quad (3.14)$$

$$A(t) = c_a \sin(2\pi\nu_2 t) + 1.5 \quad (3.15)$$

Avec $\nu = 12/Fe$ la fréquence de la réponse du système visuel normalisée, $\nu_2 = 0.05/Fe$, la fréquence normalisée de la modélisation de l'amplitude du balayage, t l'indice temporel, $t \in [1 : N]$ avec N le nombre d'échantillons du signal $b \sim \mathcal{N}(0, 10)$ un bruit blanc gaussien et c_a et c_b des constantes.

Le signal utile est :

$$A \sin(2\pi\nu t)$$

Le sinus de fréquence normalisée ν représente la fréquence de la réponse du système visuel à la stimulation de 12 Hz.

A représente l'amplitude de la réponse au cours du temps. Cette amplitude est modélisée par un sinus afin de simuler les variations d'amplitude du signal en fonction du balayage de la fréquence spatiale. Comme un balayage dure 10 secondes, l'amplitude de la réponse du système visuel décroît pendant ces 10 secondes puis remonte lorsque la fréquence spatiale est de nouveau minimale. Le sinus a donc pour fréquence $\nu_2 = 0.05$ Hz soit une période de 20 secondes. Le coefficient c_a permet de modifier l'amplitude du sinus. Une faible valeur de c_a modélise une faible réponse du système visuel. Une grande valeur de c_a modélise une forte réponse du système visuel.

artefacts représente les artéfacts ajoutés au signal. Il s'agit d'une suite d'artéfacts identiquement espacés. Le motif de base est un artéfact issu de l'examen figure 3.3. L'intervalle entre deux artéfacts est modifiable. Plus l'intervalle est petit, plus il y a d'artéfacts dans le signal.

Paramétrage

Choix de la décomposition

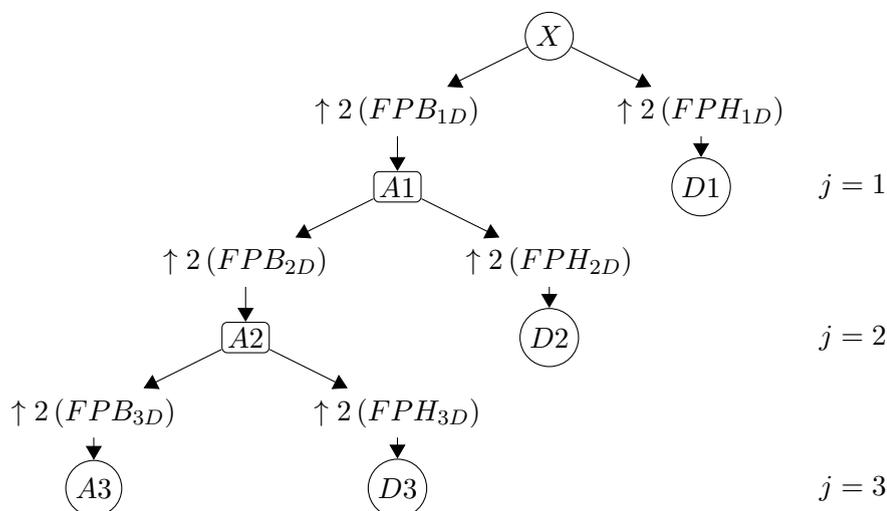
Dans l'algorithme de la transformée en ondelettes discrète (*TOD*, de l'anglais Discrete Wavelet Transform DWT), le passage d'une décomposition à une autre se fait en ne prenant en compte qu'un échantillon sur deux (c'est-à-dire les échantillons pairs ou impairs). Cette méthode permet d'avoir un résultat très rapide puisqu'elle ne génère que N coefficients (N étant la taille en échantillons du signal à analyser), quel que soit le niveau de décomposition souhaité. Sa complexité algorithmique est donc de N contre N^2 pour la transformée de Fourier et $N \ln(N)$ pour la transformée de Fourier rapide. Grâce aux N coefficients, il est possible de reconstruire exactement le signal de départ par transformée en ondelettes inverse. En contrepartie, cette faible complexité due à la décimation implique une perte de redondance des données à chaque décomposition. Ceci a pour conséquence que, lorsqu'un seuillage sur les coefficients d'ondelettes est effectué, la reconstruction du signal n'est plus invariante par translation temporelle [122]. En d'autres termes, si la *TOD* est effectuée sur un signal $X(t)$ et qu'une partie des coefficients est seuillée ; la transformée inverse donne un signal $\tilde{X}(t)$. Maintenant, si le même processus est appliqué à un signal $X(t + \delta)$, le signal retrouvé sera différent de $\tilde{X}(t + \delta)$.

Dans le cas de l'examen *PEVS avec stimulation par balayage*, la dimension temporelle est très importante puisqu'elle est corrélée à l'acuité visuelle du sujet qui doit être évaluée. L'invariance par translation temporelle est donc impérative. Plus la méthode de traitement du signal sera précise en temps, plus l'estimation de l'acuité sera proche de la réalité. Mais, pour débruiter le signal, il est indispensable de seuiller certains coefficients.

Pour pallier au défaut de la *TOD*, l'algorithme de la Transformée en Ondelettes Discrète Stationnaire (ang. SWT : Stationary Wavelet Transform) (*TODS*)² a été créé [42, 127]. À chaque décomposition, plutôt que de décimer les valeurs du signal à analyser, les filtres passe-haut et passe-bas usuels sont suréchantillonnés [122]. Ainsi le nombre de coefficients obtenus à chaque décomposition est égal à $2N$ (N =nombre d'échantillons du signal). N coefficients sont obtenus après le passage dans le filtre passe-bas et N coefficients sont obtenus après le passage dans le filtre passe-haut. Donc pour une décomposition de niveau j , il y aura $(j + 1)N$ coefficients contre simplement N coefficients avec la *TOD*.

Voici l'algorithme de la *TODS* :

2. aussi appelé TIWT (Translation Invariant Wavelet Transform), UDWT (Undecimated Wavelet Transform), OCWT(Over Complete Wavelet Transform)



Avec X le signal à décomposer, $\uparrow 2(FPB_{jD})$ convolution par le filtre passe-bas de décomposition suréchantillonné, $\uparrow 2(FPH_{jD})$ convolution par le filtre passe-haut de décomposition suréchantillonné, j est le niveau de décomposition, A_j les coefficients d'approximation et D_j les coefficients de détails.

La redondance des coefficients permet de rendre la transformée en ondelettes discrète invariante par translation comme la transformée en ondelettes continue. De manière plus générale, cet algorithme revient à faire la moyenne des différentes décompositions possibles à chaque niveau de décomposition, étant donné qu'il n'y a plus à faire de choix entre les échantillons (ou coefficients) pairs ou impairs. Cet algorithme a déjà été utilisé dans le domaine de l'électroencéphalographie dans [6].

La figure 3.12 montre les effets de cet algorithme comparé à celui de la *TOD*. Pour cette simulation, un extrait de signal issu de l'examen de référence 2 a été décomposé par transformée en ondelettes discrète (*TOD* à gauche et *TODS* à droite). Puis certains coefficients ont été seuillés. Enfin, une transformée en ondelettes discrète inverse (*IDWT* et *ISWT*) a été effectuée sur les coefficients restants. À droite de cette figure, la représentation par des niveaux de couleurs du signal reconstruit met en évidence l'invariance de la *TODS* par translation. En abscisses, on trouve le signal traité par ondelettes et en ordonnées la translation du signal initial. Les motifs sont clairement les mêmes d'une translation à l'autre et l'ensemble crée des lignes obliques parfaites avec un coefficient directeur égal 1. C'est-à-dire que la translation du signal initial est parfaitement restituée dans le signal retrouvé après transformée en ondelettes, seuillage et transformée en ondelettes inverse. Les résultats obtenus avec la *TOD* sont relativement similaires mais les motifs ne sont pas exactement les mêmes par translations. Le signal analysé ici étant un extrait d'examen,

il est possible de conclure que la *TOD* n'est pas adaptée aux signaux potentiels évoqués visuels stationnaires, contrairement à la *TODS*.

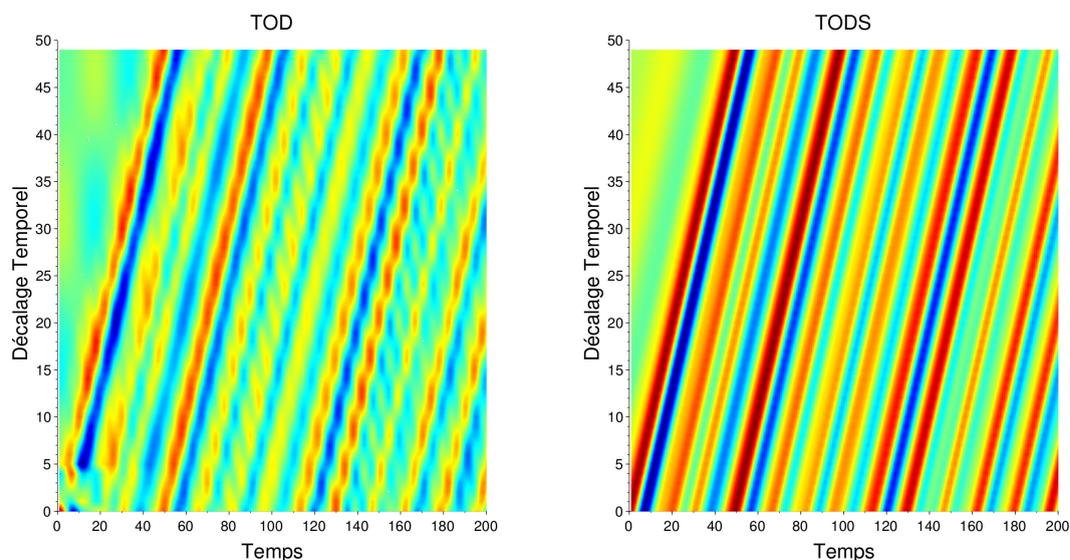
Figure 3.12 Effets du débruitage par seuillage des coefficients la *TOD* et la *TODS*

Méthode : L'expérience de base consiste à faire la transformée en ondelettes discrète d'un signal, de seuiller certains de ses coefficients, puis de faire la transformée inverse pour retrouver un signal temporel. Il s'agit d'un débruitage par ondelettes (voir paragraphe 3.2.3). Ces opérations sont réitérées pour les signaux suivants qui sont égaux au premier, hormis un décalage temporel par rapport à l'origine. À chaque itération, le signal est temporairement décalé d'un échantillon.

Paramètres : ondelette = sym13, décomposition = 4, algorithmes : *TOD* et *TODS*, seuillage = $[D0; D1; D2; A4] \Rightarrow 0$ $[D3; D4] \Rightarrow$ réduction des artéfacts (paragraphe 3.2.3), signal analysé = extrait de l'examen de référence 2 figure 3.3.

Description : Pour faciliter la compréhension du phénomène d'invariance par translation, les résultats ont été affichés en 2D. En ordonnée, on trouve le décalage temporel et en abscisse l'échelle temporelle du signal analysé. L'unité des deux axes est en échantillons. Le premier signal débruité sans décalage temporel est représenté à l'ordonnée $y=0$. Les couleurs représentent les valeurs des échantillons des signaux débruités. À gauche, les signaux ont été filtrés par transformée en ondelettes discrète (*TOD*). À droite, les signaux ont été filtrés par transformée en ondelettes discrète stationnaire (*TODS*). Grâce à la représentation 2D, il est facile de se rendre compte que la *TOD* n'est pas invariante par translation contrairement à la *TODS*. En effet, le signal débruité avec la *TODS* n'est pas le même quelque soit le décalage temporel contrairement à la *TOD*.

Conclusion : La *TODS* est mieux adaptée au débruitage de signaux de type potentiels évoqués visuels stationnaires. La redondance de ces coefficients lui confère une robustesse au seuillage supérieure comparée à celle de la *TOD*.



Choix de l'ondelette

Il existe une infinité d'ondelettes puisqu'il suffit que la fonction analysante possède les propriétés vues dans le paragraphe *transformée en ondelettes continue* 3.10. Mais toutes les ondelettes ne se valent pas. Pour choisir une ondelette, il faut d'abord définir le but de son utilisation et les signaux qu'elles doivent traiter. Ensuite, la recherche d'une ou plusieurs ondelettes de référence dans la bibliographie du domaine peut être une bonne piste pour faire une première sélection. En imagerie par exemple les ondelettes B-spline sont très souvent utilisées [5]. De manière générale, seule l'expérience détermine le choix d'une ondelette. Si ce n'est pas celle des confrères, il faut créer ses propres critères de sélection.

Pour pouvoir utiliser la décomposition en ondelettes dans l'optique de débruiter un signal, seules les ondelettes à filtres conviennent. Ce sont des ondelettes que l'on peut convertir en filtres à réponse impulsionnelle finie discrets (RIF). Ingrid Daubechies a largement contribué à la fabrication d'ondelettes à filtres puisqu'elle est à l'origine de trois familles : les ondelettes de Daubechies (dbN³), les ondelettes symétriques aussi appelées Symmlets (symN) et les ondelettes de Coifman aussi appelées Coiflets (coifN) [49]. D'autres ondelettes existent : les ondelettes biorthogonales (biorN et rbiorN), les bathlets (bathN), les ondelettes de Legendre (legN) et celles de Vaidyanathan (vaid), de Beylkin (beyl), de Meyer (dmey). Toutes ces ondelettes à filtres sont celles qui sont le plus utilisées aujourd'hui. Elles sont d'ailleurs implémentées dans des logiciels tels que Scilab [166].

La liste des ondelettes qui ont été prises en compte dans cette étude sont les suivantes :

- les Daubechies (db2 à db18)
- les symlets (sym2 à sym18)
- les coiflets (coif2 à coif5)
- les Legendre (legd1 à legd9)
- les bathlets (bath4.0 à bath4.15 et bath6.0 à bath6.15)
- la Meyer discrète (dmey)
- la Beylkin (beylkin)
- la Vaidyanathan (vaid)
- les biorthogonales B-spline (bior1.1 à bior6.8)
- les R-biorthogonales (rbior1.1 à rbior6.8)

soit 115 ondelettes.

Ces ondelettes possèdent des propriétés différentes dont voici certaines d'entre elles :

Orthogonalité : Une ondelette orthogonale permet d'appliquer les algorithmes de transformée en ondelettes discrète.

3. *N* permet de déterminer nombre de coefficients du filtre en fonction de sa famille.

Biorthogonalité : Une ondelette biorthogonales est une ondelette qui possède deux ondelettes mères et deux fonctions d'échelles. La première ondelette mère et la première fonction d'échelle servent à la décomposition. Les deux autres, qui servent à la reconstruction (transformée en ondelettes inverse), ne sont pas les miroirs des deux premières contrairement aux ondelettes orthogonales. Elles ont été créées pour pallier au compromis symétrie et reconstruction parfaite.

Symétrie : Une ondelette symétrique évite le déphasage dû au filtrage.

Reconstruction exacte : Le signal initial décomposé, puis reconstruit est retrouvé exactement.

Régularité : Une ondelette régulière permet une reconstruction du signal lisse et régulière. Plus le nombre de coefficients de l'ondelette est élevé, plus l'ondelette est régulière.

Nombre de moments nuls : Plus le nombre de moments nuls est élevé (que ce soit pour l'ondelette ou pour la fonction d'échelle), plus le nombre de coefficients d'ondelettes utiles pour reconstruire le signal est faible. Cette propriété est surtout utile pour la compression des données.

Support compact : Le support est la localisation de l'ondelette en temps. Une ondelette à support compact est une ondelette précise en temps.

De plus, chaque ondelette possède sa propre sélectivité au niveau fréquentiel. La figure 3.11 présentée précédemment montre la sélectivité fréquentielle de deux ondelettes de deux familles différentes. L'ondelette « bath6.6 » est moins sélective en fréquence que la « sym12 » car les bandes de fréquences de la réponse fréquentielle de cette dernière sont plus étroites. Plus l'ondelette est sélective, plus il est aisé d'éliminer des bandes de fréquences précises sans impacter le reste du spectre. Dans notre cas, c'est une propriété importante puisque le signal utile est localisé en fréquence.

Le choix de l'ondelette mère n'est pas aisé car il n'existe pas, à ma connaissance, de méthodologie de sélection commune à tous les signaux. Au contraire, à chaque application correspondent ses propres critères de sélectivité. Un premier tri peut être effectué à partir des propriétés décrites ci-dessus.

L'orthogonalité (ou la biorthogonalité) est une propriété respectée par toutes les ondelettes à filtres.

La symétrie (ou la presque symétrie) en revanche n'est pas respectée par l'ondelette de Meyer, ni par les ondelettes Daubechies. Or comme la phase du signal est une donnée importante pour l'estimation de l'amplitude de la réponse. Pour tester cette propriété sur les signaux *PEVS avec stimulation par balayage*, une simulation a été créée. Il s'agit d'un

sinus oscillant à 12 Hz dont la phase ϕ a été extraite d'un signal réel par transformée de Fourier à court terme.

$$s(t) = \sin(2\pi\nu t + \phi(t)) \quad (3.16)$$

Avec $\nu = 12/Fe$ la fréquence de la réponse du système visuel normalisée. Après une décomposition puis une reconstruction par transformée en ondelettes discrète avec les ondelettes mentionnées, la phase a été estimée sur le signal initial et sur le signal reconstruit. Aucune différence n'a été trouvée entre les deux estimations. Ce critère de sélection n'est donc pas applicable aux signaux *PEVS avec stimulation par balayage*.

La reconstruction exacte du signal est une propriété respectée par toutes les ondelettes si la totalité des coefficients est conservée pour la transformée en ondelettes inverse. En revanche, lorsque certains coefficients sont seuillés, la reconstruction diffère selon l'ondelette choisie. Afin de ne sélectionner que les ondelettes robustes au seuillage, le signal de l'équation 3.14 sans artéfact a été débruité en mettant à zéros tous les coefficients n'appartenant pas aux détails $D3$ et $D4$ qui contiennent le signal utile (voir section suivante). Dès lors, seules les ondelettes permettant de récupérer au moins 99% de l'amplitude du signal utile ont été conservées, à savoir : Beylkin, les coiflets 4 et 5, les Daubechies 7 à 18, les symétriques 7 à 18 et Vaidyanathan.

Le support compact est une propriété importante car le but de la transformée en ondelettes discrète ici est de pouvoir rejeter des artéfacts qui sont localisés. Toutes les ondelettes construites par Ingrid Daubechies sont à support compact (dbN, symN et coifN). C'est pourquoi elles sont conservées.

De plus, l'analyse de la réponse fréquentielle des filtres associés à ces ondelettes montre que ce sont celles qui offrent le meilleur compromis entre la conservation du signal utile, la stabilité de la phase et la sélectivité fréquentielle. Malheureusement, cette analyse fréquentielle ne permet pas d'aller plus loin dans la sélection des ondelettes.

Il reste donc les coiflets 4 et 5, les Daubechies 7 à 18 et les symétriques 7 à 18. Désormais, il faut instaurer des critères propres au filtrage des signaux potentiels évoqués visuels stationnaires pour départager les 26 ondelettes restantes⁴. En premier lieu, le filtrage est évalué sur des signaux simulés de manière à pouvoir comparer le signal débruité au signal sans bruit. Ensuite certains critères, lorsque c'est possible, sont comparés à ceux obtenus avec des signaux réels.

Le signal modélisé est le signal de l'équation 3.14. Grâce à cette modélisation, trois critères ont permis de sélectionner l'ondelette la plus adaptée.

1. L'erreur quadratique moyenne entre le signal sans bruit ni artéfact et le signal avec

4. La méthode de filtrage par seuillage de coefficients est décrite le paragraphe suivant.

bruit et artéfacts débruité par ondelettes (EQM_S)

2. L'erreur quadratique moyenne entre l'amplitude A (équation (3.15)) et l'amplitude estimée grâce au filtre de Kalman étendu⁵ après débruitage par ondelettes (EQM_A)
3. Le rapport entre l'amplitude du pic à 12 Hz du spectre du signal sans bruit ni artéfact et l'amplitude du pic à 12 Hz du spectre du signal débruité par ondelettes (A12)

La figure 3.13 illustre les résultats obtenus pour les différents critères.

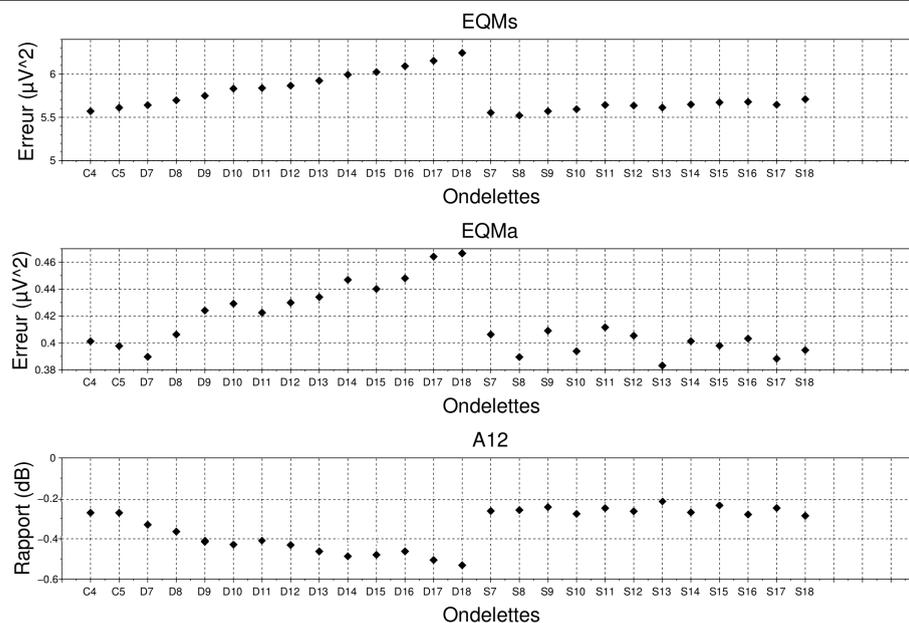
Figure 3.13 Critères d'évaluation des ondelettes sur un signal simulé

Méthode : Les trois critères erreur quadratique moyenne sur le signal (EQM_S), erreur quadratique moyenne sur l'amplitude (EQM_A) et rapport de l'amplitude du pic à 12 Hz A12 ont été calculés à partir du signal simulé (équation 3.14), débruité par ondelettes.

Paramètres : ondelettes = coiflets 4 et 5 (C4, C5), daubechies 7 à 18 (D7 à D18) et symlets 7 à 18 (S7 à S18), décomposition = 4, algorithmes = *TODS*, seuillage = $[D0; D1; D2; A4] \Rightarrow 0$ $[D3; D4] \Rightarrow$ réduction des artéfacts (paragraphe 3.2.3)

Description : L'erreur quadratique moyenne entre le signal sans bruit et le signal débruité est plus importante pour les ondelettes de Daubechies. Il en est de même pour l'erreur quadratique moyenne entre l'amplitude réelle du sinus à 12 Hz et l'amplitude estimée. De plus, la réduction du pic à 12 Hz est plus importante pour les ondelettes de Daubechies.

Conclusion : Ce sont les ondelettes de Daubechies qui sont les moins adaptées au débruitage des signaux *PEVS avec stimulation par balayage*.



5. présenté dans la section 3.3.3

Les coiflets et symlets de 8 à 10 sont celles qui réduisent le mieux les artéfacts. Ce phénomène est visible grâce aux erreurs quadratiques moyennes qui sont plus faibles pour ces ondelettes. De plus, l'amplitude du pic à 12 Hz est moins réduite pour ces ondelettes (de l'ordre de -0.4 dB).

Cette réduction est en partie due à l'ajout des portions de signaux réels dans le signal simulé. Comme les caractéristiques de l'amplitude du sinus à 12 Hz de ces portions ne sont pas les mêmes que celles de la simulation, il est normal de trouver une amplitude réduite sur le spectre.

Le critère final de sélection est le nombre de coefficients de l'ondelette mère et de la fonction d'échelle. Plus le nombre de coefficients est faible, moins il y a de calculs et donc plus le débruitage est rapide. Les coiflets ont $6N - 1$ coefficients soit 23 pour la coiflet 4 et 29 pour la coiflet 5. Les symlets ont $2N - 1$ coefficients soit 13 pour la symlet 8, 15 pour la symlet 9 et ainsi de suite. L'ondelette contenant le moins de coefficients étant la symlet 8, c'est celle qui est choisie pour le débruitage des signaux *PEVS avec stimulation par balayage*.

Seuillage des coefficients

Pour rappel, le but de l'utilisation de la transformée en ondelettes discrète est le débruitage des signaux potentiels évoqués visuels stationnaires. Cet objectif est impératif si le filtre de Kalman étendu est retenu pour l'estimation de l'amplitude de la réponse du système visuel. Pour cela, il faut enlever les fréquences qui ne sont pas contenues dans le signal utile et supprimer les artéfacts du signal.

Le débruitage par ondelettes passe par un seuillage de certains coefficients. La difficulté est de trouver une méthode, adaptée à chaque signal *PEVS avec stimulation par balayage*, permettant d'éliminer les coefficients contenant du bruit et des artéfacts. Il serait impossible de mettre en place des estimateurs qui minimiseraient l'erreur quadratique par exemple. Car dans la réalité, le plus souvent, le signal utile n'est pas connu à l'avance comme c'est le cas ici. Donc il n'est pas possible de comparer le signal utile avec son estimation. Néanmoins, il existe des méthodes de seuillage généralisées qui imposent des contraintes sur le signal, notamment l'hypothèse de bruit blanc. Le seuil le plus connu est de seuil universel de Donoho [54] :

$$\hat{C}_{a,b} = \begin{cases} C_{a,b} & |C_{a,b}| \geq \lambda \\ 0 & |C_{a,b}| < \lambda \end{cases} \text{ Avec } \lambda = \sigma \sqrt{2 \ln(N)} \quad (3.17)$$

$C_{a,b}$ représentent les coefficients en ondelettes d'échelle a et translation b , λ est le seuil

de Donoho et N est le nombre de coefficients en ondelettes.

Lors du seuillage, tous les coefficients (en valeur absolue) situés en dessous du seuil de Donoho sont mis à zéros. Dans le cas gaussien σ est généralement estimé de la manière suivante :

$$\hat{\sigma} = \text{mediane}(|D1|)/0.6745 \quad (3.18)$$

$\hat{\sigma}$ est une estimation de l'écart-type des coefficients de détails de $D1$.

Les coefficients de $D1$ ont été choisis, car ils sont représentatifs du bruit hautes fréquences du signal (de $Fe/4$ à $Fe/2$). Dans la plupart des cas, la fréquence du signal utile est très inférieure au quart de la fréquence d'échantillonnage. Donc à priori, $D1$ ne contient que du bruit. Et si le bruit du signal est gaussien alors l'écart-type du bruit de $D1$ est égal à l'écart-type du bruit de toutes les autres décompositions. Le seuillage permet donc d'enlever un bruit de faible amplitude à condition que la plupart des coefficients de $D1$ soient effectivement issus d'un bruit blanc gaussien relativement faible par rapport au signal utile. Le seuil de Donoho est utilisé dans de nombreux domaines comme le traitement d'image [57], la spectroscopie infrarouge [123], l'étude de l'électrocardiogramme [77], l'étude des potentiels évoqués transitoires [4, 59, 193]. Malheureusement, ce seuil ne peut pas être appliqué à nos données. En effet, le rapport signal sur bruit n'est pas assez élevé. Le seuillage est donc trop sélectif et a pour conséquence d'enlever des coefficients qui contiennent du signal utile. De plus, les signaux potentiels évoqués visuels stationnaires peuvent contenir des artéfacts de grande amplitude qui induisent de grandes valeurs de coefficients d'ondelettes dans tous les niveaux de décompositions (figure 3.14). Mallat affirme d'ailleurs dans son livre [116] : “*A wavelet coefficient has a small amplitude if $f(x)$ is regular over the support [of the wavelet]. It has a large amplitude near sharpe transitions such as edges.*” Les artéfacts sont donc considérés comme du signal utile par rapport au seuil de Donoho et ils augmentent artificiellement l'estimation de l'écart-type s'ils sont trop nombreux. Pour corroborer l'affirmation précédente indiquant que les artéfacts étaient considérés comme du signal utile, dans [164] le seuil de Donoho est utilisé pour la détection des clignements qui sont, pour notre application, des artéfacts. Ce problème d'artéfacts considérés comme du signal utile est récurant dans les techniques de seuillage classiques. Dans [11] plusieurs techniques différentes du seuillage de Donoho sont présentées. Toutes ces méthodes considèrent que le bruit est contenu dans de petits coefficients. Pour notre cas, où il est nécessaire de supprimer du bruit hautes et basses fréquences ainsi que des artéfacts, il est nécessaire de trouver une technique différente.

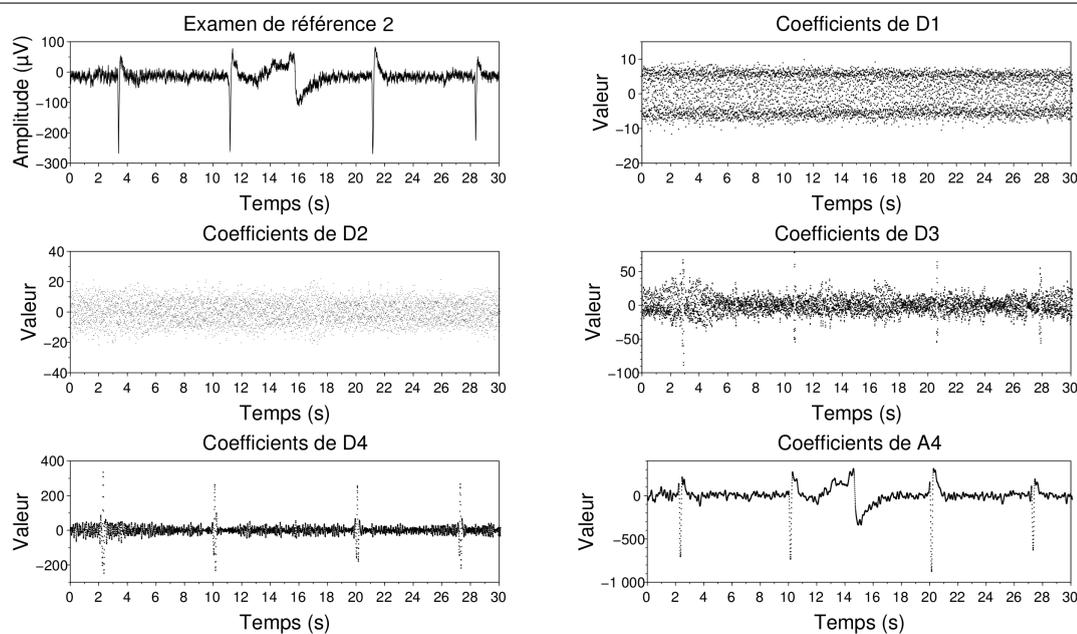
Le seuillage doit donc être adapté aux signaux potentiels évoqués visuels stationnaires. Celui décrit ici se compose de deux étapes. La première consiste à éliminer le bruit des

Figure 3.14 Localisation temporelle des coefficients d'ondelettes contenant les artéfacts
Méthode : Un extrait de l'examen de référence 2 avec artéfacts présenté figure 3.3 est décomposé en coefficients d'ondelettes.

Paramètres : taille portion signal : 30 secondes, ondelette = sym8, décomposition = 4, algorithme = *TODS*

Description : Le premier graphique illustre un extrait du signal de l'examen de référence 2. Les 5 autres graphiques présentent le résultat des différents niveaux de décompositions en ondelettes $D1$, $D2$, $D3$, $D4$ et $A4$. Lors des deux premières décompositions, il n'y a aucune différence entre les coefficients présents dans les zones avec ou sans artéfacts. Cela veut dire que ces artéfacts ne sont présents qu'en basses fréquences. C'est dans les coefficients d'approximation $A4$ que l'effet des artéfacts est le plus visible.

Conclusion : Cette figure montre le résultat d'une décomposition en ondelettes de niveau 4 sur un signal réel. Le bruit est relativement uniforme en hautes fréquences. Par contre en basses fréquences, les artéfacts sont particulièrement visibles.



hautes et basses fréquences. La seconde permet de s'affranchir des artéfacts de large amplitude.

Mais avant d'entrer dans les détails de ces deux étapes, il est important de présenter la méthode de décomposition en ondelettes au regard des paramètres du signal *PEVS avec stimulation par balayage*. Le premier paramètre fondamental est la fréquence d'échantillonnage $F_e = 193.28$ Hz. Cette fréquence permet de définir la largeur des bandes de fréquences des coefficients obtenus à chaque décomposition en ondelettes. Une décomposition en ondelettes discrète consiste à filtrer le signal par un filtre passe-haut pour avoir les coefficients

de détails et par un filtre passe-bas pour avoir les coefficients d'approximation. Le deuxième paramètre essentiel est la fréquence du signal utile. Elle est de 12 Hz. Cette valeur permet de savoir dans quelle(s) décomposition(s) se trouvent les coefficients d'ondelettes contenant le signal utile et de déterminer combien de décompositions sont nécessaires afin de pouvoir l'isoler dans les coefficients de détails.

1. Les coefficients de détails de la première décomposition $D1$ sont représentatifs des fréquences allant de $Fe/4$ à $Fe/2$ soit de 48.32 Hz à 96.64 Hz.
2. Les coefficients de détails de la deuxième décomposition $D2$ sont représentatifs des fréquences allant de $Fe/8$ à $Fe/4$ soit de 24.16 Hz à 48.32 Hz.
3. Les coefficients de détails de la troisième décomposition $D3$ sont représentatifs des fréquences allant de $Fe/16$ à $Fe/8$ soit de 12.08 Hz à 24.16 Hz.
4. Les coefficients de détails de la quatrième décomposition $D4$ sont représentatifs des fréquences allant de $Fe/32$ à $Fe/16$ soit de 6.04 Hz à 12.08 Hz.
5. Les coefficients d'approximation de la quatrième décomposition $A4$ sont représentatifs des fréquences allant de 0 à $Fe/32$ soit de 0 Hz à 6.04 Hz.

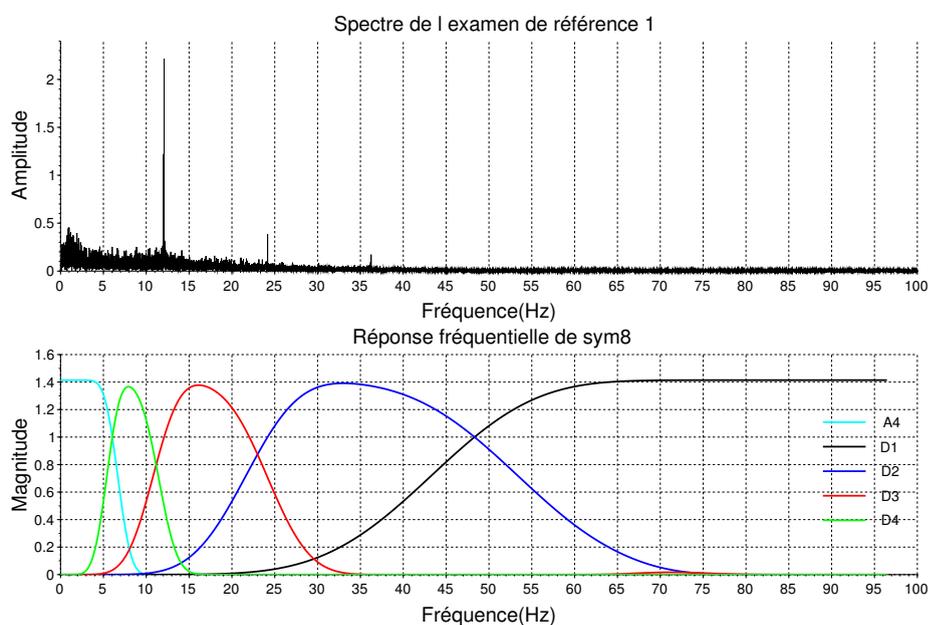
Comme le montre la liste ci-dessus, une décomposition de niveau 4 est nécessaire afin d'isoler le signal utile dans les coefficients de détails. Avec les notations choisies dans le paragraphe sur la transformée en ondelettes discrète, le signal utile se trouve dans $D3$ et $D4$ (figure 3.15).

Figure 3.15 Réponse en fréquence de l'ondelette symétrique 8

Méthode : Comme pour la figure 3.11, la réponse en fréquence de l'ondelette symétrique 8 a été calculée

Paramètres : Ondelette : sym8, décomposition : 4, algorithme : *TODS*

Description : Cette figure montre le spectre du signal de l'examen de référence 1 figure 3.2 et la réponse en fréquence de l'ondelette symétrique 8. Grâce à cette représentation, on remarque que le signal utile se situe au niveau de $D3$ et $D4$ et que $D1$, $D2$ et $A4$ ne contiennent que du bruit.



Les coefficients en ondelettes n'appartenant pas à $D3$ et $D4$ sont inutiles pour l'analyse de la réponse du système visuel. C'est pourquoi dans cette étude, le premier seuillage par ondelettes qui est appliqué sur les signaux potentiels évoqués visuels stationnaires consiste à mettre à zéro tous les coefficients des décompositions $D1$, $D2$ et $A4$. Ceci a pour effet de filtrer les hautes et les basses fréquences du signal en ne conservant qu'une seule bande de fréquence autour de 12 Hz. La figure 3.16 montre les effets du seuillage sur un résultat d'examen réel. Le signal de la figure 3.3 a été choisi pour tester ce premier filtrage car c'est celui qui possède le plus de bruit. Les différences entre le signal de départ et le signal débruité sont notables. Tout d'abord, la réponse du système visuel est bien plus visible. De plus, les artefacts ont été considérablement réduits, mais pas éliminés.

Figure 3.16 Effet de l'étape 1 du seuillage sur l'examen de référence 2 - Domaine temporel

Méthode : Le signal de l'examen de référence 2 figure 3.3 a été décomposé en ondelettes. Les coefficients de $D1$, $D2$ et $A4$ ont été mis à zéros. Puis une transformée en ondelettes inverse a été faite sur les nouveaux coefficients.

Paramètres : Ondelette : sym8, algorithme : *TODS*, décomposition : 4, seuillage 1 = $[D0; D1; D2; A4] \Rightarrow 0$.

Description : En haut se trouve un extrait du signal 3.3. Les artéfacts sont parfaitement visibles et ont une amplitude de $350 \mu\text{Vpp}$ environ. En bas, le signal est débruité en enlevant les hautes et basses fréquences du signal. Les artéfacts ont été réduits ($100 \mu\text{Vpp}$) mais sont toujours visibles car l'amplitude de la réponse est de l'ordre de $10 \mu\text{Vpp}$

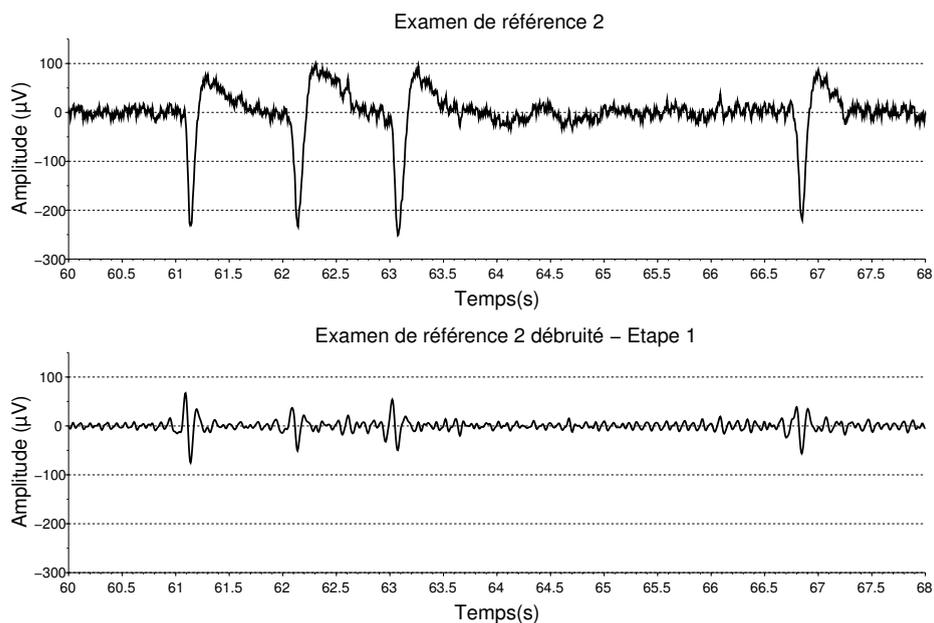
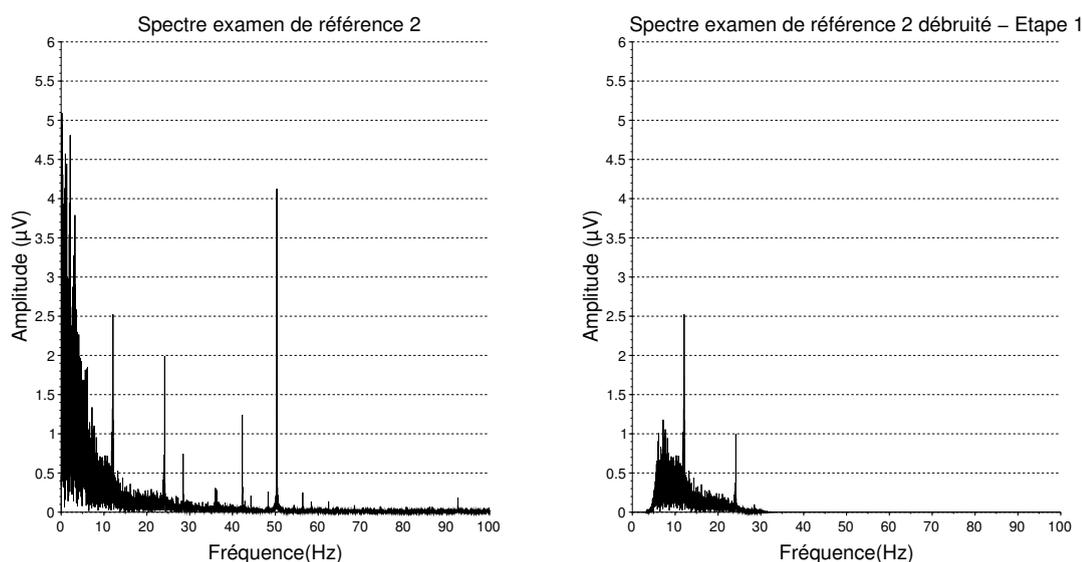


Figure 3.17 Effet de l'étape 1 du seuillage sur l'examen de référence 2 - Domaine spectral

Méthode : Le signal de la figure 3.3 a été décomposé par transformée en ondelettes discrète stationnaire. Les coefficients de $D1$, $D2$ et $A4$ ont été mis à zéros. Puis une transformée en ondelettes discrète stationnaire inverse a été faite sur les nouveaux coefficients.

Paramètres : Ondelette : sym8, algorithme : *TODS*, décomposition : 4, seuillage 1 : $[D0; D1; D2; A4] \Rightarrow 0$

Description : À gauche se trouve spectre du signal 3.3. Le bruit basses fréquences est très présent. En hautes fréquences, le bruit est quasiment gaussien. La perturbation du secteur est visible à 50 Hz. À droite, le spectre est débruité par transformée en ondelettes discrète stationnaire. Les hautes et basses fréquences ont clairement été éliminées et l'amplitude du pic à 12 Hz (le signal utile) a été conservée.



Dans le domaine fréquentiel (figure 3.17), les résultats obtenus sont satisfaisants. Le filtrage n'entraîne pas de perte de signal utile puisque l'amplitude du pic à 12 Hz est la même avant et après le seuillage. Les hautes et basses fréquences du signal ont été supprimées.

À présent, il faut s'assurer que l'amplitude du signal utile est correctement restituée en temporel. En effet, au paragraphe 3.2.3, il a été démontré que le seuillage des coefficients pouvait avoir un impact dans la reconstruction temporelle. Pour prouver une nouvelle fois que la transformée en ondelettes stationnaire est assez redondante pour conserver les caractéristiques temporelles, ce même seuillage a été appliqué sur un signal simulé

contenant du bruit blanc gaussien et seulement 2 secondes de signal utile (figure 3.18).

$$s(t) = S(t) + b(t) \quad (3.19)$$

$b \sim \mathcal{N}(0, 1)$ un bruit blanc gaussien et S signal utile d'équation :

$$S = \begin{cases} \sin(2\pi\nu t) & \text{si } t \in [20, 22]\text{s,} \\ 0 & \text{sinon.} \end{cases} \quad (3.20)$$

L'estimation de l'amplitude de ce signal par transformée de Fourier à court terme est exactement la même avant et après filtrage. Cela montre par l'expérience que le seuillage de $D1$, $D2$ et $A4$ permet de s'affranchir efficacement des hautes et basses fréquences tout en conservant les caractéristiques du signal utile. Cette même technique a été utilisée dans [1] afin d'extraire le battement cardiaque d'un électrocardiogramme perturbé par un bruit de résonance magnétique nucléaire.

Comme illustré sur la figure 3.16, les artéfacts, même s'ils sont réduits, sont encore présents dans le signal. Il faut donc appliquer un second seuillage sur les décompositions $D3$ et $D4$ pour les éliminer. Les coefficients contenant les artéfacts ont majoritairement des valeurs élevées (en valeur absolue) comme nous le montre la figure 3.14. Il paraît donc judicieux d'éliminer les artéfacts en appliquant une limite maximale sur la valeur absolue des coefficients. Mais fixer une limite unique pour tous les signaux est illusoire. D'une part parce que l'amplitude des potentiels évoqués visuels stationnaires diffère d'un patient à l'autre (selon l'acuité, le placement des électrodes ...). D'autre part parce que l'amplitude des artéfacts (s'ils existent dans le signal) n'est pas la même selon le type de perturbation. Il faut donc trouver une limite qui puisse s'adapter à tous les signaux qu'ils contiennent beaucoup d'artéfacts ou non.

La technique de rejet des artéfacts présentée ici se base sur une propriété des signaux *PEVS* : leur gaussiannité.

Les tests de gaussiannité classiques ne sont pas applicables à nos signaux. En effet, la taille de l'échantillon (de l'ordre de 10^4) ainsi que la sensibilité des tests par rapport aux queues de distributions font qu'ils sont inutilisables pour l'étude des *PEVS*. Quand à elles, les techniques visuelles comme l'histogramme et le diagramme quantile-quantile sont parfaitement applicables aux données. En statistiques, le diagramme Quantile-Quantile (ou Q-Q plot) est un outil graphique permettant de comparer deux distributions. Les quantiles de ces dernières sont comparés un à un. Lorsque ceux-ci sont égaux, ils suivent la droite de Henry ($y = x$). Grâce à ce diagramme, il est possible de comparer deux distributions obtenues par expérience pour savoir si elles proviennent de la même loi de distribution ou

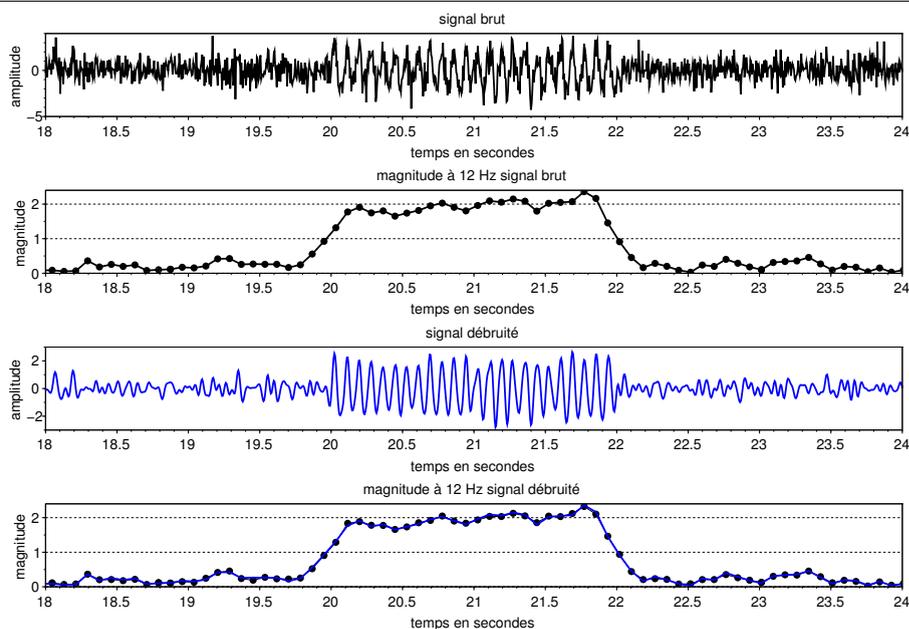
Figure 3.18 Sensibilité temporelle des ondelettes avec seuillage de coefficients

Méthode : Le signal de l'équation 3.19 a été débruité par la première phase de seuillage des coefficients. Une transformée de Fourier à court terme a été appliquée sur le signal de départ et sur le signal débruité pour détecter l'amplitude du signal utile.

Paramètres : transformée de Fourier à court terme : fenêtre = 64 échantillons, pas = 16 échantillons, transformée en ondelettes : ondelette = sym8, algorithme = *TODS*, décomposition = 4, seuillage 1 : $[D0; D1; D2; A4] \Rightarrow 0$.

Description : En haut est représenté le signal brut de l'équation 3.19. En dessous se trouve l'estimation de l'amplitude du sinus à 12 Hz. La transformée de Fourier à court terme détecte bien les deux secondes de signal utile et évalue correctement son amplitude. Le troisième graphique montre le signal débruité par ondelettes. Le dernier graphique présente l'estimation de l'amplitude du sinus à 12 Hz du signal avant (en noir avec des points) et après débruitage (en bleu). L'estimation de l'amplitude à 12 Hz du signal avant et après débruitage par ondelettes est exactement la même.

Conclusion : Le seuillage par transformée en ondelettes discrète stationnaire ne modifie pas les caractéristiques temporelles du signal utile



encore, comme c'est le cas ici, de comparer une distribution obtenue par expérience avec un modèle théorique.

La distribution des valeurs du signal de la figure 3.2 (examen de référence sans artéfact) est comparée à une distribution normale (figure 3.19). Si les quantiles suivent la droite de Henry (en rouge sur la figure) alors la distribution des valeurs du signal peut être considérée comme gaussienne. La lecture du graphique indique que plus de 98% des valeurs du signal suivent une loi normale. Sauf pour quelques valeurs extrêmes, il est possible de considérer

la distribution du signal comme gaussienne.

Figure 3.19 Diagramme Quantile-Quantile d'un signal sans artéfact

Méthode : La distribution des valeurs du signal 3.2 issu de l'examen de référence 1 est comparée à une loi normale.

Description : Sauf au niveau des queues de distributions, les quantiles du signal (en bleu) suivent la droite de Henry (en rouge). Plus de 98 % des valeurs suivent une loi normale. Ceci implique que la distribution des valeurs d'un signal issu d'un examen sans artéfact peut être considérée comme gaussienne.

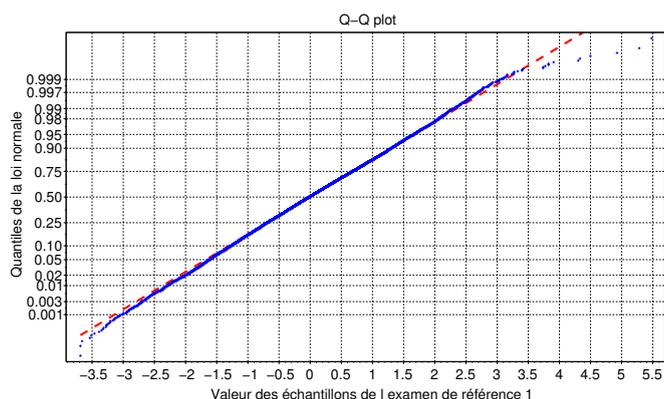


Figure 3.20 Diagramme Quantile-Quantile d'un signal avec artéfacts

Méthode : La distribution des valeurs du signal figure 3.3 issu de l'examen de référence 2 avec artéfacts est comparée à une loi normale.

Description : Contrairement à la figure 3.19, il n'est pas possible de considérer ce signal comme gaussien. Les queues de distribution s'éloignent beaucoup trop de la droite de Henry.

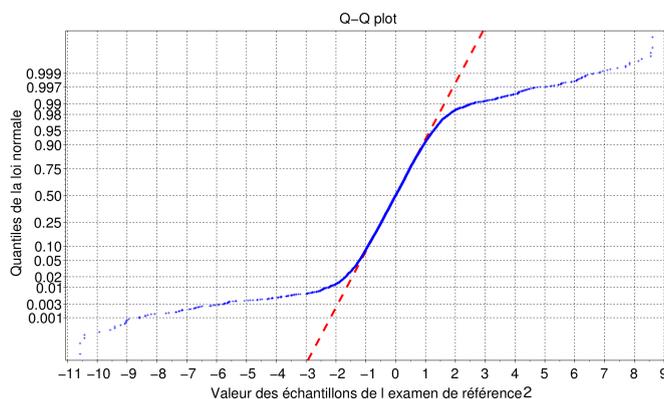


Figure 3.21 Diagramme Quantile-Quantile des coefficients en ondelettes d'un signal sans artéfact

Méthode : La transformée en ondelettes discrète stationnaire de niveau 4 du signal 3.2 issu de l'examen de référence 1 est effectuée. La distribution des coefficients en ondelettes de chaque détail et de l'approximation $A4$ sont comparées à une loi normale.

Paramètres : ondelette = sym8, algorithme = *TODS*, décomposition = 4

Description : Les distributions des coefficients en ondelettes de chaque niveau peuvent être considérées comme gaussiennes. Il est à noter toutes fois que les queues de distributions des coefficients de hautes $D1$ et basses fréquences $A4$ s'éloignent de la normale. Néanmoins ces coefficients sont éliminés (avec $D2$) lors de la première étape de seuillage. Seuls les coefficients de $D3$ et $D4$ sont conservés, qui eux ont clairement une distribution gaussienne.

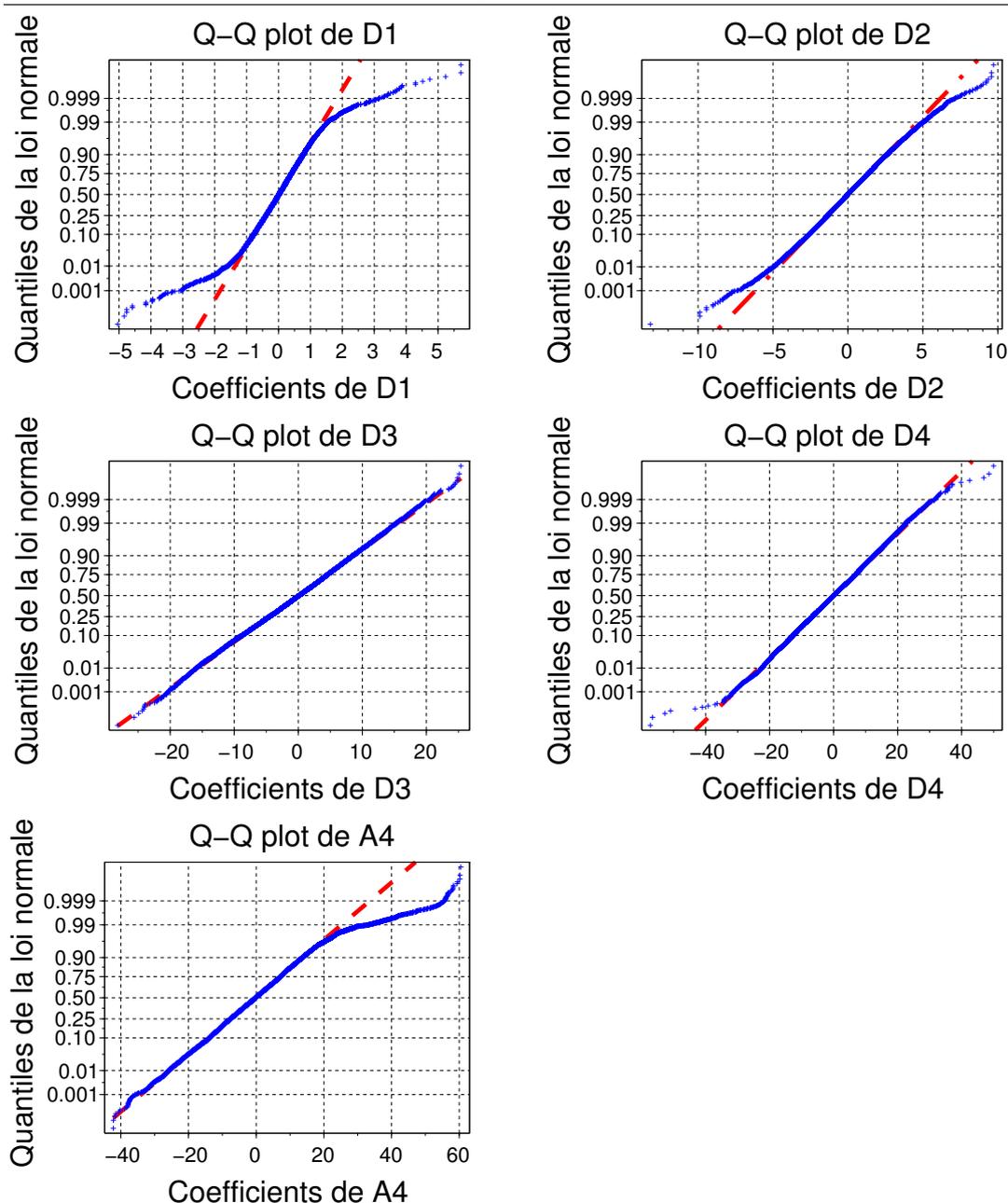
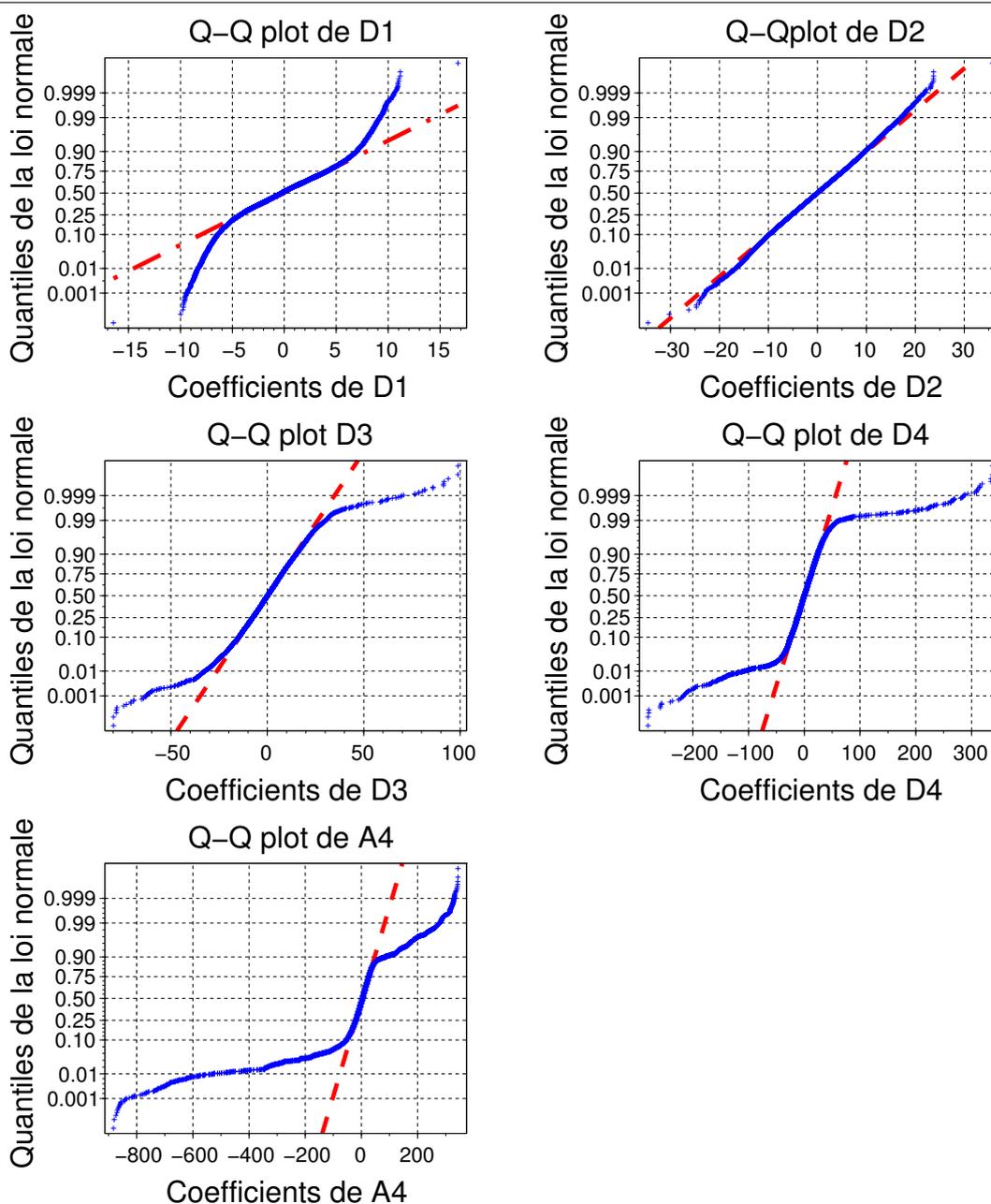


Figure 3.22 Diagramme Quantile-Quantile des coefficients en ondelettes d'un signal avec artéfacts

Méthode : La distribution des coefficients en ondelettes de chaque détail et de l'approximation A_4 du signal figure 3.3 issu de l'examen de référence 2 est comparée à une loi normale.

Paramètres : ondelette = sym8, algorithme = *TODS*, décomposition = 4

Description : Selon le niveau de décompositions, l'impact des artéfacts du signal est différent. La distribution des coefficients de D_2 peuvent être considérés comme gaussienne. En revanche, D_1 , D_3 , D_4 et A_4 possèdent des queues de distributions qui dévient fortement de la normale. Les basses fréquences sont les plus touchées (A_4 et D_4).



Or la transformée en ondelettes discrète d'un signal gaussien et gaussienne. Pour rappel, la décomposition par ondelettes discrète consiste à appliquer une série de filtres à réponse impulsionnelle finie. Ces filtres sont linéaires puisque la sortie est une combinaison linéaire des entrées. Or le caractère gaussien d'une distribution se conserve par transformation linéaire. Donc si un signal a une distribution gaussienne alors l'ensemble de ses coefficients obtenus par transformée en ondelettes discrète a une distribution gaussienne. La figure 3.21 représente les diagrammes quantile-quantile de chaque niveau de décomposition. Globalement les distributions sont assimilables à une distribution normale, au moins pour 98% des valeurs. De plus, les coefficients de $D1$, $D2$ et $A4$ sont mis à zéros lors de la première phase de filtrage. Seuls des coefficients de $D3$ et $D4$, qui ont une répartition clairement gaussienne sont conservés.

Les résultats obtenus avec le signal sans artéfact sont maintenant comparés à ceux obtenus avec le signal de la figure 3.3 (second examen de référence) contenant des artéfacts. La répartition des valeurs du signal brut dévie fortement d'une gaussienne au niveau des queues de distribution (figure 3.20). Ceci est compréhensible puisque lorsqu'il y a présence d'artéfacts dont les valeurs sont très élevées en valeur absolue. Les queues de distribution correspondent donc aux artéfacts. Le même phénomène est observé après la transformée en ondelettes discrète puisqu'il a été vu que les ruptures au niveau du signal sont traduites par de larges coefficients en ondelettes. La figure 3.22 indique que tous les niveaux de décompositions sauf $D2$ possèdent des queues de distributions qui dévient fortement de la normale. L'annulation des coefficients de $D1$, $D2$ et $A4$ a pour effet de réduire l'amplitude des artéfacts puisque, dans la reconstruction, les coefficients représentatifs des artéfacts de ces niveaux ont disparu. Mais les artéfacts ne sont pas totalement rejetés puisqu'ils sont toujours en partie présents dans $D3$ et $D4$. D'ailleurs, la figure 3.16 l'a d'ores et déjà montré.

Pour mieux comprendre la seconde étape du seuillage, la figure 3.23 représente les histogrammes à 20 barres des coefficients de $D3$ et $D4$ vus précédemment. Seules 9 barres sur 20 sont visibles sur l'histogramme de $D3$ et seulement 5 barres sur 20 pour $D4$. Les barres non visibles sont représentatives des valeurs élevées (en valeur absolue) des coefficients d'ondelettes, qui sont très peu nombreux par rapport aux autres coefficients. La courbe bleue est la modélisation de la répartition des coefficients par une loi normale $\mathcal{N}(m, \sigma)$, avec $m = 0$ la moyenne des coefficients et σ l'écart-type des coefficients. Comme les valeurs des coefficients contenant des artéfacts augmentent artificiellement l'écart-type de la distribution, la modélisation ne correspond pas à la répartition réelle des données. La courbe rouge représente aussi une modélisation de la répartition des coefficients par une loi normale, mais les paramètres diffèrent. Ici, les valeurs d'une loi normale $\mathcal{N}(0, 1)$ sont multipliées par une constante nommée rD .

$$rD = \frac{25^{\text{ème}} \text{ centile de } D3(\text{ou } D4)}{25^{\text{ème}} \text{ centile de } \mathcal{N}(0,1)} \quad (3.21)$$

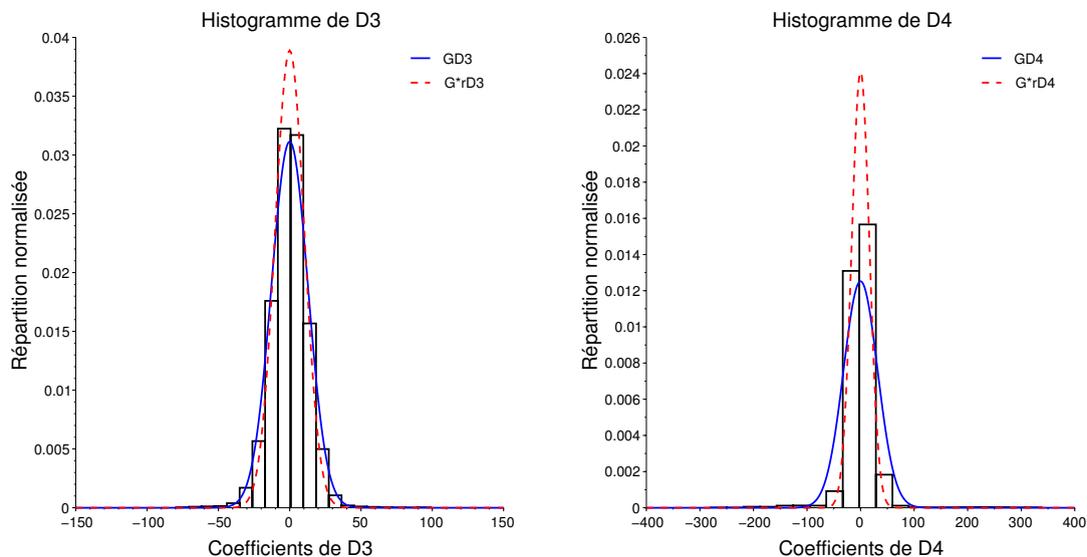
Le 25^{ème} centile a été choisi, car il est situé sur la partie gaussienne de la répartition des coefficients (figure 3.22). Grâce à cette constante, la modélisation de la répartition des valeurs de $D3$ et $D4$ est beaucoup plus proche de la réalité.

Figure 3.23 Histogramme des coefficients en ondelettes de $D3$ et $D4$

Méthode : La transformée en ondelettes discrète stationnaire de niveau 4 du signal 3.3 issu de l'examen de référence 2 avec artéfacts est effectuée.

Paramètres : ondelette = sym8, algorithme = *TODS*, décomposition = 4

Description : Les histogrammes de $D3$ et $D4$ possèdent 20 barres. Les barres "non visibles" sont représentatives des grandes valeurs des coefficients en ondelettes dues aux artéfacts. Les courbes bleues représentent une loi normale (m, σ) avec m la moyenne de $D3$ (ou $D4$) et σ l'écart-type de $D3$ (ou $D4$). Cette courbe bleue n'est pas représentative de la distribution des coefficients en ondelettes car les valeurs extrêmes faussent l'écart-type. Ce phénomène est notamment visible pour $D4$. La courbe rouge est une loi normale $\mathcal{N}(0,1)$ multipliée par rD , un coefficient calculé à partir de la valeur du 25^e centile de $D3$ (ou $D4$). Cette seconde courbe est représentative des coefficients en ondelettes sans artéfact.



À présent, voici la présentation de la technique de la deuxième étape de seuillage. Elle est basée sur la comparaison de la répartition réelle des coefficients par rapport à la gaussienne représentative d'un signal sans artéfact. Les étapes des calculs sont regroupées

dans le logigramme de la figure 3.25 et en voici une description détaillée :

- Créer un tableau de taille N contenant les valeurs prises par la loi normale $\mathcal{N}(0, 1)$ triées dans l'ordre croissant (tab_G).
- Créer un tableau de taille N contenant les valeurs des coefficients en ondelettes (tab_D). Ici $D3$ ou $D4$.
- Trier les valeurs de tab_D dans l'ordre croissant.
- Diviser les valeurs de tab_D par rD afin de se ramener à des valeurs comparables à la loi $\mathcal{N}(0, 1)$ (figure 3.24 à gauche).
- Calculer la valeur absolue de la différence entre tab_G et tab_D pour chaque échantillon (figure 3.24 à droite).
- Repérer les valeurs positives et négatives (S_{max} et S_{min}) de tab_D à partir desquelles la valeur absolue de la différence entre tab_G et tab_D calculée précédemment excède une valeur limite préétablie.
- Multiplier les valeurs S_{max} et S_{min} par rD (équation 3.21) afin de trouver les seuils minimum et maximum des coefficients en ondelettes non normés.
- Mettre à zéro tous les coefficients en ondelettes (non triés, non normés) inférieurs au seuil minimum ou supérieurs au seuil maximum.

Figure 3.24 Illustration de l'étape 2 du seuillage

Description : À gauche se trouve les valeurs de tab_G et tab_D qui sont respectivement les valeurs de $\mathcal{N}(0, 1)$ triées par ordre croissant (en rouge) et les valeurs des coefficients de $D4$ triées et normées (en noir). À droite est représentée la différence en valeur absolue des deux tableaux précédents. La différence est nulle sauf pour les indices correspondant aux queues de distributions comme l'a montré le diagramme quantile-quantile figure 3.22.

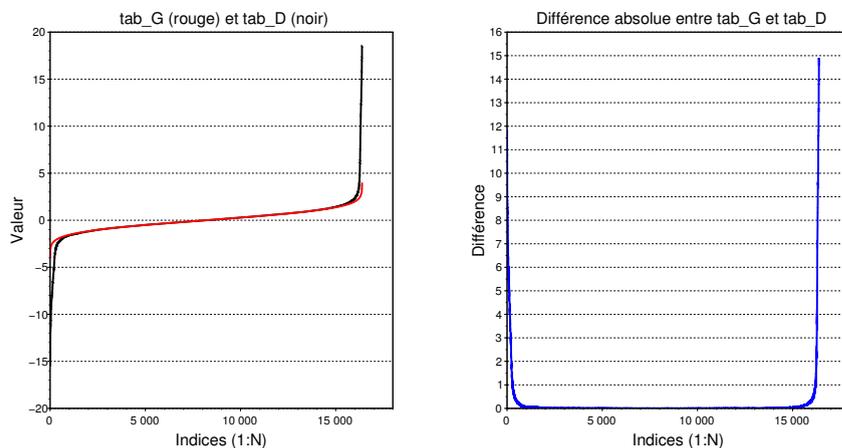
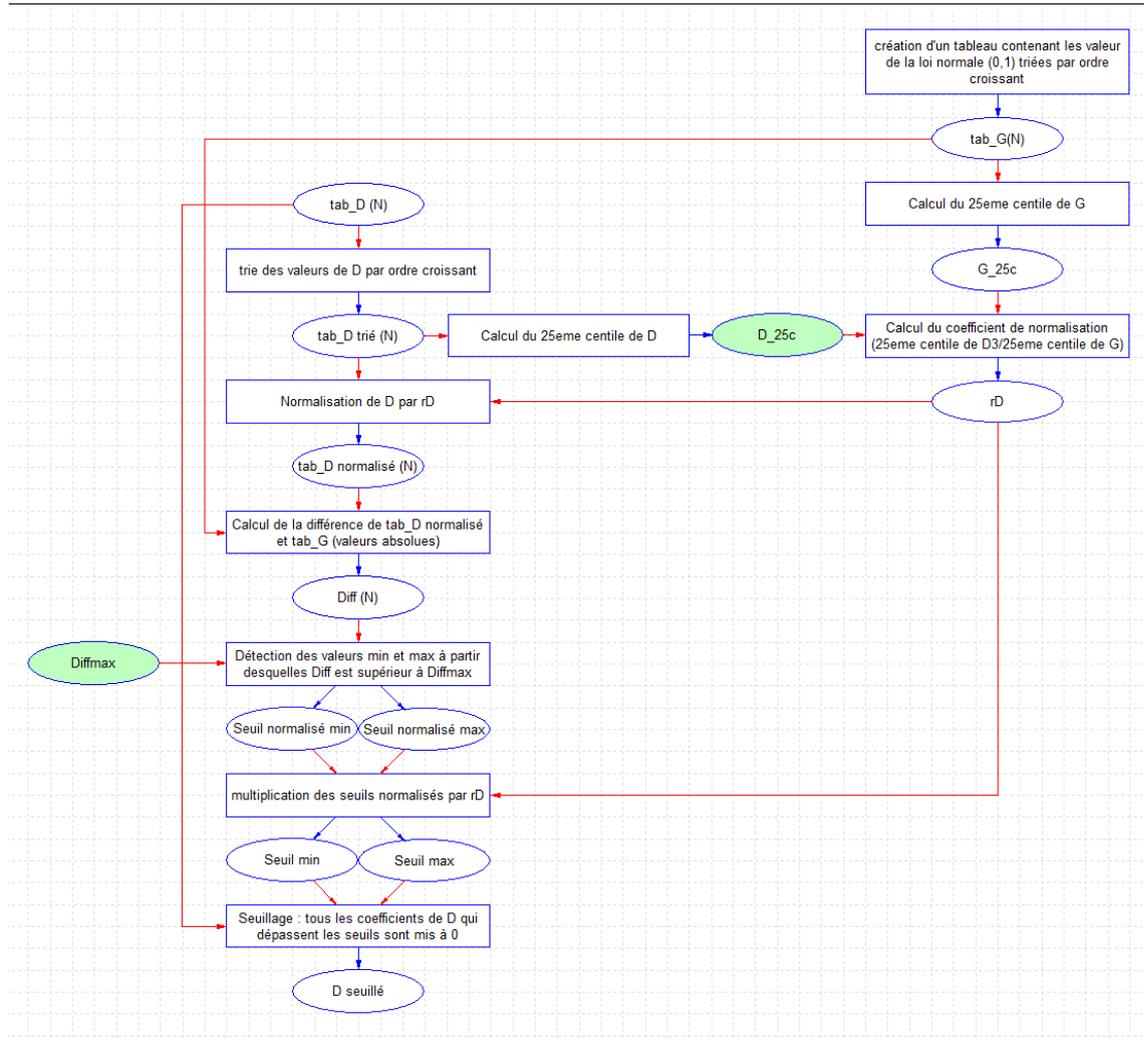


Figure 3.25 Logigramme de l'étape 2 du seuillage

Description : les flèches bleues peuvent être remplacées par "donne" et les flèches rouges par "est utilisé par".



Grâce à cette méthode, le seuillage est adaptatif à chaque signal rencontré. Elle ne nécessite que trois paramètres :

- les valeurs du 25^e centile des coefficients en ondelettes de $D3$ et $D4$ (D_{25c})
- une valeur limite fixée pour tous les signaux ($Diffmax$), qui permet de définir la différence maximale autorisée entre la répartition des coefficients d'ondelettes (de $D3$ ou $D4$) et sa modélisation.

Elle permet d'éliminer les coefficients représentatifs des artefacts. La distribution des coefficients en ondelettes se rapproche très fortement d'une gaussienne (figure 3.26). Et donc, comme une transformée en ondelettes discrète inverse est linéaire, la répartition des valeurs

du signal devient gaussienne (figure 3.26). Les résultats de l'ensemble du filtrage dans les domaines temporel et fréquentiel sont présentés dans le paragraphe suivant.

Figure 3.26 Histogramme des coefficients en ondelettes de $D3$ et $D4$ après seuillage

Méthode : La transformée en ondelettes discrète stationnaire de niveau 4 du signal 3.3 issu de l'examen de référence 2 avec artéfacts est effectuée. Le seuillage de l'étape 2 est appliqué sur $D3$ et $D4$.

Paramètres : ondelette = sym8, algorithme = *TODS*, décomposition = 4, seuillage 2

Description : Les histogrammes possèdent 20 barres. Les deux histogrammes à gauche sont ceux de la figure 3.23. En haut, se trouvent les histogrammes de $D3$, celui de droite représente les valeurs de $D3$ après le seuillage de coefficients. En bas, se trouvent les histogrammes de $D4$, celui de droite représente les valeurs de $D4$ après le seuillage de coefficients. Toutes les barres des histogrammes de droite sont visibles. Après le seuillage, la distribution des coefficients devient normale. À présent, lorsque l'on trace les normales $\mathcal{N}(m, \sigma)$ avec σ égal à l'écart-type de $D3$ seuillé et $D4$ seuillé, on s'aperçoit qu'elles correspondent pratiquement aux histogrammes.

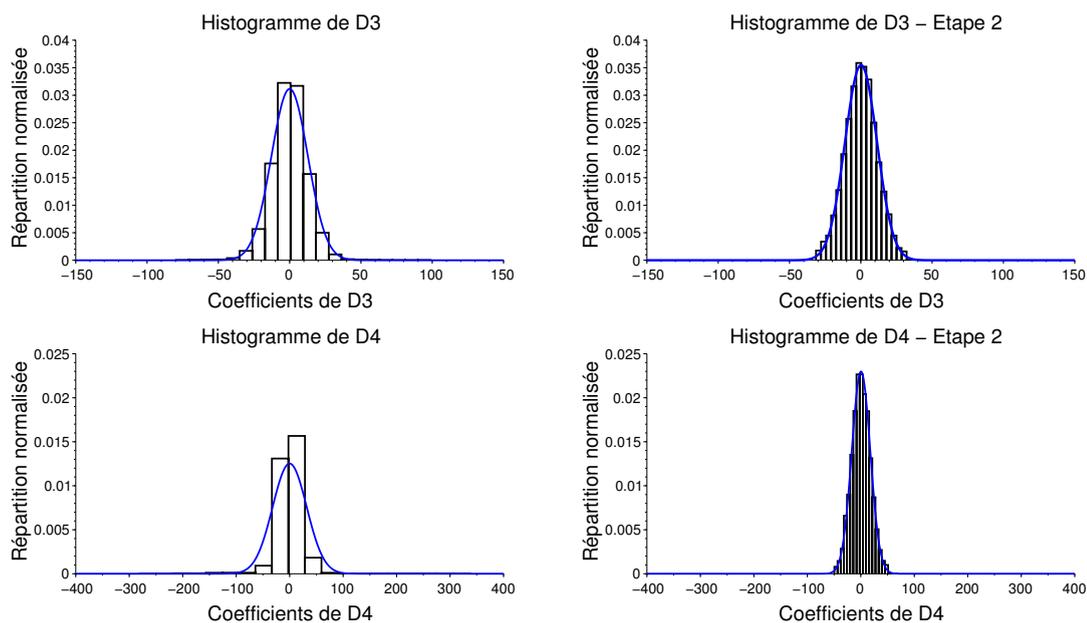
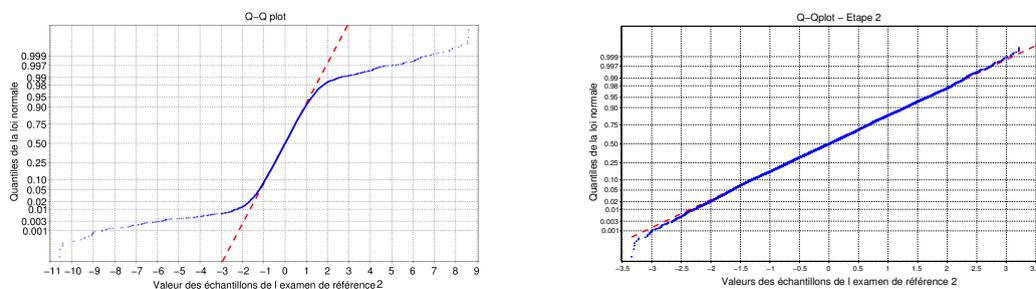


Figure 3.27 Diagramme Q-Q d'un signal avec artéfacts avant/après seuillage

Méthode : Le signal figure 3.3 a été traité par transformée en ondelettes discrète stationnaire avec les deux étapes de seuillage des coefficients en ondelettes

Paramètres : ondelette = sym8, algorithme = *TODS*, décomposition = 4, seuillage 1+2

Description : À gauche, la répartition des valeurs du signal dévie fortement d'une gaussienne à cause de la présence des artéfacts. Après seuillage, le signal devient gaussien. Ses quantiles suivent parfaitement la droite de Henry (en rouge).



Résultats

Les résultats de cette partie ont été obtenus à partir de l'examen de référence 2 présenté figure 3.3. Le traitement qui lui est appliqué est :

- une transformée en ondelettes discrète de niveau 4 avec l'algorithme *TODS* et l'ondelette sym8
- un seuillage à zéro des coefficients en ondelettes de $D1$, $D2$ et $A4$.
- un seuillage à zéro des coefficients de $D3$ et $D4$ qui dépassent les valeurs de seuils minimum et maximum déterminés par calculs.
- une transformée en ondelettes discrète inverse de niveau 4 avec l'algorithme *TODSI*, l'ondelette sym8 et les nouvelles valeurs des coefficients en ondelettes.

Les effets de ce traitement sur le signal dans le domaine temporel sont visibles sur la figure 3.28. La courbe noire représente le signal brut de l'examen de référence avec artéfacts figure 3.3. La courbe rouge représente le signal après la première étape de seuillage où les hautes et basses fréquences sont filtrées. La courbe bleue représente le signal après la seconde étape de seuillage. Cette seconde étape de seuillage permet de rejeter les artéfacts puisqu'ils constituent la seule différence entre le signal bleu et rouge. Il est important de noter qu'aucune des deux étapes n'enlève de signal utile, le pic à 12 Hz étant conservé (figure 3.29).

Figure 3.28 Effet du débruitage par ondelettes sur l'examen de référence 2 - Domaine temporel

Méthode : Le signal 3.3 est traité par ondelettes. Les deux étapes de filtrage ont été appliquées successivement afin de voir les différentes améliorations apportées par le traitement. L'amplitude est en μV .

Paramètres : ondelette = sym8, algorithm = *TODS*, décomposition = 4, seuillage 1+2

Description : En haut se trouve le signal sans aucun filtrage. En dessous, le signal est filtré grâce à la première étape de seuillage des coefficients en ondelettes. Les artéfacts ont été diminués mais pas éliminés. Lors de la seconde étape du seuillage des coefficients, les artéfacts ont été significativement réduits. Le graphique 4 met en relief l'effet de l'étape 2 du seuillage puisque les parties rouges sont les artéfacts qui n'ont pas été correctement supprimés lors de l'étape 1. Les 4 graphiques suivants représentent des zooms temporels entre 60.5 et 64 s. Sur le graphique 5, la réponse du système visuel est difficilement visible. Ceci est dû au bruit hautes et basses fréquences. Lorsque ce bruit est enlevé (graphique 6), la réponse est visible mais elle est toujours perturbée par les artéfacts. Lors du second seuillage (graphique 7), les artéfacts sont réduits et le signal garde ses propriétés oscillantes.

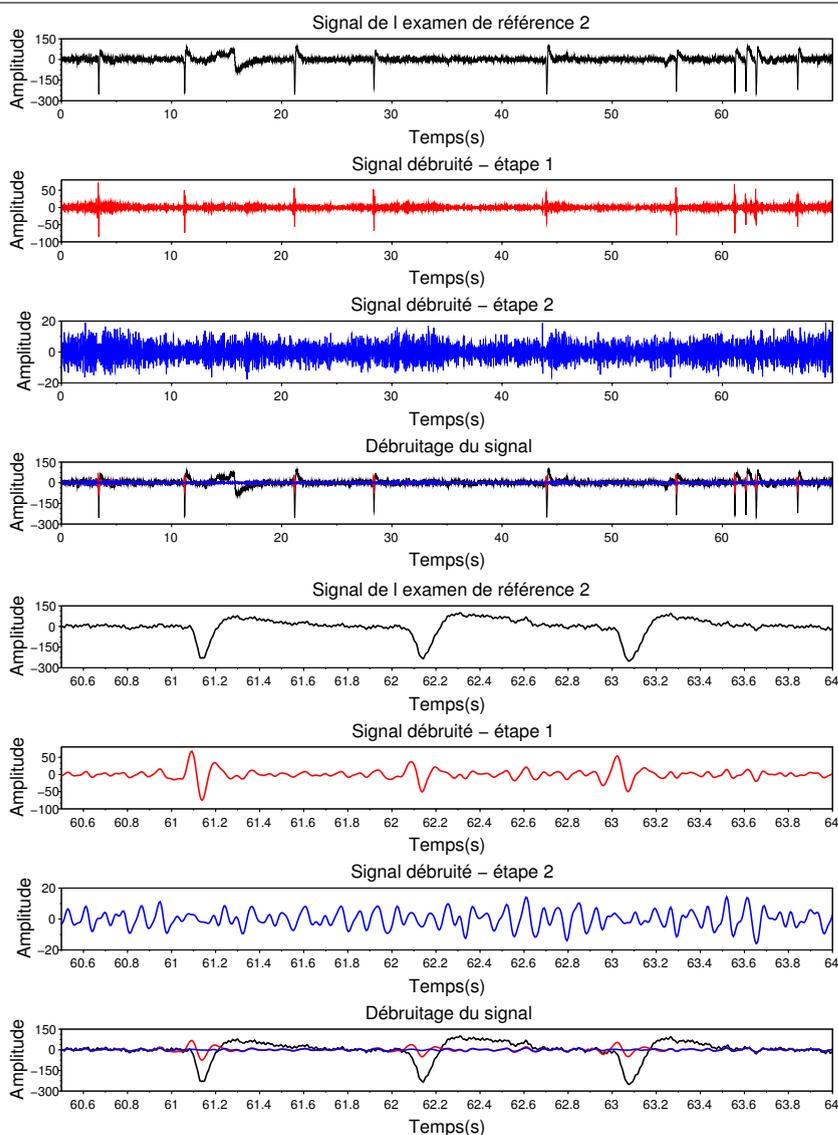
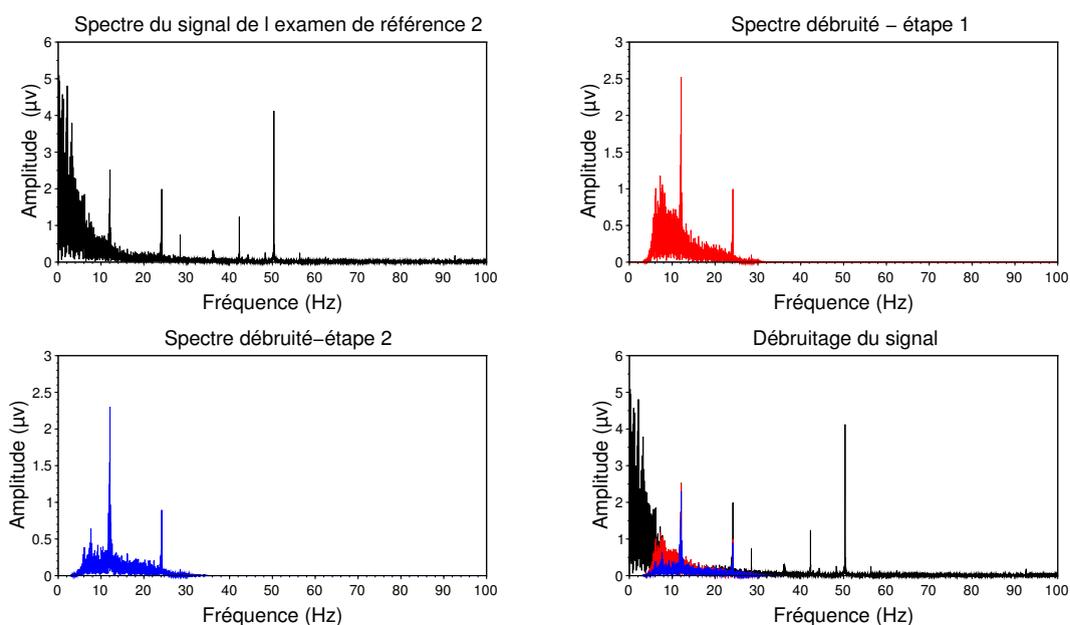


Figure 3.29 Effet du débruitage par ondelettes sur l'examen de référence 2 - Domaine fréquentiel

Méthode : Le signal 3.3 est traité par ondelettes. Les deux étapes de filtrage ont été appliquées successivement afin de voir les différentes améliorations apportées par le traitement. Une transformée de Fourier sur le signal entier a été effectuée à chaque étape de filtrage.

Paramètres : ondelette = sym8, algorithme = *TODS*, décomposition = 4, seuillage 1+2

Description : En haut à gauche se situe le spectre du signal brut. Même si la réponse du système visuel est clairement visible (pic à 12 Hz), le bruit est très présent, notamment en basses fréquences et à 50 Hz. Sur le spectre en haut à droite, le filtrage passe-haut et passe-bas est clairement visible. Les hautes et basses fréquences ont été éliminées. En bas à gauche, la réduction des artefacts a réduit le spectre des fréquences situées autour de 8 Hz. Le dernier graphique montre les spectres aux différentes étapes de débruitage.



Conclusion

Le débruitage par seuillage des coefficients en ondelettes permet un filtrage adaptatif pour chaque signal. Dans un premier temps, la mise à zéro des niveaux de décomposition $D1$, $D2$ et $A4$ entraîne une élimination des hautes et basses fréquences du signal. Dans un second temps, le seuillage des coefficients de $D3$ et $D4$ a pour effet de réduire significativement les artéfacts résiduels du signal. De plus, après le traitement, la distribution des valeurs du signal se rapproche d'une gaussienne. Nous verrons dans la section suivante en quoi, grâce à ce filtrage, l'utilisation du filtre de Kalman étendu est à présent possible.

3.2.4 Choix de la méthode

Toutes les techniques de traitement du signal qui viennent d'être présentées permettent de débruiter les signaux potentiels évoqués visuels. Néanmoins, l'examen *PEVS avec stimulation par balayage* comprend des contraintes qu'il est nécessaire de prendre en compte pour choisir les techniques les plus adaptées. Pour cela plusieurs critères de sélection sont mis en place :

- le nombre d'électrodes requises ne doit pas augmenter
- le temps de traitement
- la durée d'examen ne doit pas excéder deux minutes
- la robustesse

L'analyse en composantes indépendantes permet d'identifier les différentes sources d'un signal. Ainsi, il est possible d'isoler les sources de bruit de notre signal si le nombre d'électrodes est suffisant. Cette technique prometteuse au premier abord, est difficilement applicable en clinique puisqu'elle nécessite la pose d'électrodes supplémentaires sur des patients, essentiellement des jeunes enfants, qui les supportent difficilement. Le critère numéro 1 n'étant pas respecté, la technique de l'*ACI* n'est pas retenue.

Le Matching Pursuit décompose le signal selon un dictionnaire contenant des atomes prédéfinis. Cette technique permet d'isoler le signal utile du bruit. À ce jour, la construction d'un dictionnaire spécifique à l'examen est complexe puisque les signaux étudiés ne sont pas connus exactement. Même s'il est admis que la forme de la réponse du système visuel est sinusoïdale, il existe un déphasage corrélé à la fréquence spatiale qui diffère en fonction des patients. La construction d'un dictionnaire exhaustif est donc peu envisageable, d'autant plus que la durée de traitement serait élevée. Le second critère n'étant pas respecté, la technique de *MP* n'est pas retenue.

Le moyennage permet de supprimer le bruit asynchrone par rapport à la stimulation par sommation. Elle est la technique utilisée dans l'examen *potentiels évoqués visuels*. Dans cet examen, la fréquence spatiale est constante et une stimulation dure moins d'une seconde. Lorsqu'il y a un artéfact, il est donc possible de supprimer la réponse du système visuel à la stimulation. Cette action n'est pas possible dans l'examen *PEVS avec stimulation par balayage* car l'enregistrement de la réponse du cortex visuel se fait sur 10 s. Comme pour beaucoup de patients il est impossible de s'empêcher de cligner ou de bouger pendant 10 s (notamment les jeunes enfants), très peu d'enregistrements sans artéfact sont possibles. La durée d'un examen devient alors très grande. La technique de moyennage est donc rejetée puisque le troisième critère n'est plus respecté.

Le débruitage par ondelettes présenté dans cette thèse permet à la fois de supprimer le bruit en hautes et basses fréquences et de réduire les artéfacts. Le traitement est rapide puisqu'il s'agit d'appliquer des filtres numériques à 15 coefficients. De plus, la transformée en ondelettes discrète stationnaire est robuste au seuillage ce qui la rend invariante par translation. Cette technique est donc retenue pour la suite du traitement.

3.3 L'estimation de l'amplitude de la réponse du cortex visuel

Dans la partie précédente ont été présentées différentes techniques de filtrage des potentiels évoqués visuels stationnaires. Une fois le signal filtré, l'étape suivante consiste à estimer l'amplitude de la réponse du système visuel à 12 Hz.

Les techniques non retenues sont présentées dans une première partie afin de montrer à quel point la non-stationnarité du signal *PEVS avec stimulation par balayage* a un impact sur l'estimation de la réponse du système visuel. Ensuite, les deux techniques choisies pour cette thèse sont décrites.

3.3.1 Les méthodes non retenues

Dans cette partie, les méthodes non retenues sont comparées à la transformée de Fourier à court terme qui est la méthode de traitement de signal de référence dans cette thèse. Elle est décrite en détail dans la section suivante 3.3.2.

L'autocorrélation

Principe théorique et méthodes

L'autocorrélation est une technique de traitement de signal permettant de détecter les motifs répétitifs dans un signal temporel : les fréquences fondamentales et leurs harmoniques. Cette technique était très utilisée avant l'arrivée de la transformée de Fourier.

Pour un signal réel, l'autocorrélation consiste à faire l'intégrale de la multiplication ce signal par lui même avec un retard [143].

$$r_{xx}(t, l) = \mathbb{E}[x(t)x(l)]$$

La valeur obtenue pour chaque délai doit être divisée par la variance du signal de manière à obtenir un résultat entre -1 et 1. Un coefficient de corrélation de 1 indique que les signaux sont parfaitement identiques (lorsque $l = t$ par exemple). Un coefficient de corrélation de -1 indique que les signaux sont opposés.

Le but de l'analyse des signaux *PEVS* n'est pas seulement de détecter la présence ou non de la réponse du système visuel, mais aussi de quantifier son amplitude au cours du temps. L'autocorrélation n'est donc pas une technique adaptée.

La transformée de Wigner-Ville

Principe théorique et méthodes

La transformée de Wigner-Ville est une représentation temps/fréquence d'un signal. Elle est comparable à la transformée de Fourier à court terme, mais elle n'utilise pas de fenêtrage pour son analyse. Ceci a pour avantage de conserver une résolution maximale en temps et en fréquence. La transformée est basée sur l'autocorrélation d'un signal [144] :

$$X(t, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x\left(t + \frac{\tau}{2}\right) x^*\left(t - \frac{\tau}{2}\right) \exp(-i\omega\tau) d\tau \quad (3.22)$$

Mais elle comporte deux inconvénients majeurs. La structure bilinéaire de la transformée crée des termes interactions sans signification physique immédiate. De plus, elle peut prendre des valeurs négatives, ce qui interdit de l'interpréter comme une densité d'énergie [64].

Pour éviter cela, il est nécessaire de réduire les résolutions temporelle et fréquentielle par un noyau de lissage. La transformée de Wigner-Ville lissée est exprimée par :

$$X(t_0, \omega_0) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} X(t_0 + t, \omega_0 + \omega) K(t, \omega) dt d\omega \quad (3.23)$$

Avec K le noyau de lissage qui peut-être décomposé en un produit d'une fenêtre d'analyse et d'une fonction de lissage. Souvent le noyau utilisé est :

$$K(t, \omega) = \exp(-(\gamma t)^2) \exp(-(2\pi\delta\omega)^2) \quad (3.24)$$

Avec $\gamma\omega = 1$. Plus la taille du noyau est grande, plus la transformation est lissée et moins il y a de valeurs négatives. Il existe un seuil à partir duquel toutes les valeurs sont positives.

Un autre inconvénient de la transformée de Wigner-Ville est qu'elle n'est pas capable de détecter des changements de phase. Elle les interprètent comme des changements de fréquence. D'ailleurs cette transformée est remarquablement adaptée à l'étude des chirps (modulations de fréquence).

Pour résumer, grâce à cette méthode il est possible d'avoir une représentation temps/fréquence avec une résolution temporelle et fréquentielle supérieure à celle de la transformée de Fourier à court terme. Par contre, les changements de phase ne sont pas détectables ce qui peut entraîner une sous-évaluation de l'amplitude de la réponse du système visuel si la phase n'est pas stable.

Modélisation

La transformée de Wigner-Ville est évaluée sur deux modélisations, représentatives d'un

signal *PEVS*. Le premier modèle est le suivant :

$$s(t) = A \sin(2\pi\nu t) + b(t) \quad (3.25)$$

Avec $\nu = 12/Fe$ la fréquence de la réponse du système visuel normalisée, $A = 5$ l'amplitude du sinus et $b \sim \mathcal{N}(0, 10)$ un bruit blanc gaussien. Ce modèle illustre la réponse du système visuel à une stimulation de 6 Hz en mode renversement et une fréquence spatiale constante (pas de balayage de fréquences spatiales).

Le second modèle est le suivant :

$$s(t) = A \sin(2\pi\nu t + \phi(t)) \text{ avec } \phi(t) = \exp(c_p t) \quad (3.26)$$

Avec $\nu = 12/Fe$ la fréquence de la réponse du système visuel normalisée, $A = 5$ et ϕ est la phase du signal avec $c_p = 0.02$ une constante. Ce modèle simule un signal *PEVS* avec des variations de phase. Lorsque t est petit, les variations de phase sont faibles et inversement. Le modèle permet d'estimer à partir de quelle valeur de déphasage entre deux échantillons, les différentes techniques sous-estiment l'amplitude réelle du signal.

Paramétrage

Pour comparer la transformée de Wigner-Ville et la transformée de Fourier à court terme, une fenêtre d'analyse de 512 échantillons et un pas de 32 échantillons ont été choisis. La fenêtre d'analyse est rectangulaire.

Résultats

La figure 3.30 illustre les estimations de l'amplitude du signal à 12 Hz obtenues avec la transformée de Fourier à court terme et transformée de Wigner-Ville pour la première modélisation (équation 3.25). L'amplitude du signal réel est constante et égale à 5. La transformée de Wigner-Ville (en bleu) est moins robuste au bruit que la transformée de Fourier à court terme (en rouge). L'erreur quadratique moyenne calculée de 5 à 80 s est de 0.59 (avec une variance de 0.35) pour la première et de 0.30 (avec une variance de 0.10) pour la seconde. Ceci montre que la transformée de Wigner-Ville est moins adaptée aux signaux bruités que la transformée de Fourier à court terme.

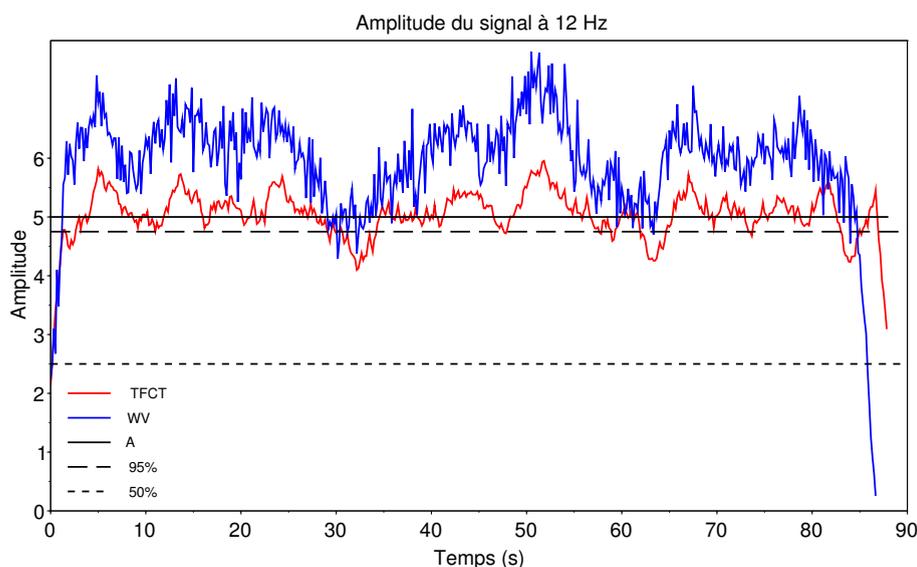
La figure 3.31 illustre les estimations de l'amplitude du signal à 12 Hz obtenues avec la transformée de Fourier à court terme et transformée de Wigner-Ville pour la seconde modélisation (équation 3.26). Là encore, la transformée de Fourier à court terme (en rouge) est supérieure à la transformée de Wigner-Ville (en bleu). L'amplitude estimée par cette dernière est très impactée par le déphasage, et ce même pour de très faibles variations. Ceci montre que la transformée de Wigner-Ville n'est pas adaptée aux signaux non-stationnaires

Figure 3.30 Effet du bruit blanc gaussien sur la transformée de Wigner-Ville et la transformée de Fourier à court terme

Méthode : Le signal de l'équation 3.25 est analysé par transformée de Fourier à court terme en rouge et transformée de Wigner-Ville en bleu.

Paramètres : fenêtre = 512, pas = 32

Description : L'amplitude réelle du signal à 12 Hz est constante et égale à 5. La transformée de Fourier à court terme est moins sensible que la transformée de Wigner-Ville au bruit.



dont la phase varie au cours du temps.

Conclusion

Même si la transformée de Wigner-Ville est souvent présentée comme l'analyse à privilégier pour des signaux non-stationnaires, elle n'est réellement adaptée que pour des changements de fréquence. Les non-stationnarités dues au bruit, aux artefacts et aux variations de phase d'un signal entraînent une sous-estimation de l'énergie du signal. Cette méthode n'est donc pas adaptée à l'analyse des *PEVS*.

Le Modèle AR

Principe théorique et méthodes

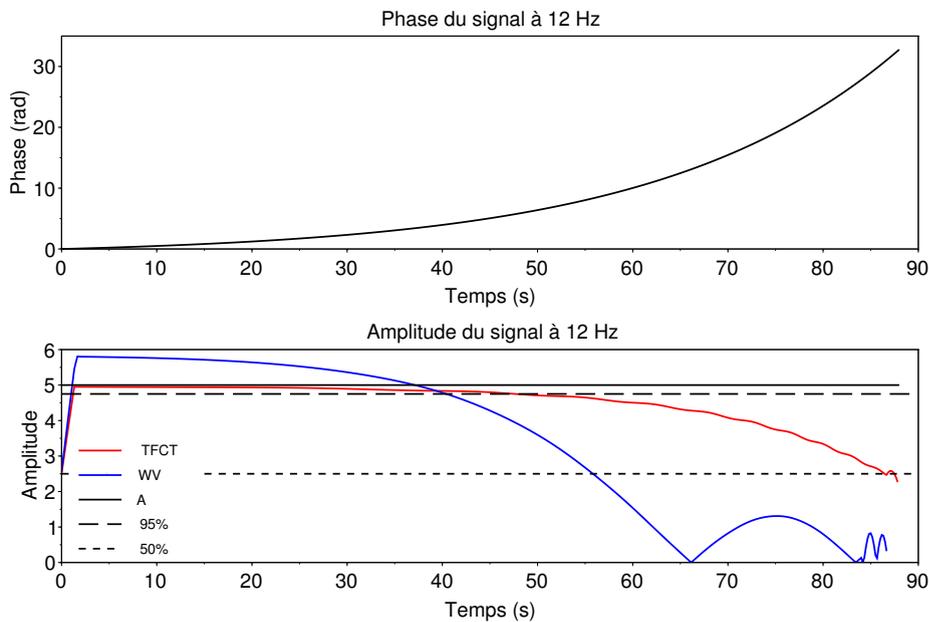
Les processus autorégressifs (AR) permettent de modéliser un signal stationnaire et de prédire son comportement lorsqu'il y a une dépendance entre les valeurs passées et présentes. Le principe consiste à filtrer un bruit blanc avec un filtre linéaire contenant p pôles

Figure 3.31 Effet des variations de phase sur la transformée de Wigner-Ville et la transformée de Fourier à court terme

Méthode : Le signal de l'équation 3.26 est analysé par transformée de Fourier à court terme en rouge et transformée de Wigner-Ville en bleu.

Paramètres : fenêtre = 512, pas = 32

Description : L'amplitude réelle du signal à 12 Hz est constante et égale à 5. La transformée de Fourier à court terme est moins sensible que la transformée de Wigner-Ville aux variations de phase.



[95, 178].

$$H(z) = \frac{1}{A_p(z)} = \frac{1}{\sum_{t=0}^p a_p(t)z^{-t}}$$

Le spectre d'un modèle AR est un spectre en pics. Pour calculer la valeur des coefficients du filtre, on utilise les équations de Yule-Walker. Le nombre de pôles utiles peut se déterminer grâce à plusieurs critères de minimisation de l'erreur dont voici les principaux :

Akaike : $AIC(k) = 2k - N \ln(E)$ avec k le nombre de paramètres et E l'erreur de la modélisation

MDL : (Minimum Description Length) $MDL(k) = \ln(N)k - N \ln(E)$ avec k le nombre de paramètres et E l'erreur de la modélisation

FPE : (Final Prediction Error) $FPE(k) = E \frac{N+k+1}{N-k-1}$

Parzen : $CAT(k) = \left[\frac{1}{N} \sum_{j=1}^k \frac{N-j}{NE_j} \right] - \frac{N-k}{NE_p}$

Une limitation de l'application de cette méthode est que le signal étudié doit être stationnaire. Or le signal *PEVS* est non-stationnaire. Pour pallier à cette limitation, il est possible, comme avec la transformée de Fourier, d'appliquer cette méthode sur une portion de signal. Le fenêtrage permet de supposer que le signal n'est stationnaire que sur la portion étudiée.

Modélisation

Le processus AR est évalué sur la modélisation suivante, représentative d'un signal *PEVS* :

$$s(t) = A \sin(2\pi\nu t) + b(t) \quad (3.27)$$

Avec $\nu = 12/Fe$ la fréquence de la réponse du système visuel normalisée, $A = 5(\sin(2\pi\nu_2 t) + 1)$ l'amplitude du sinus et $b \sim \mathcal{N}(0, 10)$ un bruit blanc gaussien. Ce modèle illustre la réponse du système visuel à une stimulation de 6 Hz en mode renversement et une fréquence spatiale qui varie au cours du temps.

Paramétrage

La fenêtre d'analyse est de 512 échantillons. Le pas est de 32 échantillons.

Pour trouver les coefficients du filtre, il faut tout d'abord faire l'autocorrélation du signal étudié. Ensuite via l'algorithme de Levinson [78], l'erreur de prédiction en fonction de l'ordre du filtre est estimée. Le meilleur compromis entre l'erreur de prédiction et l'ordre du filtre est déterminé grâce à l'un des différents critères : Akaike, MDL, FPE, Parzen énoncés plus haut. Enfin il suffit de générer la réponse du filtre estimé pour avoir un modèle du signal. Ce modèle a pour but de faciliter la détermination de l'amplitude des harmoniques.

Ces étapes sont répétées à chaque fois que la fenêtre d'analyse est déplacée. Pour recueillir l'amplitude du signal à 12 Hz au cours du temps, l'amplitude du spectre à 12 Hz est stockée à chaque itération.

Résultats

La figure 3.32 présente l'amplitude du signal à 12 Hz calculée à l'aide de la modélisation AR et la transformée de Fourier à court terme.

Même si la forme globale de l'amplitude du signal à 12 Hz est respectée, la modélisation AR n'est pas du tout adaptée à l'étude de notre signal. Les variations de l'amplitude estimée sont beaucoup trop importantes pour être réelles. Une des explications possibles de ce phénomène est que, même sur une durée de 2.7 s (=512 échantillons), le signal n'est pas stationnaire. Cela entraîne donc un mauvais calcul des coefficients du filtre AR.

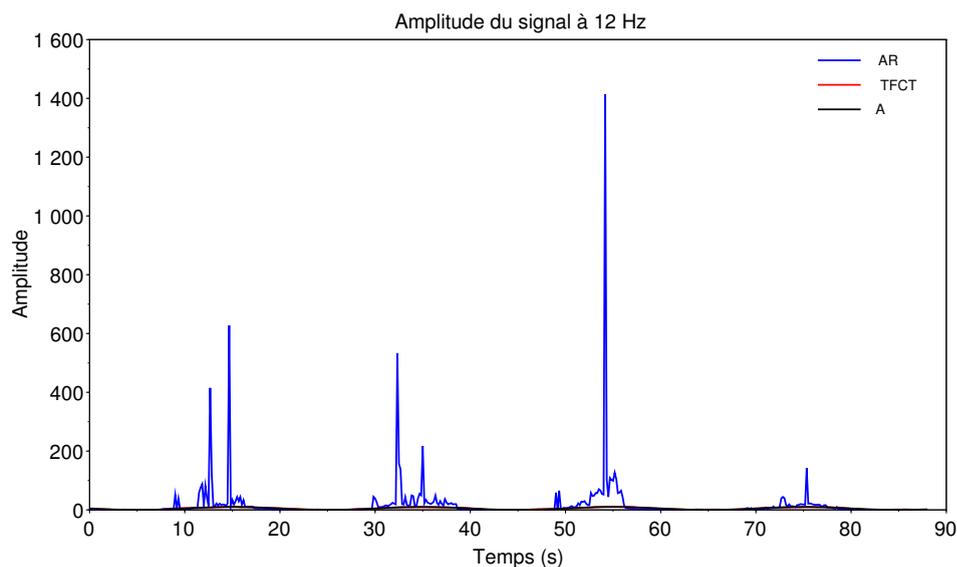
L'analyse totale d'un signal de 100 s dure 4 minutes (contre quelques secondes pour la transformée de Fourier à court terme). Ceci s'explique par l'utilisation du critère de minimisation de l'erreur pour déterminer le nombre de coefficients du filtre. Car chaque calcul de spectre le nombre de coefficients est estimé de nouveau. Cette durée de calcul est trop longue pour l'application.

Figure 3.32 Évaluation de la modélisation AR

Méthode : Le signal de l'équation 3.27 est analysé par transformée de Fourier à court terme en rouge et modélisation AR en bleu.

Paramètres : fenêtre = 512, pas = 32, critère = CFPE

Description : L'amplitude réelle du signal à 12 Hz est en noir. L'estimation de l'amplitude par modélisation AR est tellement surévaluée que l'amplitude réelle est à peine visible sur le graphique. La modélisation AR ne permet pas d'estimer l'amplitude réelle du signal.



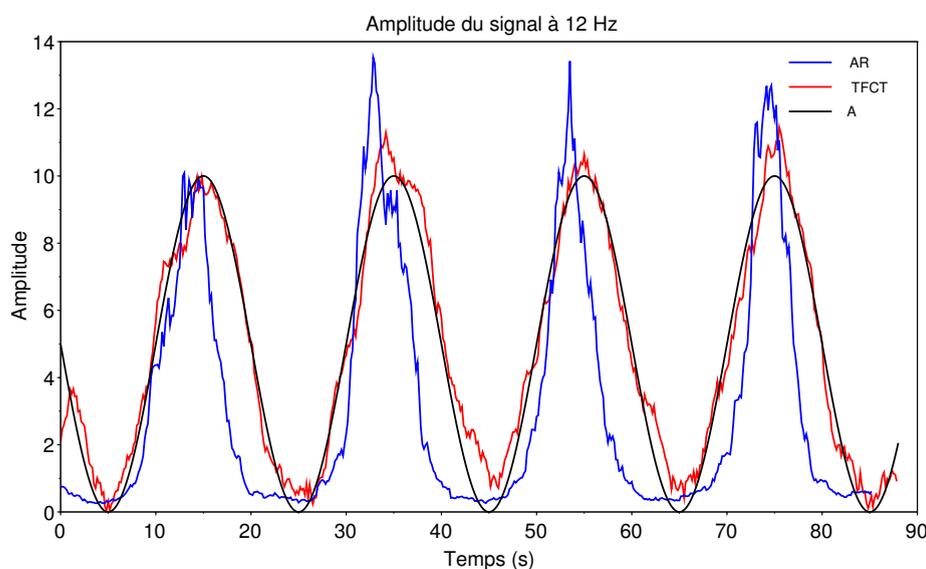
Lorsqu'un nombre de coefficients AR est fixé pour chaque estimation (ici 15), les variations de l'estimation de l'amplitude du signal à 12 Hz sont atténuées (figure 3.33). Mais la transformée de Fourier fenêtrée reste plus robuste que la modélisation AR.

Figure 3.33 Évaluation de la modélisation AR sans critère

Méthode : Le signal de l'équation 3.27 est analysé par transformée de Fourier à court terme en rouge et modélisation AR en bleu.

Paramètres : fenêtre = 512, pas = 32, nombre de coefficients AR=15

Description : L'amplitude réelle du signal à 12 Hz est en noir. Lorsque le nombre de coefficients est fixé à 15, l'estimation de l'amplitude du signal à 12 Hz est plus précise. Néanmoins, la transformée de Fourier à court terme est plus adaptée.

**Conclusion**

La modélisation AR n'est pas adaptée à notre application. Le signal étudié ne respectant pas l'hypothèse de stationnarité, les résultats sont très perturbés et illisibles.

3.3.2 La transformée de Fourier à court terme**Principe théorique et méthodes**

La transformée de Fourier est un classique en traitement du signal dans tous les domaines nécessitant une analyse fréquentielle. Celui de l'électrophysiologie en fait partie [55, 16, 30, 26]. Depuis ses débuts [23, 53, 73], l'analyse de l'électroencéphalogramme par la transformée de Fourier a permis de mettre en évidence les rythmes corticaux [186], de suivre l'évolution des fonctions cérébrales [99] ou encore de détecter des pathologies [148].

La transformée de Fourier

On doit le principe de cette transformée à Joseph Fourier qui en 1882 a démontré que n'importe quel signal réel pouvait être décrit comme étant une somme infinie de sinus et cosinus. Grâce aux propriétés de ces deux fonctions, il est possible de retrouver l'amplitude et la phase de chaque fréquence du signal via une intégrale. On obtient ainsi la contribution de chaque fréquence d'un signal dans la construction d'un spectre.

La transformée de Fourier s'écrit :

$$\hat{f}(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \exp(-2i\pi\omega t) dt \quad (3.28)$$

Avec $\omega = \frac{1}{T}$ la fréquence, $t, \omega \in \mathbb{R}$.

Les fonctions sinus et cosinus sont incluses dans l'exponentielle complexe. Il est possible de les retrouver grâce à la formule d'Euler :

$$\exp(2i\theta) = \cos(2\pi\theta) + i \sin(2\pi\theta) \quad (3.29)$$

La transformée de Fourier inverse, qui permet de retrouver exactement le signal de départ, s'écrit :

$$f(t) = \int_{-\infty}^{\infty} \hat{f}(\omega) \exp(2i\pi\omega t) d\omega \quad (3.30)$$

Le principal défaut de la transformée de Fourier est la perte totale de l'information temporelle. Il est possible de visualiser de quelles fréquences est composé le signal analysé mais il est impossible de connaître l'évolution de l'amplitude de celles-ci au cours du temps. Prenons un exemple simple. Si on analyse un morceau musique, grâce à la transformée de Fourier on est capable d'identifier les notes qui composent le morceau mais on n'aura aucune idée des instants où elles sont jouées.

La transformée de Fourier à court terme

Pour pallier à ce problème, il est possible d'utiliser la méthode de Blackman-Tukey aussi appelée transformée de Gabor [95] ou transformée de Fourier à court terme. Elle consiste à appliquer la transformée de Fourier classique sur une portion du signal afin d'obtenir un spectre local, puis de faire glisser la fenêtre afin de calculer un nouveau spectre et ainsi de suite jusque la fin du signal enregistré. L'algorithme ne nécessite que trois paramètres supplémentaires :

1. la dimension de la fenêtre qui délimite la portion de signal analysé

2. la forme de la fenêtre (rectangulaire, triangulaire, Blackman, ...)

3. la dimension du pas qui fixe la distance temporelle entre deux fenêtres d'analyse

Grâce à cette méthode, il est possible d'avoir des informations à la fois temporelles et fréquentielles sur le signal. Ses atouts majeurs sont qu'elle permet une analyse temps-fréquence rapide, et qu'elle convient à un grand nombre de signaux.

Par contre, une des limitations est mise en évidence par l'incertitude d'Heisenberg :

$$\Delta t \Delta \rho \leq \frac{h}{4\pi} \quad (3.31)$$

Où $h = 6.63 \times 10^{-34} \text{ m}^2 \text{ kg Hz}$ est la constante de Planck, Δt est la résolution temporelle et $\Delta \rho$ est la résolution fréquentielle. Plus l'information est précise en temps, moins elle est précise en fréquence et inversement. C'est-à-dire qu'il faut trouver un compromis. La fenêtre d'analyse de la *TFCT* doit être assez grande pour pouvoir détecter les plus basses fréquences. Mais elle doit être aussi assez fine pour avoir une bonne résolution temporelle dans le but de visualiser les variations d'amplitude des fréquences au cours du temps. Un autre problème de la transformée de Fourier à court terme est lié à l'utilisation de la fenêtre d'analyse. Quelle que soit sa forme, elle va nécessairement induire des distorsions et de la perte d'information [112].

Une des conditions fondamentales pour appliquer la transformée de Fourier est que le signal doit être stationnaire ou quasi-stationnaire. Or un signal constitué de *PEVS* est loin être stationnaire notamment au niveau de la phase. Celle-ci est propre à chaque fréquence d'un signal. Dans notre cas, la phase d'intérêt est celle de la fréquence à 12 Hz. Une phase qui varie dans le temps indique un déphasage, c'est-à-dire un décalage de la sinusoïde dans le temps. Lorsque la phase n'est pas constante, la transformée de Fourier va « interpréter » ces variations comme des variations de fréquence.

La transformée de Fourier à court terme est encore aujourd'hui la technique d'analyse la plus utilisée pour analyser l'électroencéphalogramme [30, 55, 148] et c'est la technique actuellement implémentée sur le MonPackOne de METROVISION. C'est pourquoi elle est considérée comme référence dans cette thèse. Comme nous le verrons dans la section « résultats » de ce chapitre, les variations rapides de phase des signaux conduisent à une sous-estimation de l'amplitude de la réponse du cortex visuel. Il est donc nécessaire de trouver des méthodes alternatives pour corriger les effets de la phase.

La transformée de Fourier à court terme avec compensation de phase

Malgré le fait que la transformée de Fourier à court terme ne soit pas robuste aux changements rapides de phase, elle permet de les calculer avec une précision relative à

la taille de la fenêtre d'analyse et du pas. Ainsi il est possible d'estimer les variations de phase du signal à traiter.

La technique de la Transformée de Fourier à Court Terme avec Compensation de Phase (TFCTCP), conçue pour les besoins spécifiques de l'étude, contient 4 étapes.

Calcul de la transformée de Fourier à court terme : cette étape permet d'estimer la phase de la fréquence étudiée (ici 12 Hz). La connaissance de cette phase permet de retrouver le délai temporel entre la stimulation et la réponse du cortex visuel en fonction du temps.

Ajout d'échantillons par interpolation : la phase obtenue lors de l'étape précédente ne contient que $\frac{N-Fen}{pas}$ échantillons. Avec N le nombre d'échantillons du signal, Fen la taille de la fenêtre d'analyse et pas la taille du pas. Un ajout d'échantillons par interpolation linéaire est donc nécessaire pour avoir une estimation de la phase du signal pour tous les échantillons.

Correction du signal temporel : Chaque échantillon du signal temporel initial est décalé temporellement en fonction de la phase estimée précédemment.

Estimation de l'amplitude du signal à 12 Hz : Une transformée de Fourier à court terme est appliquée, cette fois-ci sur le signal corrigé afin d'estimer l'amplitude du signal à 12 Hz.

Modélisation

La phase

Pour tester la précision de l'estimation du signal à 12 Hz avec une phase non constante, une modélisation du signal *PEVS* est nécessaire. En effet, l'amplitude du signal à 12 Hz d'un signal réel n'est pas connue. C'est ce que l'on cherche à estimer.

Voici le modèle utilisé pour évaluer les effets de la phase du signal :

$$s(t) = A \sin(2\pi\nu t + \phi(t)) \text{ avec } \phi(t) = \exp(c_p t) \quad (3.32)$$

Avec $\nu = 12/Fe$ la fréquence de la réponse du système visuel normalisée. ϕ est la phase du signal avec $c_p = 0.08$ une constante.

La modélisation de la phase par une exponentielle croissante en fonction du temps permet d'évaluer les deux méthodes de traitement pour des déphasages entre deux échantillons de plus en plus importants. Quand t est petit, le déphasage est quasi nul et peut être considéré comme constant. Le signal peut alors être vu comme quasi stationnaire. Au fur et à mesure que t augmente le signal devient non-stationnaire.

$A = 5$ est l'amplitude du signal utile. Elle est choisie constante afin de quantifier avec exactitude la sous-évaluation de l'estimation des deux transformées. Des résultats similaires à ceux présentés sont obtenus avec une amplitude non constante de type $5 \sin(2\pi\nu_2 t)$ et avec un bruit additionnel suivant la loi $\mathcal{N}(0, 10)$.

L'artéfact

Le second modèle permet d'évaluer l'influence des artéfacts de type clignements :

$$s(t) = A \sin(2\pi\nu t) + \text{artefact} \quad (3.33)$$

Avec *artefact* l'artéfact illustré figure 3.35. Comme dans la modélisation précédente, l'amplitude du signal utile est constante pour quantifier les effets de l'artéfact sur l'estimation de l'amplitude du signal à 12 Hz.

Paramétrage

La transformée de Fourier à court terme ne nécessite que trois paramètres : la dimension de la fenêtre d'analyse, la forme de la fenêtre et la dimension du pas. Dans [16], les auteurs conseillent, pour l'analyse des potentiels évoqués visuels stationnaires, d'avoir une fréquence d'échantillonnage multiple de la fréquence de stimulation et d'avoir une taille de fenêtre au moins égale à 10 fois la période de stimulation. La fréquence d'échantillonnage est $F_e = 193.28$ Hz, une fréquence légèrement supérieure à 16 fois la fréquence de stimulation de 12 Hz afin d'ajuster la synchronisation. La période de stimulation est de 83 ms soit 16 échantillons. Dans toute l'étude, la taille de la fenêtre est de 512 échantillons (32 fois la période de stimulation) soit 2.6 s. La forme de la fenêtre est rectangulaire. La taille du pas est de 32 échantillons soit 166 ms.

Résultats

La phase

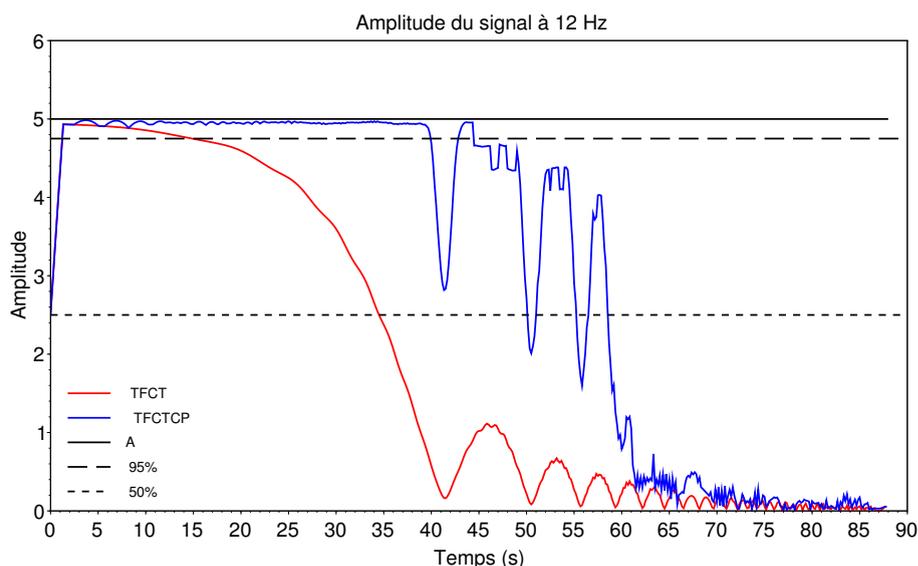
La figure 3.34 illustre les effets des variations de phase sur la transformée de Fourier à court terme (en rouge) et la transformée de Fourier à court terme avec compensation de phase (en bleu). Lorsque la phase varie peu, les deux techniques permettent de retrouver l'amplitude réelle du signal à 12 Hz. Par contre lorsque les variations augmentent, l'amplitude est sous-évaluée. La table ci-dessous contient les valeurs des déphasages pour une amplitude estimée à 95% et 50% de l'amplitude réelle. La *TFCTCP* permet de conserver une estimation correcte de l'amplitude jusqu'à ce que le déphasage entre deux échantillons soit de 0.01 rad.

Figure 3.34 Effet de la phase sur la transformée de Fourier à court terme et la transformée de Fourier à court terme avec compensation de phase

Méthode : Le signal de l'équation 3.32 est analysé par *TFCT* en rouge et *TFCTCP* en bleu. La phase varie exponentiellement en fonction du temps.

Paramètres : fenêtre = 512, pas = 32

Description : L'amplitude réelle du signal à 12 Hz est constante et égale à 5. La *TFCTCP* est moins sensible que la *TFCT* aux variations de phase puisque l'amplitude est correctement estimée jusque $t = 39.92\text{ s} \leftrightarrow 0.0102\text{ rad}$ contre $t = 14.88\text{ s} \leftrightarrow 0.0014\text{ rad}$ pour la transformée de Fourier à court terme.



	95%	50%
TFCT	0.001	0.007
TFCTCP	0.010	0.045

TABLE 3.6 – Influence du déphasage sur la transformée de Fourier à court terme (*TFCT*) et la transformée de Fourier à court terme avec compensation de phase (*TFCTCP*)

Déphasage entre deux échantillons en radians permettant d'estimer 95% et 50% de l'amplitude du signal à 12 Hz

L'artéfact

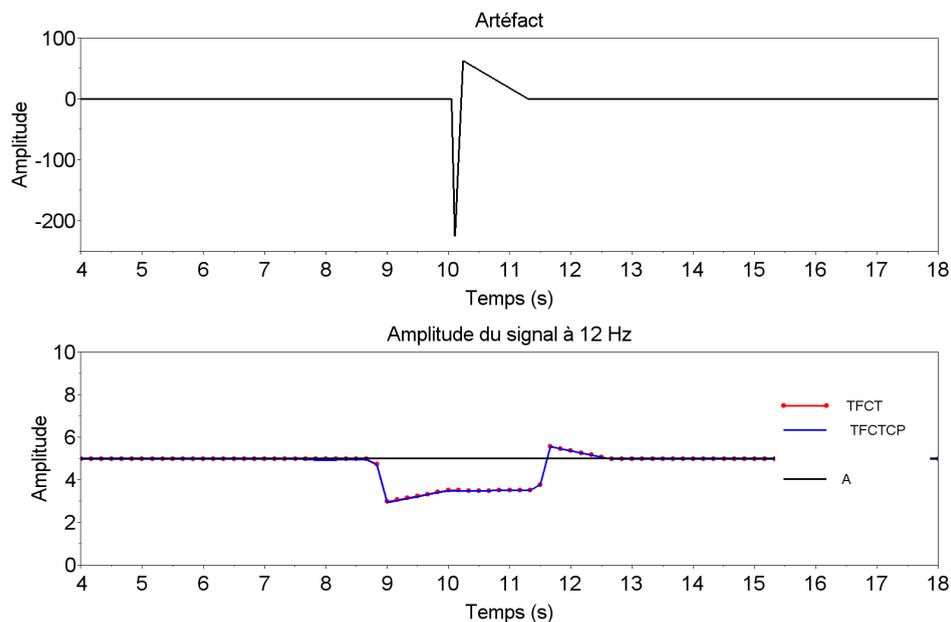
La figure 3.35 représente les effets d'un artéfact de type clignement sur la *TFCT* et sur la *TFCTCP*. Le premier constat est que les deux transformées ont le même comportement face à un artéfact. Le second constat est que les grandes variations d'amplitude du signal influent fortement sur le calcul de l'amplitude du signal à 12 Hz. Malgré le fait que l'artéfact ne commence qu'à 10 s, le fenêtrage du signal (sur 2.6 s) fait que le début de l'artéfact est

Figure 3.35 Effet d'un artéfact sur la transformée de Fourier à court terme et la transformée de Fourier à court terme avec compensation de phase

Méthode : Le signal de l'équation 3.33 est analysé par *TFCT* en rouge et *TFCTCP* en bleu.

Paramètres : fenêtre = 512, pas = 32

Description : En haut de la figure se trouve l'artéfact modélisé. La *TFCT* et la *TFCTCP* se comportent de la même manière face à un artéfact de type clignement. La taille de la fenêtre d'analyse entraîne une longue perturbation de l'estimation de l'amplitude.



pris en compte dès 7.4s. De même, la fin de l'artéfact est prise en compte jusque 13.9s. Plus le fenêtrage est centré sur l'artéfact plus l'estimation de l'amplitude de la réponse du système visuel est impactée.

Conclusion

Lorsque la phase n'est pas stable, la transformée de Fourier à court terme avec compensation de phase améliore l'estimation de l'amplitude de la réponse du système visuel par rapport à la transformée de Fourier à court terme. La modélisation effectuée permet d'approximer le déphasage maximum permis entre deux échantillons à 0.01 rad. Par contre, les deux méthodes ont les mêmes propriétés face aux artéfacts d'amplitude.

3.3.3 Le filtre de Kalman étendu

Le filtre de Kalman est une technique de traitement du signal récente. Elle a été utilisée pour du tracking de fréquence [25, 75, 101, 103], la reconstruction d'image [14, 50, 153], la détection des rythmes électroencéphalographiques [10, 142, 184, 192] ou encore la détection des clignements [170] ou des pics épileptiques [140].

Principe théorique et méthodes

Filtre de Kalman

État et mesure de l'état d'un système

Le filtre de Kalman est un filtre à réponse impulsionnelle infinie. Il sert à estimer l'état d'un système dynamique à partir d'un modèle et d'une suite de mesures incomplètes ou bruitées [165, 196].

Le modèle est défini par deux équations : une équation caractérisant la dynamique du système appelée équation d'état (3.34) et une équation de mesure (3.35).

$$x_{t+1} = A_t x_t + B_t u_t + w_t \quad (3.34)$$

Avec

t : indice temporel, $t \in \mathbb{Z}$, $t \in [1, N]$ avec N nombre d'échantillons du signal

x_t : vecteur d'état du système, $x_t \in \mathbb{R}^{n_x}$

A_t : matrice reliant l'état t à l'état $t + 1$, $A_t \in \mathbb{R}^{n_x \times n_x}$

B_t : matrice reliant l'entrée déterministe, $B_t \in \mathbb{R}^{n_x \times n_u}$

u_t : vecteur d'entrées de la commande appliquées à l'état t , $u_t \in \mathbb{R}^{n_u}$

w_t : bruit d'état blanc, gaussien. Il suit une loi normale $\mathcal{N}(0, Q_t)$, $Q_t = \mathbb{E}[w_t w_t^T]$, $w_t \in \mathbb{R}^{n_x}$

Les mesures sont reliées à l'état du système par l'équation suivante :

$$z_t = H_t x_t + v_t \quad (3.35)$$

Avec

z_t : le vecteur de mesure du système, $z_t \in \mathbb{R}^{n_z}$

H_t : matrice reliant la mesure à l'état du système, $H_t \in \mathbb{R}^{n_z \times n_x}$

v_t : bruit d'état, blanc, gaussien, centré. Il suit une loi normale $\mathcal{N}(0, R_t)$, $R_t = \mathbb{E}[v_t v_t^T]$, $v_t \in \mathbb{R}^{n_z}$

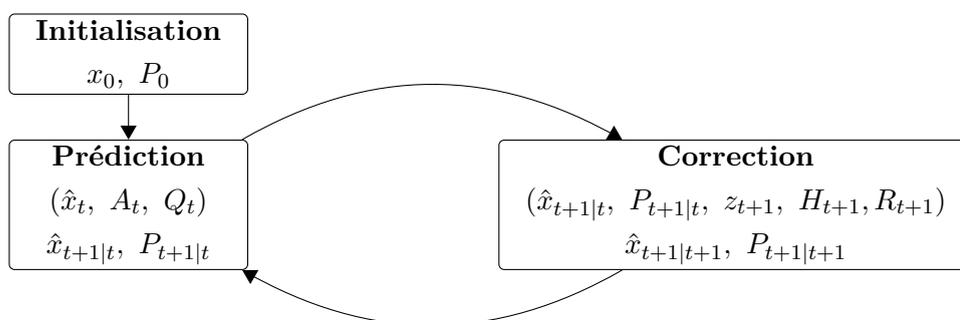
x_t est markovien, c'est-à-dire que la prédiction de l'état futur x_{t+1} à partir de l'état x_t n'est pas rendue plus précise par les états passés.

L'état initial x_0 est en général inconnu et indépendant des bruits w_t et v_t . Il est souvent modélisé par une variable aléatoire gaussienne de moyenne et de variance connues.

Les matrices A_t , B_t , H_t , R_t et Q_t sont supposées connues.

Principe du filtre

Le filtre de Kalman comporte deux étapes distinctes : la prédiction et la correction. Ces deux étapes sont répétées à chaque nouvelle estimation de l'état. Le fonctionnement du filtre peut être résumé grâce au schéma suivant :



Les paramètres utilisés pour la prédiction et la correction sont entre parenthèses. $\hat{x}_{t+1|t}$ est la prédiction de l'état au temps t et $\hat{x}_{t+1|t+1}$ est la prédiction corrigée (= estimation) au temps $t + 1$. Lorsque l'algorithme passe à la valeur suivante, $\hat{x}_{t+1|t+1}$ devient \hat{x}_t .

Prédiction

L'étape de prédiction consiste à estimer l'état actuel grâce à l'estimation de l'état précédent corrigée.

$$\hat{x}_{t+1|t} = A_t \hat{x}_t + B_t u_t \quad (3.36)$$

$$P_{t+1|t} = A_t P_t A^T + Q_t \quad (3.37)$$

L'équation 3.36 est la prédiction de l'état x à l'instant $t + 1$.

L'équation 3.37 est l'estimation de l'erreur de prédiction à l'instant $t + 1$, $P_{t+1|t}$ est appelé matrice de covariance de l'erreur d'estimation.

Correction

L'étape de correction consiste à ajuster l'estimation en prenant en compte la valeur de la

mesure.

$$K_{t+1} = \frac{P_{t+1|t}H_{t+1}^T}{H_{t+1}P_{t+1|t}H_{t+1}^T + R} \quad (3.38)$$

$$\hat{x}_{t+1|t+1} = \hat{x}_{t+1|t} + K_{t+1}(z_{t+1} - H_{t+1}\hat{x}_{t+1|t}) \quad (3.39)$$

$$P_{t+1|t+1} = P_{t+1|t}(I - K_{t+1}H_{t+1}) \quad (3.40)$$

L'équation 3.38 est le gain du filtre de Kalman, K est appelé gain du filtre de Kalman.

L'équation 3.39 est la correction de la prédiction à l'instant t .

L'équation 3.40 est l'estimation de l'erreur après correction.

Filtre de Kalman étendu

Principe

Le filtre de Kalman n'est pas applicable aux signaux non linéaires [196]. En effet, il n'est plus possible d'écrire une matrice reliant l'état précédent à l'état suivant dans ce cas. C'est pourquoi une variante de ce filtre a été créée : le Filtre de Kalman Étendu (ang. EKF : Extended Kalman Filter) (FKE). Celui-ci permet de linéariser localement les équations d'état et de mesure afin d'appliquer les équations du filtre de Kalman.

Les équations 3.34 et 3.35 sont remplacées par :

$$x_{t+1} = f(x_t, u_t, w_t) \quad (3.41)$$

$$z_{t+1} = h(x_{t+1}, v_{t+1}) \quad (3.42)$$

Avec :

x : vecteur d'état du système

f : fonction non linéaire reliant l'état précédent à l'état actuel (les fonctions de commandes et le bruit sont inclus en tant que paramètres)

u : vecteur de commandes du système

w : bruit blanc gaussien centré associé à l'état précédent du système suivant une loi normale $\mathcal{N}(0, Q)$

z : vecteur mesure du système

h : fonction non linéaire reliant la mesure à l'état du système

v : bruit blanc gaussien centré associé à l'état précédent du système suivant une loi normale $\mathcal{N}(0, R)$

Les fonctions f et h sont supposées connues.

Comme il est impossible de connaître la valeur exacte des bruits aux différents instants, les équations d'état et de mesure peuvent être approximées comme suit :

$$x_{t+1} = f(x_t, u_t) + w_t \quad (3.43)$$

$$z_{t+1} = h(x_{t+1}) + v_{t+1} \quad (3.44)$$

Le concept du filtre de Kalman étendu réside dans une linéarisation des équations autour de l'état étudié. Ce filtre n'est applicable qu'aux signaux faiblement non linéaires, c'est-à-dire les signaux qui peuvent être approximés par leur dérivée première.

Une itération du filtre de Kalman étendu est composée de cinq étapes :

1. Prendre en considération le dernier état estimé $\hat{x}_{t|t}$.
2. Linéariser l'équation d'état $x_{t+1} = f(x_t, u_t) + w_t$ autour de $\hat{x}_{t|t}$.
3. Appliquer l'étape de prédiction du filtre de Kalman qui conduira à l'obtention de l'approximation $\hat{x}_{t+1|t}$ et de l'estimation de l'erreur $P_{t+1|t}$.
4. Linéariser l'équation de mesure $z_{t+1} = h(x_{t+1}) + v_{t+1}$ autour de $\hat{x}_{t+1|t}$.
5. Appliquer l'étape de correction du filtre de Kalman qui conduira à l'obtention de l'approximation $\hat{x}_{t+1|t+1}$ et de l'estimation de l'erreur $P_{t+1|t+1}$.

Voici les matrices jacobiennes qui permettent une linéarisation locale du problème :

$$F_{[i,j]} = \frac{\partial f_{[i]}}{\partial x_{[j]}}(\hat{x}_{t|t}, u_t)$$

$$H_{[i,j]} = \frac{\partial h_{[i]}}{\partial x_{[j]}}(\hat{x}_{t+1|t})$$

F matrice jacobienne de la dérivée partielle de f par rapport à x .

H matrice jacobienne de la dérivée partielle de h par rapport à x .

La linéarisation locale entraîne une convergence locale du filtre de Kalman étendu. Ce filtre ne garantit pas une convergence globale contrairement au filtre classique si les linéarisations consécutives ne sont pas d'assez bonnes approximations. La stabilité du filtre est donc plus difficile à atteindre et dépend souvent de l'initialisation.

Le filtre de Kalman étendu appliqué aux potentiels évoqués visuels stationnaires

Dans la partie 3.1 *La description du signal*, le signal potentiels évoqués visuels stationnaires

a été modélisé comme suit :

$$s(t) = A(t) \sin(2\pi\nu t + \phi(t)) + b(t) + \text{artefacts} \quad (3.45)$$

Avec A l'amplitude du second harmonique qui varie en fonction de la fréquence spatiale, $\nu = 12/Fe$ la fréquence de la réponse du système visuel normalisée, t l'indice temporel, $t \in [1 : N]$ avec N le nombre d'échantillons du signal, ϕ la phase du second harmonique et $b \sim \mathcal{N}(m, \sigma)$ un bruit blanc gaussien.

Pour faciliter la mise en place du filtre de Kalman étendu, les artéfacts de l'équation ci-dessus sont négligés.⁶

Voici l'équation d'état :

$$\hat{x}_{t+1|t} = f(\hat{x}_t) + w_t = x_t + w_t \quad (3.46)$$

x_t : le vecteur d'état, $x_t = \begin{pmatrix} A_t \\ \phi_t \end{pmatrix}$

A_t : l'amplitude du second harmonique en μV

ϕ_t : la phase du second harmonique en radians

w_t : bruit blanc gaussien, centré, suivant une loi normale $\mathcal{N}(0, Q)$, $Q = \begin{pmatrix} \text{var}_A & 0 \\ 0 & \text{var}_\phi \end{pmatrix}$

var_A : la variance du bruit d'état de l'amplitude du second harmonique en μV^2 , pour cette application la valeur de var_A est constante.

var_ϕ : la variance du bruit d'état de la phase du second harmonique en rad^2 , pour cette application la valeur de var_ϕ est constante.

Grâce aux jacobiennes et au modèle d'état du filtre de Kalman étendu décrits ci-dessus, l'étape de prédiction du filtre de Kalman étendu s'écrit :

$$\hat{x}_{t+1|t} = \hat{x}_t \quad (3.47)$$

$$P_{t+1|t} = FP_{t|t}F^T + Q = P_{t|t} + Q \quad (3.48)$$

Avec

$$F = I_2$$

Voici l'équation de mesure :

6. Dans la suite du rapport, les erreurs d'estimation du filtre de Kalman étendu en présence d'artéfacts seront mises en évidence. Néanmoins, grâce au filtrage par transformée en ondelettes discrète stationnaire en amont, les artéfacts sont considérablement réduits ce qui permet l'utilisation de notre modèle.

$$z_{t+1} = h(x_{t+1}, 0) + v_{t+1} = x_{t+1}[1] \sin(2\pi\nu t + x_{t+1}[2]) + v_{t+1} \quad (3.49)$$

z_t : le vecteur de mesure

v_t : bruit blanc gaussien, centré, suivant une loi normale $\mathcal{N}(0, R)$, $R = var_b$

var_b : la variance du bruit de mesure en μV^2 , pour cette application la valeur de var_b est constante.

$x_{t+1}[1]$: A_t

$x_{t+1}[2]$: ϕ_t

Grâce aux jacobiennes et au modèle de mesure du filtre de Kalman, l'étape de correction du filtre de Kalman étendu s'écrit :

$$K_{t+1} = \frac{P_{t+1|t} H_{t+1}^T}{H_{t+1} P_{t+1|t} H_{t+1}^T + R_{t+1}} \quad (3.50)$$

$$\hat{x}_{t+1|t+1} = \hat{x}_{t+1|t} + K_{t+1}(z_{t+1} - h(\hat{x}_{t+1|t})) \quad (3.51)$$

$$P_{t+1|t+1} = P_{t+1|t}(I - K_{t+1} H_{t+1}) \quad (3.52)$$

Avec :

$$H = \begin{pmatrix} \sin(2\pi\nu t + x_t[2]) & x_t[1] \cos(2\pi\nu t + x_t[2]) \end{pmatrix}$$

Modélisation

Pour comparer les performances du filtre de Kalman étendu par rapport aux transformées de Fourier à court terme, les modèles utilisés sont les mêmes.

Pour l'étude de la phase : équation 3.32

Pour l'étude de l'artéfact : équation 3.33

Paramétrage

Le paramétrage du filtre de Kalman étendu passe par l'initialisation de l'état du système et par le calcul des variances du bruit d'état et du bruit de mesure. Celles-ci peuvent être vues comme des paramètres de réglage qui doivent être adaptés à chaque signal étudié. Comme les caractéristiques d'un signal peuvent fortement varier d'un examen à un autre, il n'est pas possible de fixer des paramètres communs à tous les examens.

Mais la transformée de Fourier à court terme, qui est la technique de traitement de signal de référence pour cet examen, permet d'avoir une estimation correcte du signal utile. Les paramètres du filtre de Kalman étendu sont donc estimés grâce à cette technique.

Initialisation de l'état :

A_0 est égal à l'amplitude de la réponse du système visuel calculée par transformée de Fourier sur les 512 premiers échantillons du signal.

ϕ_0 est égal à la phase de la réponse du système visuel calculée par transformée de Fourier sur les 512 premiers échantillons du signal.

Calcul des variances :

La variance du bruit d'état de l'amplitude var_A , permet de caractériser les variations de l'amplitude de la réponse du système visuel. Voici les étapes qui permettent de la calculer :

1. estimation de l'amplitude de la réponse du système visuel par *TFCT* (fenêtre rectangulaire = 512 échantillons, pas = 32 échantillons)
2. ajout d'échantillons par approximation linéaire afin d'obtenir l'amplitude de la réponse du système visuel pour chaque échantillon du signal
3. calcul de la variance de la différence entre deux échantillons consécutifs sur la totalité du signal

La variance du bruit d'état de la phase var_{phi} , permet de caractériser les variations de la phase de la réponse du système visuel. Voici les étapes qui permettent de la calculer :

1. estimation de la phase de la réponse du système visuel par *TFCT* (fenêtre rectangulaire = 512 échantillons, pas = 32 échantillons)
2. correction de la phase (la *TFCT* ne permet de calculer la phase que sur $[-\pi, \pi]$)
3. ajout d'échantillons par approximation linéaire afin d'obtenir la phase de la réponse du système visuel pour chaque échantillon du signal
4. calcul de la variance de la différence entre deux échantillons consécutifs sur la totalité du signal

La variance du bruit de mesure var_b , permet de caractériser le bruit du signal. Comme le signal utile n'est pas connu avec exactitude, il est impossible d'estimer le bruit sur un signal réel. Par contre, il est possible de le modéliser. Voici les étapes qui permettent de calculer la variance du bruit sur un signal simulé :

1. modélisation d'un bruit blanc gaussien suivant la loi $\mathcal{N}(0, \sigma)$
2. filtrage du bruit par transformée en ondelettes discrète stationnaire
3. calcul de la variance de la différence entre deux échantillons consécutifs sur la totalité du signal

En prenant $\sigma = 9$ ce qui est assimilable au bruit du premier examen de référence, $var_b = 2.93\mu V^2$. En prenant $\sigma = 11$ ce qui est assimilable au bruit du second examen de référence, $var_b = 4.76\mu V^2$. Le compromis a été fixé à $4\mu V^2$ pour tous les examens.

Résultats

La phase

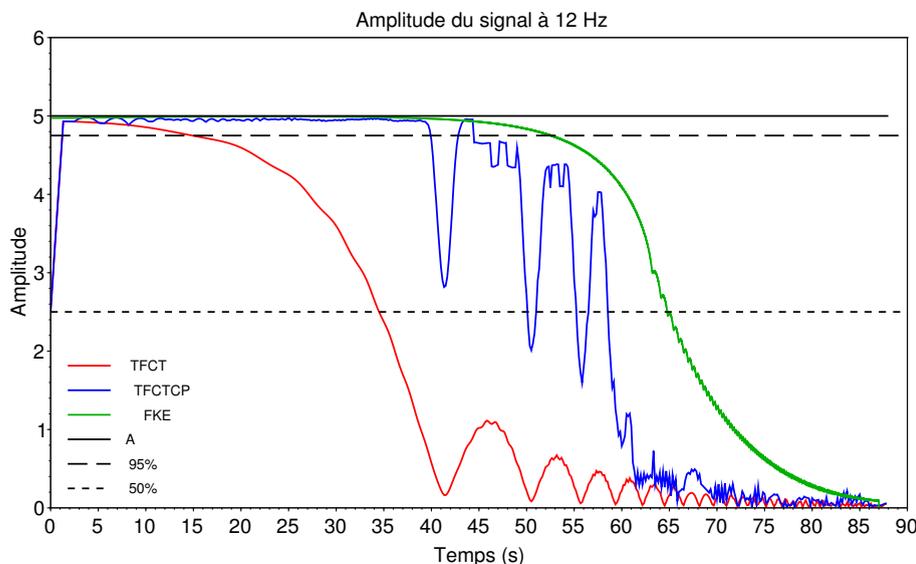
La figure 3.36 illustre les effets des variations de phase sur la transformée de Fourier à court terme (*TFCT* en rouge), transformée de Fourier à court terme avec compensation de phase (*TFCTCP* en bleu) et le filtre de Kalman étendu (*FKE* en vert).

Figure 3.36 Effet de la phase sur le filtre de Kalman étendu

Méthode : Le signal de l'équation 3.32 est analysé par *TFCT* en rouge *TFCTCP* en bleu et *FKE* en vert. La phase varie exponentiellement en fonction du temps.

Paramètres : $var_A = 2.5 \times 10^{-6} \mu V^2$, $var_{phi} = 1 \times 10^{-3} \text{ rad}^2$ (ces variances sont calculées automatiquement) et $var_b = 3 \mu V^2$

Description : Le *FKE* permet de conserver une bonne estimation de la phase jusque $t = 52.70 \text{ s} \Leftrightarrow 0.0282 \text{ rad}$ entre deux échantillons.



Lorsque la phase varie peu, les trois techniques permettent de retrouver l'amplitude réelle du sinus à 12 Hz. Par contre lorsque les variations augmentent, l'amplitude est sous-évaluée. La table 3.7 contient les valeurs des déphasages pour une amplitude estimée à 95% et 50% de l'amplitude réelle. Le *FKE* permet de conserver une estimation correcte de l'amplitude jusqu'à ce que le déphasage entre deux échantillons soit de 0.028 rad soit environ 2.8 fois plus que la *TFCTCP* et 28 fois plus que la *TFCT*.

L'artéfact

La figure 3.37 représente les effets d'un artéfact de type clignement sur la *TFCT* sur la

	95%	50%
TFCT	0.001	0.007
TFCTCP	0.010	0.045
FKE	0.028	0.075

TABLE 3.7 – Influence du déphasage sur la transformée de Fourier à court terme (TFCT), la transformée de Fourier à court terme avec compensation de phase (TFCTCP) et le filtre de Kalman étendu (FKE)

Déphasage entre deux échantillons en radians permettant d'estimer 95% et 50% de l'amplitude du sinus à 12 Hz

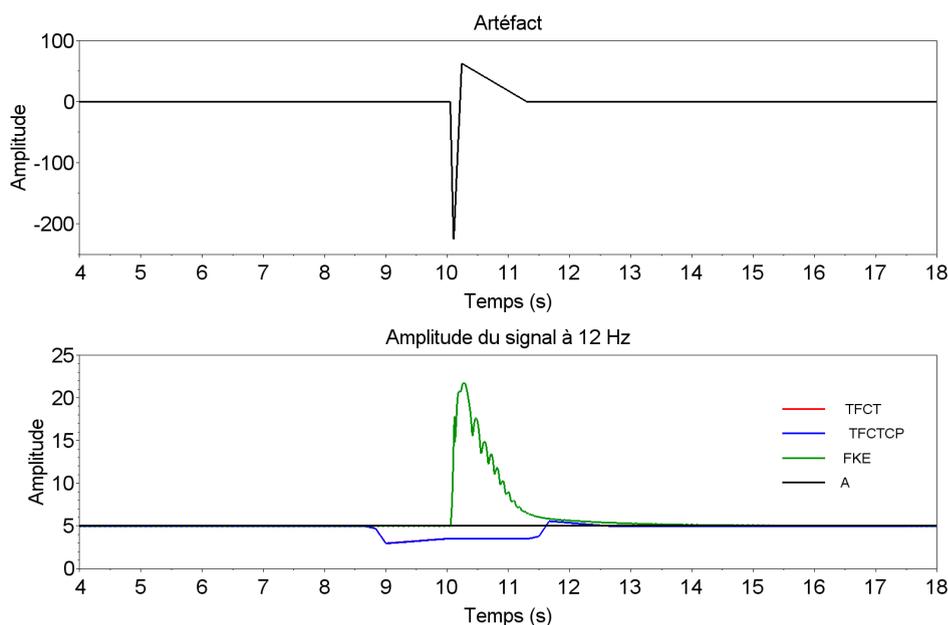
TFCTCP et sur le FKE. L'artéfact est un évènement qui est très éloigné de la modélisation

Figure 3.37 Effet de l'artéfact sur le filtre de Kalman étendu

Méthode : Le signal de l'équation 3.33 est analysé par TFCT en rouge TFCTCP en bleu et FKE en vert.

Paramètres : $var_A = 1 \times 10^{-4} \mu V^2$, $var_{phi} = 1 \times 10^{-4} \text{ rad}^2$ et $var_b = 3 \mu V^2$

Description : En haut de la figure se trouve l'artéfact modélisé. Le FKE est très perturbé par la présence d'un artéfact de type clignement.



qui a été choisie pour le filtre de Kalman étendu. C'est pourquoi, l'estimation est très impactée par la présence de l'artéfact à 10s. Néanmoins, l'avantage du filtre de Kalman est que l'estimation n'est pas perturbée jusqu'au début de l'artéfact puisqu'il n'y a pas de fenêtre d'analyse et que l'estimation est effectuée échantillon par échantillon. L'amplitude de la perturbation et sa durée dépendent des variances des bruits d'état et de mesure. Ici,

la perturbation dure environ deux secondes.

Un filtrage préalable est donc nécessaire pour enlever les artéfacts avant d'effectuer une estimation de l'amplitude de la réponse du système visuel par le filtre de Kalman étendu.

Les performances du filtre dépendent étroitement des variances des bruits d'état et de mesure. Pour les modélisations présentées, il aurait suffi de fixer var_A très petit pour que l'estimation de l'amplitude ne varie pas au cours du temps et donc avoir des performances bien meilleures. Mais le but ici, est de tester le filtre avec le même paramétrage qui est fait pour les examens dans le chapitre 3.4.2 *Résultats*.

Conclusion

Lorsque la phase n'est pas stable, le filtre de Kalman étendu améliore l'estimation de l'amplitude de la réponse du système visuel par rapport aux deux autres méthodes. La modélisation effectuée permet d'approximer le déphasage maximum permis entre deux échantillons à 0.028 rad.

Par contre, le filtre de Kalman étendu seul est très impacté par la présence d'artéfacts. Un filtrage préalable par transformée en ondelettes discrète stationnaire par exemple permettrait de limiter l'influence des artéfacts sur l'estimation de l'amplitude de la réponse du système visuel.

3.3.4 Choix de la méthode

L'estimation de l'amplitude de la réponse du système visuel lors de l'examen *PEVS avec stimulation par balayage* doit être la plus proche possible de l'amplitude réelle. La principale limitation à laquelle il faut faire face, est que le signal utile n'est pas connu à l'avance et dépend du sujet et des conditions d'examens. Néanmoins, d'après les connaissances actuelles sur le signal, il est possible d'établir des critères de sélection des méthodes d'estimation. En voici la liste :

- L'amplitude de la réponse doit être estimée au cours du temps.
- La technique doit être adaptée aux signaux non stationnaires.
- Le temps de traitement doit être inférieur à 15 s.
- La paramétrisation de la technique doit être automatique (pas de manipulation de l'opérateur).
- La technique doit être robuste au bruit.
- La technique doit être robuste aux artéfacts.
- La technique doit être robuste aux variations de phase.

L'autocorrélation permet de détecter les fréquences fondamentales d'un signal et ses harmoniques. Grâce à cette technique, il est possible de savoir s'il y a une réponse du sys-

tème visuel à 12 Hz. Néanmoins, aucune information précise sur l'amplitude de la réponse au cours du temps n'est réalisable grâce à cette méthode. L'amplitude de la réponse en fonction de la fréquence spatiale n'est donc pas possible. La technique ne répond pas au premier critère. Elle est donc rejetée.

La transformée de Wigner-Ville est basée sur l'autocorrélation mais elle permet d'estimer l'amplitude d'un signal, à une fréquence donnée, au cours du temps. Le premier critère de sélection est donc respecté. Néanmoins, cette technique n'est pas adaptée aux signaux non stationnaires en phase. En effet, l'estimation de l'amplitude du signal est perturbée même lorsque les variations de phase sont inférieures à 0.001 rad. De plus lorsque l'on compare ses performances avec celle de la transformée de Fourier à court terme sur un signal dont le bruit est représentatif d'un examen usuel, elle donne une estimation moins précise que cette dernière. La transformée de Wigner-Ville n'est donc pas conservée.

La modélisation autorégressive permet d'approximer le spectre d'un signal. En approximant le spectre sur des portions de signal, l'estimation de l'amplitude des harmoniques d'un signal au cours du temps devient possible. Néanmoins, les résultats obtenus avec cette méthode sont décevants. L'amplitude estimée n'est pas représentative de l'amplitude réelle lorsque les paramètres sont calculés automatiquement (critère FPE). De plus, la durée de traitement d'un examen est de 4 minutes, ce qui est trop long pour des applications cliniques. Lorsque l'on impose des critères fixes, les résultats obtenus sont moins précis que ceux de la transformée de Fourier à court terme. La modélisation AR ne correspond pas aux critères de notre application.

La transformée de Fourier à court terme est la méthode de référence de l'examen. Elle répond à tous les critères énoncés ci-dessus sauf la robustesse aux variations de phase. C'est d'ailleurs pour cette raison qu'il est nécessaire de trouver une autre technique d'estimation. En effet, nous avons vu que les variations de phases entraînent une sous-évaluation de l'amplitude d'un signal. Comme cette technique est la référence, elle est conservée afin de vérifier les apports de la nouvelle méthode.

La transformée de Fourier à court terme avec compensation de phase répond, en partie, au problème de la phase de la transformée de Fourier à court terme puisque l'estimation reste correcte pour des variations de phase environ 10 fois plus importantes. Néanmoins cette technique n'a pas été conservée puisque le filtre de Kalman étendu surpasse ses performances.

Le filtre de Kalman étendu permet d'estimer l'amplitude de la réponse du système visuel échantillon par échantillon et non plus sur une fenêtre d'analyse comme la *TFCT* ou la *TFCTCP*. Elle autorise des variations de phase 28 fois supérieures à celles de la *TFCT*. Les paramètres du filtre sont calculés automatiquement pour chaque examen. Néanmoins, cette technique ne respecte pas un des critères qui est la stabilité face à un artefact. Cette

faiblesse est corrigée par le filtrage par la transformée en ondelettes discrète stationnaire qui élimine les artéfacts avant que le signal ne soit traité par ondelettes. Le *FKE* est donc retenu pour l'estimation de l'amplitude de la réponse du système visuel.

3.4 L'estimation de l'acuité visuelle

3.4.1 Les méthodes existantes

La détermination de l'acuité visuelle par extrapolation de la réponse du système visuel a été initiée par Tyler *et al* [189]. Ils se sont inspirés des travaux de Campbell et Maffei sur un examen de sensibilité au contraste dont le déroulement est similaire à celui du *PEVS avec stimulation par balayage*. La technique prend en compte la réponse du système visuel à trois balayages de fréquence spatiale. Une régression linéaire, à l'œil, est effectuée à partir des trois balayages observés. La jonction de la droite obtenue avec l'axe des abscisses donne l'acuité visuelle.

Le principal inconvénient de cette approche est le traçage à l'œil de la droite de régression. Lorsque les balayages sont très similaires, cela ne pose pas de problème. Mais il arrive fréquemment que cela ne soit pas le cas, par exemple lorsque le patient ne peut s'empêcher de cligner pendant les balayages, ou si son attention n'est pas constante au cours du temps (notamment chez l'enfant).

En 1985, Norcia propose une nouvelle méthode d'extrapolation inspirée des travaux de Tyler [134]. L'originalité de sa méthode tient dans la prise en compte du bruit.

Celui-ci est estimé en calculant l'amplitude du spectre obtenue à la fréquence de 14 Hz au cours d'un balayage (la fréquence de stimulation est de 6 Hz en mode renversement comme dans cette thèse, par contre la progression des fréquences spatiales est linéaire et non logarithmique). L'amplitude moyenne de ce bruit, multipliée par 3, donne un seuil de validité de la réponse. L'acuité visuelle n'est calculée que s'il existe une partie du signal utile qui dépasse le **seuil de validité**. Le seuil de validité permet ainsi de rejeter les examens pour lesquels l'amplitude des balayages de fréquences spatiales n'est pas significative par rapport à celle du bruit. Ceci permet donc d'éviter des erreurs d'estimation de l'acuité visuelle lorsque le signal récupéré est trop bruité.

Dans cette étude, un seul balayage est pris en compte dans le calcul de la droite de régression. Il s'agit de celui qui permet d'avoir la plus grande valeur d'acuité visuelle. Le calcul de la régression linéaire comprend tous les points situés entre :

- le maximum de l'amplitude du second harmonique (12 Hz) au cours **du balayage**
- le **premier** point à partir duquel l'amplitude du bruit devient supérieure à l'amplitude de la réponse du système visuel

La jonction de cette droite avec l'axe des abscisses donne l'estimation de l'acuité visuelle.

L'inconvénient majeur de la technique de Norcia est la prise en compte d'un seul balayage. Pour ce balayage, il peut exister des erreurs d'estimation de l'amplitude de la réponse dues à la présence d'artéfacts. Celles-ci sont en général compensées lorsque la

moyenne des balayages est prise en compte.

Dans sa thèse [198], Yadav a comparé plusieurs méthodes d'extrapolation. Il a conclu que celle qui donne les meilleurs résultats⁷ est la méthode qui consiste à construire la droite de régression des points situés entre :

- le maximum de l'amplitude **moyenne** de la réponse du système visuel aux balayages
- le **dernier** point où l'amplitude de la réponse est supérieure au bruit.

Cette technique est plus robuste aux artefacts puisqu'elle tient compte de la moyenne des réponses et du bruit. Néanmoins, il est fréquent que l'amplitude du bruit soit quasiment identique à l'amplitude du signal à 12 Hz à la fin des balayages. Dans ce cas, l'amplitude du signal utile peut dépasser légèrement celle du bruit sans que cela soit une réponse significative du système visuel. Ceci entraîne donc une surévaluation de l'acuité visuelle dans ce cas.

La méthode actuellement implémentée dans le logiciel *Moniteur Ophthalmologique* de METROVISION tient aussi compte de la **moyenne** des réponses. Mais la technique d'extrapolation est différente. Le coefficient de la droite de régression est calculé en ne prenant en compte que **deux points**, d'abscisse $j - 2$ et $j + 3$, situés autour de la jonction entre la réponse moyenne et une droite correspondant à **3 fois le niveau de bruit**, j étant l'abscisse du point de jonction. Le coefficient directeur est **limité** à -0.01 pour éviter une surestimation de l'acuité visuelle trop importante. L'ordonnée à l'origine de la droite de régression est calculée à partir du barycentre des deux points susmentionnés, la droite devant passer par ce barycentre.

Cette technique ne tient compte que de deux points pour le calcul de la droite de régression. Or pour beaucoup d'examen, les variations de la moyenne des balayages ne sont pas strictement uniformes. Néanmoins, elle tient compte de tous les balayages et le seuil de 3 fois le niveau de bruit permet de s'assurer que les points pris en compte sont représentatifs de la réponse du système visuel.

3.4.2 La nouvelle méthode

Dans cette thèse est présentée une nouvelle technique qui s'inspire des méthodes de précédentes.

La technique comporte 8 étapes :

1. Sélectionner les balayages à prendre en compte dans le calcul⁸

7. selon des critères de répétabilité et de corrélation avec les valeurs obtenues lors d'examen psychophysiques

8. Cette étape est actuellement effectuée par l'opérateur.

2. Faire la **moyenne des balayages** sélectionnés (pour l'amplitude du signal à 12 Hz et pour le bruit)
3. Vérifier que l'amplitude de la moyenne des balayages est supérieure au **seuil de validité** de deux fois le niveau de bruit moyen pendant au moins 15% de la durée du balayage (1.5 s).
4. Repérer le point $M(M_x, M_y)$, le maximum de l'amplitude de la réponse moyenne
5. Repérer le **premier** point $P(P_x, P_y)$ à partir duquel l'amplitude de la réponse moyenne devient inférieure à **1.5 fois** la moyenne de l'amplitude du bruit. (Si l'amplitude du signal est constamment au-dessus de 1.5 fois le bruit, le point $P(P_x, P_y)$ est le point correspondant à l'amplitude minimale de la moyenne.)
6. Prendre en compte tous les points appartenant à l'intervalle $[M_x : P_x]$
7. Calculer la droite de régression linéaire et **pondérée** de ces points. La pondération est calculée à partir de l'abscisse au carrée des points sélectionnés.
8. Estimer l'acuité visuelle à partir de l'intersection de la droite de régression et l'axe des abscisses.

Grâce à cette technique, l'estimation de l'acuité visuelle est robuste car plusieurs balayages sont pris en compte (comme pour l'estimation de Yadav). Les résultats trop bruités sont rejetés grâce au seuil de validité (comme pour l'estimation de Norcia). De plus, les points situés vers la fin du balayage sont favorisés dans le calcul de la droite de régression car ils sont les plus représentatifs du comportement du système visuel pour les grandes fréquences spatiales.

Conclusion

Dans ce chapitre, les caractéristiques du signal *PEVS* ont été identifiées. Elles ont permis de sélectionner les techniques de traitement du signal les plus adéquates grâce à la création de modélisations réalistes et aux signaux de référence extraits d'examens.

Pour débruiter le signal, c'est la transformée en ondelettes discrète stationnaire qui a été retenue. Grâce au seuillage des coefficients présenté, elle permet à la fois d'éliminer les hautes et basses fréquences du signal et de réduire les artefacts.

Pour l'estimation de l'amplitude de la réponse du système visuel, deux méthodes ont été sélectionnées : la transformée de Fourier à court terme et le filtre de Kalman étendu. La première est la référence dans le domaine. La seconde est une méthode qui est adaptée à l'étude des signaux non stationnaires et non linéaires. Dans son estimation, elle prend en compte la phase du signal. Pour rappel, l'hypothèse de cette thèse est que les variations

de phase entraînent une sous-estimation de la réponse du système visuel lorsque la *TFCT* est utilisée. Dans le chapitre suivant, les performances de ces techniques vont être évaluées et comparées.

Les méthodes d'extrapolation de différents auteurs ont été présentées. Dans le chapitre suivant, l'estimation de l'acuité visuelle grâce à ces méthodes est comparée aux résultats obtenus avec un examen ETDRS afin d'évaluer laquelle d'entre elles donne l'estimation la plus proche de l'acuité visuelle réelle.

CHAPITRE 4

Résultats

Le chapitre *Résultats* propose d'évaluer des différentes méthodes de traitement de signal retenues dans le chapitre précédent. Dans un premier temps, nous nous intéressons à la réduction du bruit grâce à la transformée en ondelettes discrète stationnaire. Ensuite la transformée de Fourier à court terme et le filtre de Kalman étendu sont confrontées pour l'estimation du signal utile et de sa phase. Enfin, les estimations d'acuité visuelle des techniques d'extrapolation des différents auteurs présentées dans 3.4 sont comparées à celles obtenues avec l'examen ETDRS. Pour terminer, les estimations de la meilleure technique sont comparées aux résultats obtenus avec le *Moniteur Ophtalmologique* de METROVISION.

4.1 La réduction et l'estimation du bruit

Dans le paragraphe 2.3.4, nous avons vu qu'il existe de nombreuses sources de bruit qui perturbent le signal potentiels évoqués visuels stationnaires. Dans cette partie, nous évaluons la technique de débruitage par ondelettes présentée dans 3.2.3.

Les paramètres utilisés sont les suivants :

- algorithme : *TODS* (transformée en ondelettes discrète stationnaire)
- famille d'ondelettes : symétrique 8
- nombre de décompositions : 4
- seuillage des coefficients : voir 3.2.3

Ces paramètres sont appliqués à tous les signaux, qu'ils soient très bruités ou non. Le filtrage s'adapte à chaque examen grâce à l'algorithme de seuillage des coefficients.

4.1.1 Le rapport signal sur bruit

Le rapport signal sur bruit RSB est le rapport entre la puissance du signal utile $s(t)$ et la puissance du bruit $n(t)$.

$$\frac{S}{N}_{dB} = 10 \log \left(\frac{P_S}{P_N} \right) = 10 \log \left(\frac{\frac{1}{T} \int_0^T s^2 dt}{\frac{1}{T} \int_0^T n^2 dt} \right) \quad (4.1)$$

Les résultats sont donnés en décibels.

Ici, le rapport signal sur bruit permet de quantifier l'effet du débruitage par ondelettes sur les signaux. Comme le signal et le bruit ne sont pas connus, le calcul du RSB est estimé via l'amplitude moyenne de la fréquence à 12 Hz pour le signal utile et l'amplitude moyenne des autres fréquences pour le bruit. Ces amplitudes sont calculées à partir du spectre du signal de l'examen entier.

Le débruitage par ondelettes permet d'éliminer les hautes et les basses fréquences du signal pour tous les examens, comme illustré sur la figure 4.1. Cette première constatation permet d'affirmer que si l'ensemble du bruit (à toutes les fréquences) est pris en compte dans le calcul du RSB , celui-ci est automatiquement largement plus grand après débruitage.

Les rapports signal sur bruit avant et après débruitage par ondelettes ont été calculés sur 33 examens effectués au sein de METROVISION et du Centre Hospitalier Universitaire de Lille. La moyenne d'âge est de 9,18 ans (de 3 mois à 32 ans). Les distances d'examens sont : 0.7 m, 1 m et 2 m. Les détails d'identification des patients et des examens se trouvent en annexe A. En moyenne, le rapport signal sur bruit passe de 24.44 dB (IC¹[12.01, 36.88]) à 35.39 dB (IC[24.03,46.85]) soit une amélioration de 10.94 dB (IC[6.26,15.63]).

Mais dans le cadre d'un examen *PEVS avec stimulation par balayage*, le rapport signal sur bruit qui a un réel intérêt est celui calculé sur la bande de fréquence située autour de la fréquence de stimulation. Il faut donc s'assurer que le RSB au niveau de la bande de fréquence d'intérêt n'est pas diminué.

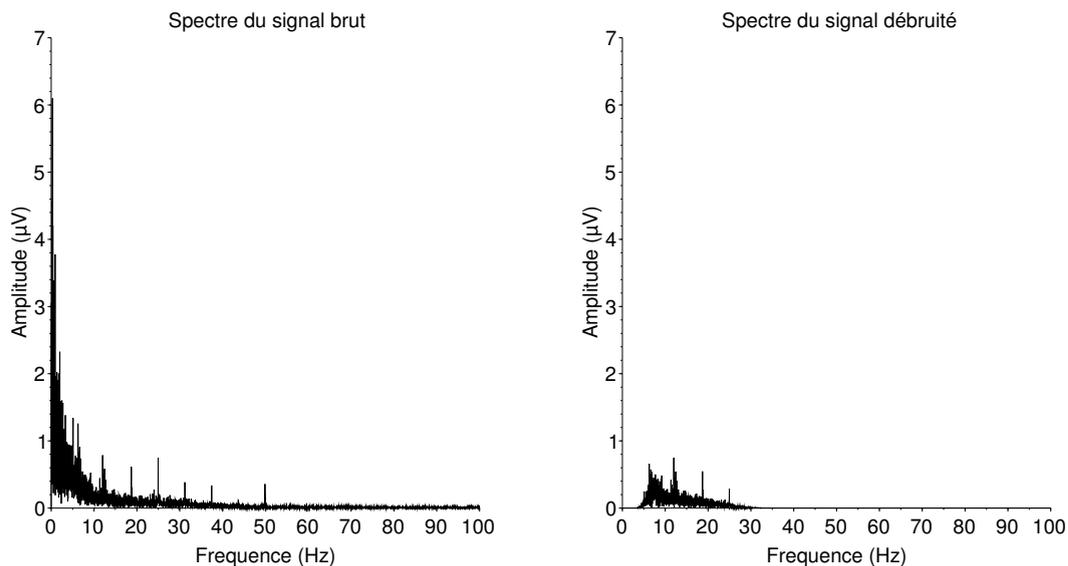
Désormais, le calcul du RSB est estimé via l'amplitude moyenne de la fréquence à 12 Hz pour le signal utile et l'amplitude moyenne des fréquences à (11.0 ± 0.1) et (13.0 ± 0.1) Hz pour le bruit (figure 4.2). Ces amplitudes sont calculées à partir du spectre du signal de l'examen entier.

Les résultats sont présentés sur la figure 4.3. Le graphique de gauche illustre les différents RSB obtenus avant et après filtrage tandis que l'histogramme de droite permet de mieux visualiser l'amélioration du rapport signal sur bruit. La lecture conjointe des deux

1. Intervalle de confiance (ang. CI : Confidence Interval) (IC)

Figure 4.1 Effet du filtrage par ondelettes - Domaine Fréquentiel

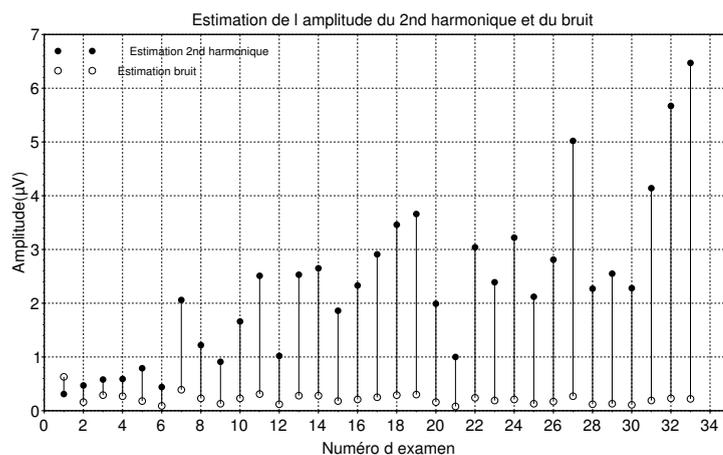
Description : À gauche, spectre du signal de l'examen 5 ($RSB = 17.91$ dB). À droite, spectre du signal de l'examen 5 après filtrage par ondelettes ($RSB = 28.80$ dB).



graphiques permet de se rendre compte que les RSB avant et après filtrage sont généralement très proches. Ce qui est compréhensible puisque le filtrage par ondelettes a pour principal objectif d'éliminer les hautes et les basses fréquences du signal. Au niveau de la bande passante, seuls les artéfacts sont éliminés. Pour près de 70% des examens, le rapport signal sur bruit n'évolue pas ou peu ($<5\%$). Le RSB est stable ou amélioré pour 85% des résultats. Pour les 5 examens restants, le RSB n'a pas été réduit de plus de 0.2 dB.

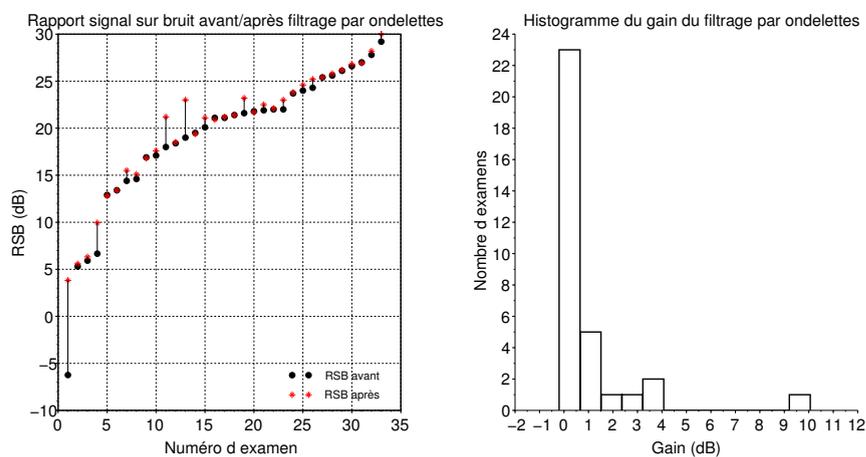
Figure 4.2 Amplitudes du signal utile et du bruit

Description : Les amplitudes du second harmonique et du bruit ont été calculées à partir du spectre des 33 examens répertoriés dans l'annexe A.

**Figure 4.3** RSB avant/après filtrage par ondelettes

Description : À gauche, représentation des rapports signal sur bruit avant (noir) et après (rouge) filtrage en décibels. Les résultats ont été triés par ordre croissant de rapport signal sur bruit initiaux croissant.

À droite se trouve l'histogramme de la différence entre les rapports signal sur bruit ($RSB_{après} - RSB_{avant}$).



4.1.2 Les artéfacts

Le débruitage vient d'être évalué dans le domaine fréquentiel. Désormais, il faut l'évaluer dans le domaine temporel. Les artéfacts sont des variations d'amplitude très importantes et localisées en temps, non liées à la réponse du système visuel. Le but de ce paragraphe est de montrer que les ondelettes permettent de réduire les artéfacts que l'on peut rencontrer dans un examen.

Les figures suivantes présentent le résultat du débruitage par ondelettes pour des examens présentant du rythme alpha, des clignements, des saccades verticales et horizontales, des mouvements de la tête ainsi que différentes contractions musculaires. Ces examens ont été effectués en suivant le protocole habituel, à part pour la fréquence spatiale qui est restée fixe.

Les images de la figure 4.4 présente les résultats avant/après débruitage par ondelettes d'un extrait d'examen contenant du rythme alpha. Au début de l'extrait, le sujet a les yeux fermés. À 35.5s il ouvre les yeux et les referme à 50.5 s.

Sur les représentations temps/fréquence (en haut), l'amplitude de la réponse du système visuel est visible à 12 Hz, lorsque les yeux sont ouverts. Le rythme alpha est repérable vers 10 Hz lorsque le sujet a les yeux fermés. Sur la figure de droite, la suppression des basses et hautes fréquences du signal après le filtrage par ondelettes est nette. Dans la bande de fréquence d'intérêt la réponse du système visuel est totalement conservée. L'amplitude du rythme alpha est diminuée sans pour autant être complètement supprimée. Ainsi il est toujours possible d'estimer son amplitude même après le filtrage.

En bas de la figure se trouvent les estimations de l'amplitude du signal utile avant (à gauche) et après (à droite) filtrage par transformée de Fourier à court terme en rouge et filtre de Kalman étendu en bleu. La *TFCT* est la plus robuste au bruit. Ses estimations avant/après filtrage sont très proche. On constate néanmoins que l'estimation après filtrage comporte moins de fluctuations rapides. De plus, après 50.5 s, lorsque le sujet a les yeux fermés, l'estimation de l'amplitude est plus proche de 0 après débruitage. En revanche, pour le *FKE* la différence avant/après filtrage est bien plus marquée. Les fluctuations de l'amplitude sont du même ordre de grandeur que l'amplitude de la réponse avant le filtrage, surtout lors de la fermeture des yeux. En revanche, lorsque le signal est filtré, l'estimation est beaucoup plus stable. Lorsque le sujet ferme les yeux, l'amplitude estimée est proche de 0. Cette estimation est cohérent puisque puisqu'il n'y a plus de stimulation visuelle quand les yeux sont fermés. Lorsque le signal est filtré, les deux estimations, par *TFCT* et *FKE*, sont semblables.

La figure 4.5 présente les résultats avant/après débruitage par ondelettes d'un extrait

d'examen contenant des clignements. Les représentations temps/fréquence permettent de faire le même constat que sur la figure précédente. Les hautes et basses fréquences du signal ont été éliminées et l'amplitude du signal utile est conservée.

Comme sur la première figure, les estimations par transformée de Fourier à court terme avant/après filtrage par ondelettes sont très proches. Ici encore, on peut voir que le filtrage par ondelettes permet au *FKE* une estimation plus fiable de l'amplitude de la réponse à 12 Hz. Sur la figure de gauche, on peut voir que, après les clignements multiples, l'estimation du *FKE* est perturbée pendant 4 secondes environ. Lorsque le sujet ne cligne qu'une seule fois, l'amplitude du signal utile diminue de 45% environ. Lorsque le sujet cligne 3 ou 7 fois, l'amplitude de la réponse du système visuel devient pratiquement nulle. Comme sur la première figure, lorsque le signal est filtré, les deux estimations, par *TFCT* et *FKE*, sont semblables.

La figure 4.6 présente les résultats avant/après débruitage par ondelettes d'un extrait d'examen contenant des saccades volontaires. Les représentations temps/fréquence permettent de faire le même constat que sur les figures précédentes. Les hautes et basses fréquences du signal ont été éliminées et l'amplitude du signal utile est conservée.

Dans le premier chapitre, nous avons vu que pendant les saccades, la vision est interrompue. Cette propriété du système visuel est particulièrement visible grâce à l'estimation du filtre de Kalman étendu. En effet, l'estimation de l'amplitude de la réponse du système visuel devient nulle pendant les saccades. Comme la transformée de Fourier à court terme calcule le spectre sur 2.6s, la prise en compte de l'artéfact dure 5.2 s (2 taille de fenêtre). La durée des saccades est inférieure, l'amplitude de la réponse est surestimée pendant les saccades et sous estimée pendant les courtes périodes entre deux saccades. Comme le *FKE* effectue l'estimation échantillon par échantillon, il est plus réactif que la *TFCT* aux changements rapides. D'ailleurs entre chaque saccade, l'amplitude de la réponse du système visuel est estimée à 6 μV environ avec le *FKE* alors qu'avec la *TFCT* l'estimation est plus variable. Avec le *FKE*, la perturbation dure environ 2 s ce qui est équivalent à la durée des saccades (aller retour) effectuées.

Sur la représentation temps/fréquence à gauche de la figure 4.7, les perturbations dues aux mouvements de la tête sont visibles à toutes des fréquences. La plus grosse perturbation est obtenue avec un mouvement de tête vers l'arrière vers 100 s. D'ailleurs le filtre de Kalman étendu est fortement perturbé par ce mouvement lorsque le filtrage par ondelettes n'a pas encore été opéré. En revanche, après filtrage l'estimation de l'amplitude est beaucoup plus stable et suit l'estimation de la transformée de Fourier à court terme. Les variations d'amplitude observées vers 93, 108, 115 et 122 s sont dues aux mouvements des yeux qui fixe le centre de la stimulation quelque soit le mouvement de tête.

La dernière représentation temps/fréquence (figure 4.8) est opérée sur un signal contenant des perturbations d'ordre musculaire non liées à l'œil. Les premières perturbations (D) sont engendrées par la contraction des muscles masséters, les suivantes (E) par la contraction des trapèzes et des deltoïdes pour le haussement des épaules et enfin les dernières (C) sont générées par la contraction des trapèzes seuls pour le haussement de la tête. Ces perturbations sont visibles à toutes des fréquences.

La contraction des masséters est aussi appelée, lorsqu'elle est inconsciente, bruxisme. Lors d'un examen, il est possible qu'un sujet serre les dents car c'est une expression comportementale de l'anxiété. De plus, le bruxisme est une fonction naturelle chez le jeune enfant servant à éliminer les dents de lait. Grâce à cet enregistrement, on constate que l'influence du bruxisme n'est pas à négliger pour les examens *PEVS avec stimulation par balayage*. En effet, l'amplitude estimée du système visuel chute de 50% lorsque les dents sont serrées.

Sur la représentation temps/fréquence, il apparait que les haussements d'épaules entraînent des perturbations importantes mais localisées au début du haussement. Sur la représentation temporelle de l'estimation du signal utile, on peut voir que la sous-estimation de la réponse du système visuel est du même ordre de grandeur que pour le bruxisme.

C'est aussi le cas pour les haussements de tête. Toutes ces contractions de muscles perturbent fortement le signal. C'est pourquoi, il est recommandé de faire les examens sur des patients aussi détendus que possible.

Figure 4.4 Débruitage d'un examen contenant du rythme alpha

Description : En haut, représentations temps/fréquence par transformée de Fourier à court terme avant (à gauche)/après (à droite) *TODS*. Comme dans le chapitre 2, cette représentation (et les suivantes) ont été seuillées à 6 μV .

Paramètres : Fenêtre = 256 échantillons, Hanning, Pas : 8 échantillons

Description : En bas, estimation de l'amplitude du signal utile par transformée de Fourier à court terme (en rouge) et filtre de Kalman étendu (en bleu) avant (à gauche)/après (à droite) *TODS*.

Paramètres : *TFCT* Fenêtre = 512 échantillons, Rectangulaire, Pas : 32 échantillons, *FKE* l'initialisation (A_0, ϕ_0) et les paramètres du filtre (var_A, var_{ϕ_i} et var_b) sont calculés automatiquement en fonction du signal

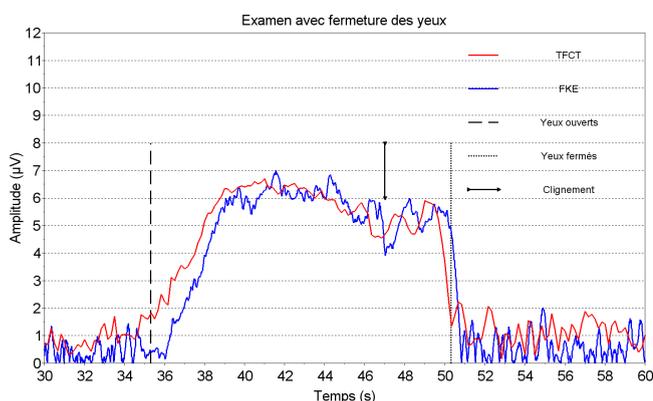
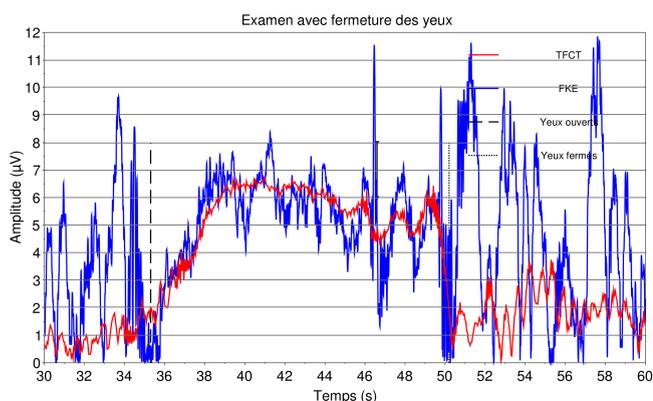
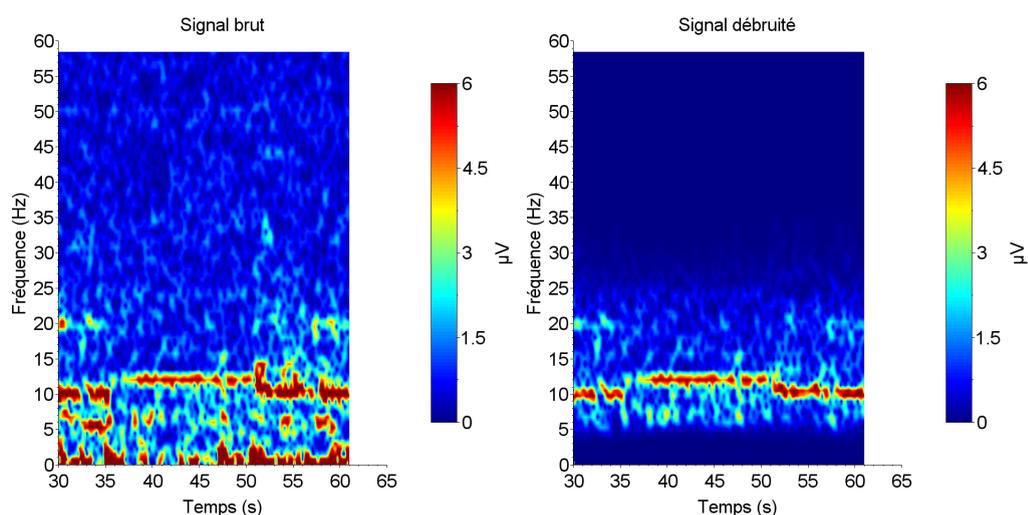


Figure 4.5 Débruitage d'un examen contenant des clignements

Description : En haut, représentations temps/fréquence par transformée de Fourier à court terme avant (à gauche)/après (à droite) *TODS*. Le sujet cligne une fois à 129.6 s, 3 fois entre 135.6 et 136.8 s et 7 fois entre 146.0 et 147.8 s.

Paramètres : Fenêtre = 256 échantillons, Hanning, Pas : 8 échantillons

Description : En bas, estimation de l'amplitude du signal utile par transformée de Fourier à court terme (en rouge) et filtre de Kalman étendu (en bleu) avant (à gauche)/après (à droite) *TODS*.

Paramètres : *TFCT* Fenêtre = 512 échantillons, Rectangulaire, Pas : 32 échantillons, *FKE* l'initialisation (A_0, ϕ_0) et les paramètres du filtre (var_A, var_{ϕ_i} et var_b) sont calculés automatiquement en fonction du signal

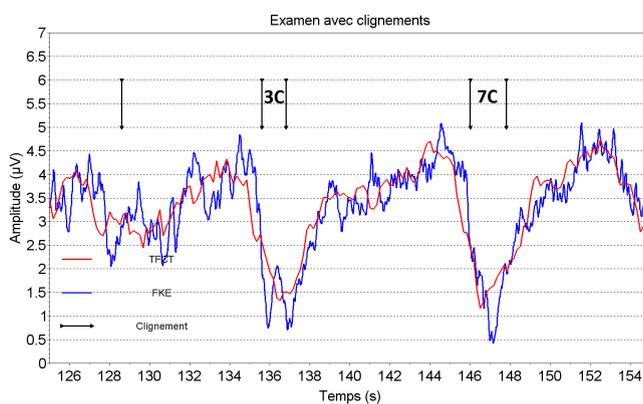
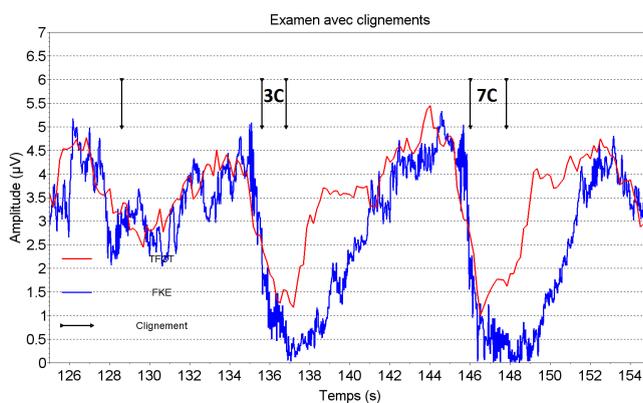
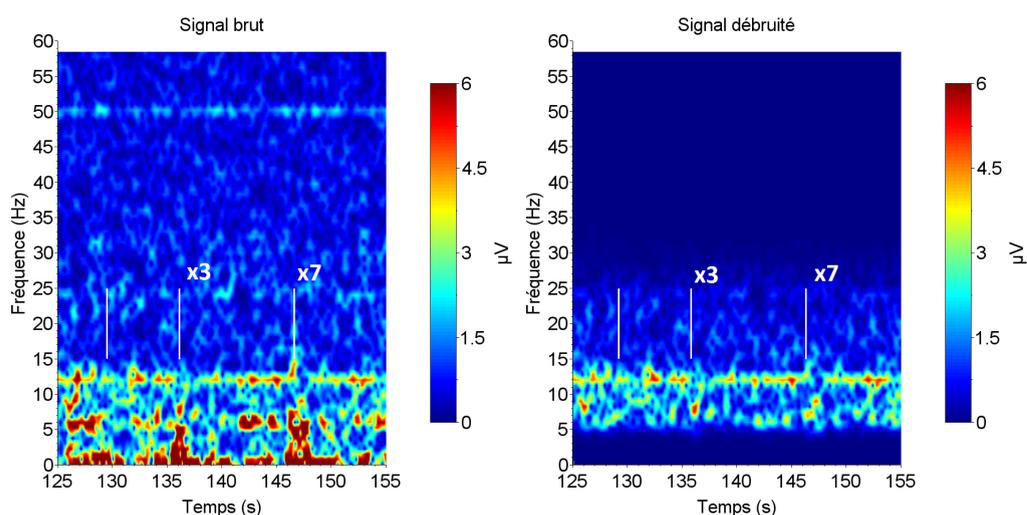


Figure 4.6 Débruitage d'un examen contenant des saccades volontaires

Description : En haut, représentations temps/fréquence par transformée de Fourier à court terme avant (à gauche)/après (à droite) *TODS*. À chaque trait, le sujet effectue deux saccades (aller/retour). Les flèches indiquent la direction de la première saccade.

Paramètres : Fenêtre = 256 échantillons, Hanning, Pas : 8 échantillons

Description : En bas, estimation de l'amplitude du signal utile par transformée de Fourier à court terme (en rouge) et filtre de Kalman étendu (en bleu) avant (à gauche)/après (à droite) *TODS*.

Paramètres : *TFCT* Fenêtre = 512 échantillons, Rectangulaire, Pas : 32 échantillons, *FKE* l'initialisation (A_0, ϕ_0) et les paramètres du filtre (var_A, var_{ϕ_i} et var_b) sont calculés automatiquement en fonction du signal

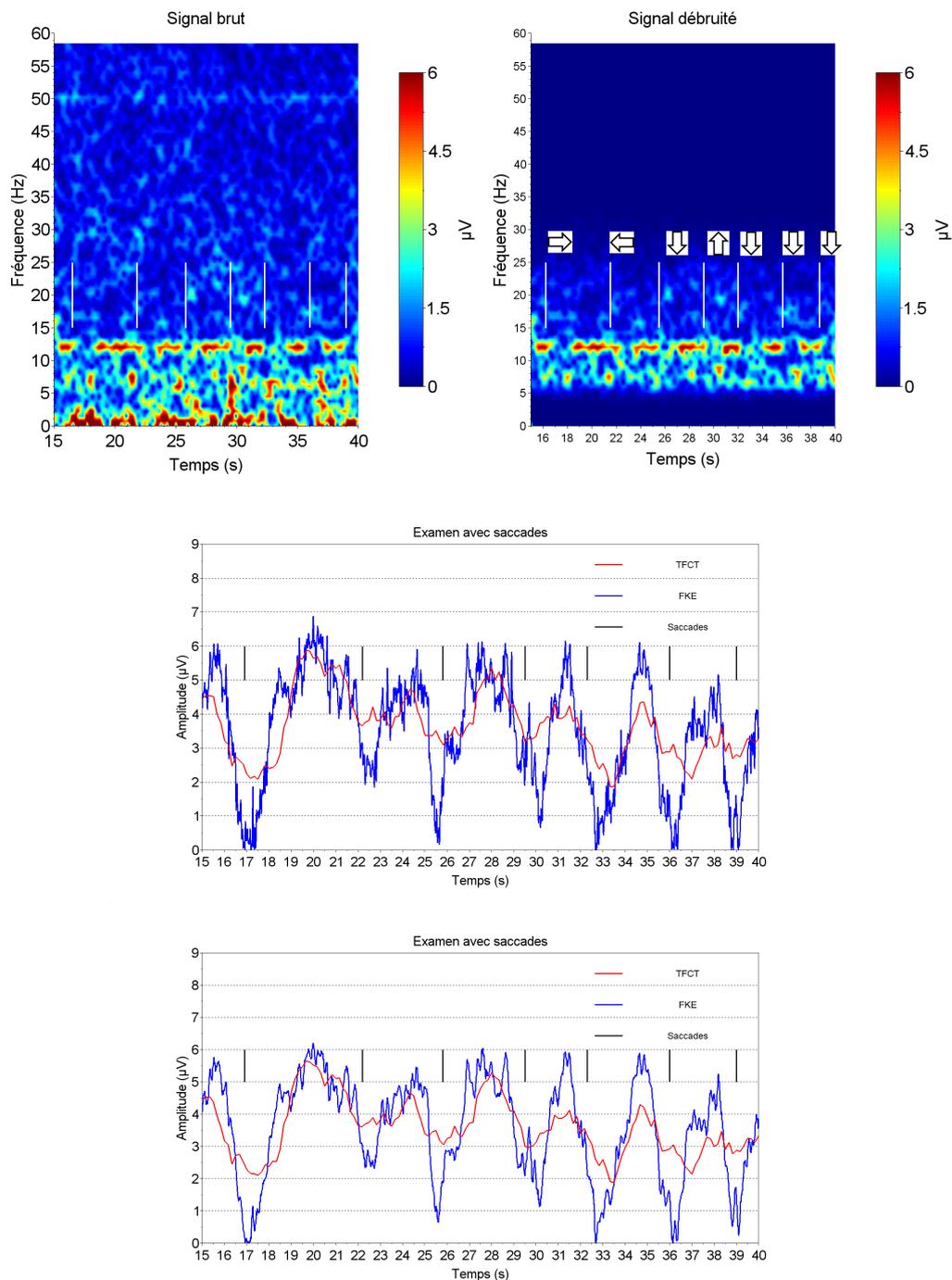


Figure 4.7 Débruitage d'un examen contenant des mouvements de tête

Description : En haut, représentations temps/fréquence par transformée de Fourier à court terme avant (à gauche)/après (à droite) *TODS*. Le premier trait à 92.5 s symbolise un clignement. Ensuite de 94 à 101 s le sujet effectue un mouvement de tête vertical en arrière et revient en position centrale. De 101 à 111 s, le sujet effectue un mouvement vertical vers le bas et ensuite revient en position centrale. De 111 à 117 s, le sujet effectue un mouvement de tête horizontal vers la gauche et revient en position centrale. De 117 à 121 s, le sujet effectue un mouvement de tête horizontal vers la droite et revient en position centrale.

Paramètres : Fenêtre = 256 échantillons, Hanning, Pas : 8 échantillons

Description : En bas, estimation de l'amplitude du signal utile par transformée de Fourier à court terme (en rouge) et filtre de Kalman étendu (en bleu) avant (à gauche)/après (à droite) *TODS*.

Paramètres : *TFCT* Fenêtre = 512 échantillons, Rectangulaire, Pas : 32 échantillons, *FKE* l'initialisation (A_0, ϕ_0) et les paramètres du filtre (var_A, var_{phi} et var_b) sont calculés automatiquement en fonction du signal

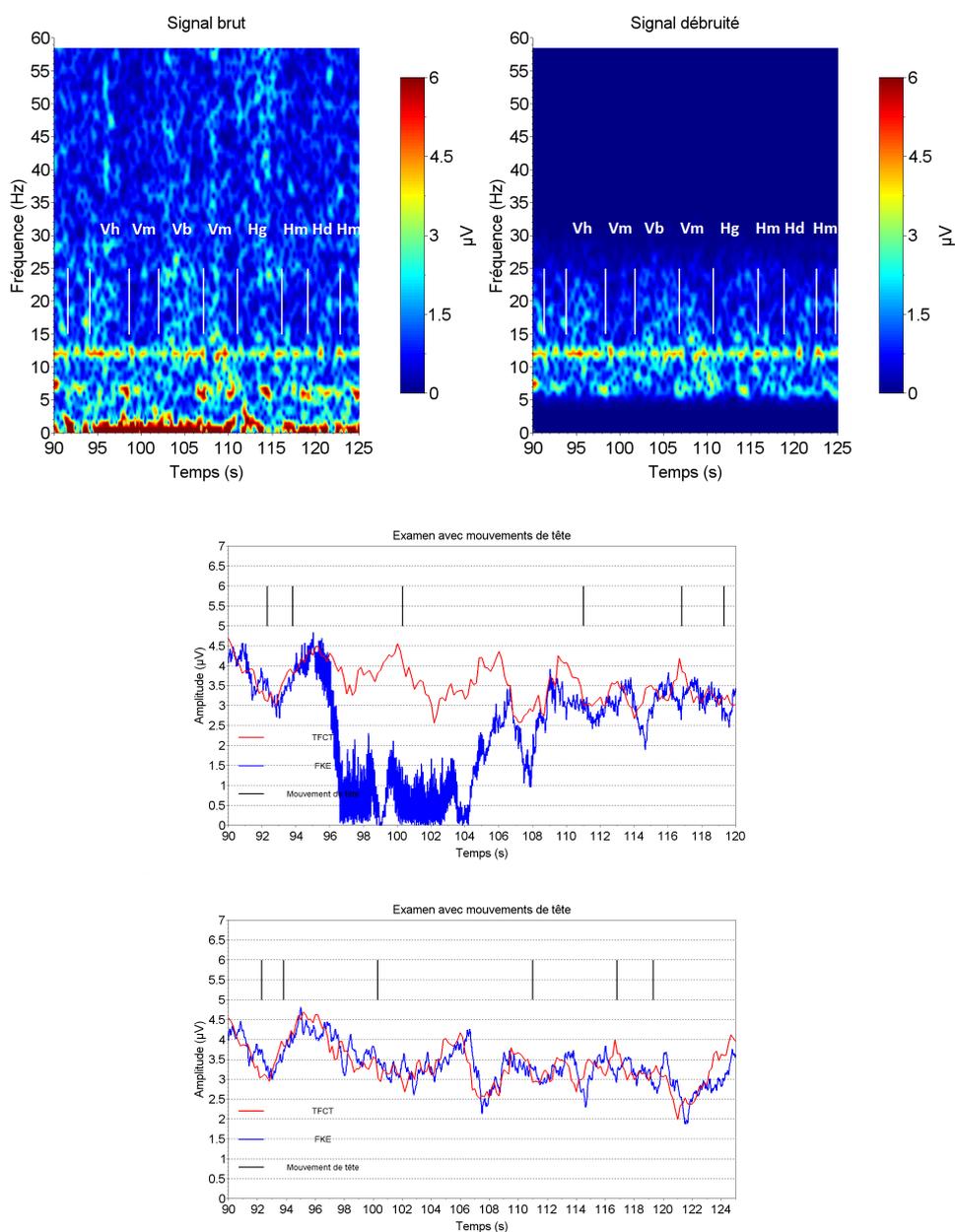


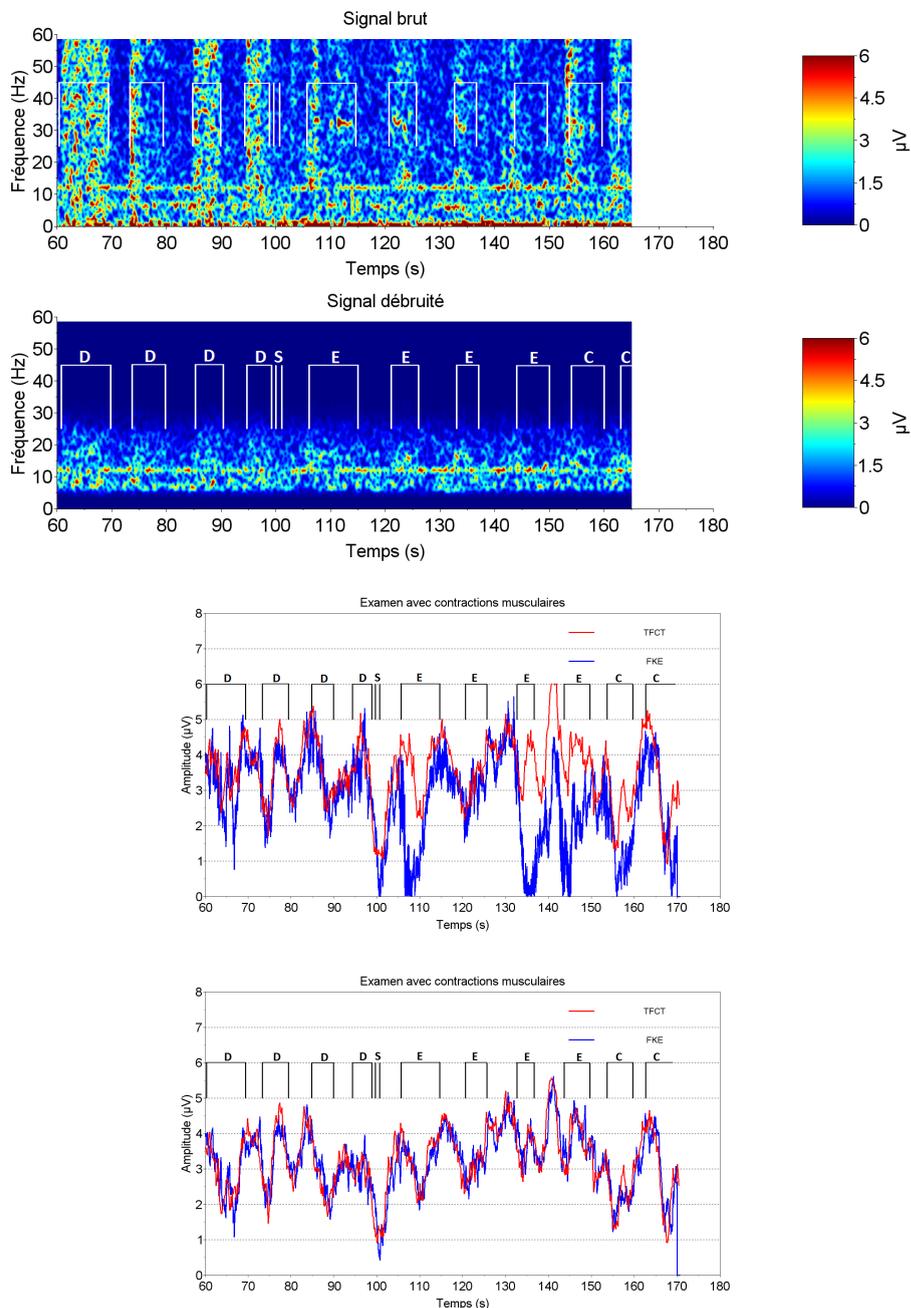
Figure 4.8 Débruitage d'un signal provenant d'un examen contenant des contractions musculaires

Description : En haut, représentations temps/fréquence par transformée de Fourier à court terme avant (à gauche)/après (à droite) *TODS*. D : contraction des muscles masséters (serrer les dents), E : contraction des muscles trapèzes + deltoïdes (haussement des épaules) et le C : contraction des trapèzes (haussement de la tête de 20°)

Paramètres : Fenêtre = 256 échantillons, Hanning, Pas : 8 échantillons

Description : En bas, estimation de l'amplitude du signal utile par transformée de Fourier à court terme (en rouge) et filtre de Kalman étendu (en bleu) avant (à gauche)/après (à droite) *TODS*.

Paramètres : *TFCT* Fenêtre = 512 échantillons, Rectangulaire, Pas : 32 échantillons, *FKE* l'initialisation (A_0 , ϕ_0) et les paramètres du filtre (var_A , var_{phi} et var_b) sont calculés automatiquement en fonction du signal (3.3.3)



4.1.3 La distribution des valeurs

Dans le paragraphe précédent, nous avons vu que le filtrage par ondelettes permet de réduire considérablement les artéfacts. Cette propriété est particulièrement intéressante pour l'utilisation du filtre de Kalman étendu. Une autre propriété qui doit être vérifiée afin que le filtre de Kalman étendu soit applicable est que la distribution du signal soit gaussienne.

La figure 4.9 illustre les diagrammes quantiles-quantiles avant/après filtrage de cinq résultats d'examens tirés des 33 plus hauts. Ces résultats ont été choisis pour représenter un large panel d'examens (avec beaucoup ou peu de bruit, enfants et adultes, examens faits à METROVISION ou au Centre Hospitalier Universitaire de Lille). À gauche de la figure se trouve les diagrammes quantiles quantiles des signaux sans filtrage par ondelettes. Nous avons vu dans la section de description du bruit (3.1.5) que si la distribution des valeurs du signal suit la première bissectrice (en rouge) alors la distribution est gaussienne. Pour les examens sélectionnés, seul l'examen 9 répond à ce critère. Tous les autres signaux possèdent des valeurs caractéristiques des artéfacts qui sont très importantes en valeur absolue.

Les diagrammes quantiles quantiles de droite permettent de se rendre compte qu'après le filtrage, tous les signaux potentiels évoqués visuels stationnaires peuvent être considérés comme gaussiens. En effet, comme les artéfacts ont été éliminés, les valeurs situées aux extrémités des diagrammes de gauche ont été supprimées.

4.1.4 Estimation du bruit

Dans cette étude, nous avons décidé de séparer l'estimation du bruit permettant de savoir si l'amplitude estimée à 12 Hz est représentative de la réponse du système visuel ou non et l'estimation du rythme alpha.

Dans la section *La description du signal*, nous avons vu que l'estimation du bruit pour l'examen *PEVS avec stimulation par balayage* différait en fonction des auteurs. Les recommandations de Norcia *et al* [132] indiquent qu'il faut s'intéresser aux fréquences adjacentes du signal utile pour estimer le bruit. La fréquence de réponse du système visuel est à 12 Hz. En outre, nous avons choisi d'étudier individuellement le rythme alpha (voir paragraphe suivant). Comme les fréquences du rythme alpha sont adjacentes et plus faibles que celle du signal utile, les fréquences supérieures au signal utile semblent être de bonnes candidates pour l'estimation du bruit. La figure 4.10 présente les estimations obtenues pour les fréquences 13 et 14 Hz avec les deux méthodes présentées dans cette thèse le filtre de Kalman étendu et la transformée de Fourier à court terme. L'extrait présenté provient de l'examen P23 (annexe B pour les détails de l'examen et figure C.23 pour le résultat) et

illustre l'estimation du bruit au cours d'un balayage de fréquences spatiales. L'estimation de l'amplitude à 13 Hz est influencée par l'amplitude de la réponse du système visuel pour les deux méthodes. En effet on observe une augmentation de l'amplitude du bruit en début de balayage et une diminution de celle-ci lorsque la fréquence spatiale augmente. En revanche, quand l'estimation du bruit est effectuée avec la fréquence de 14 Hz, l'amplitude obtenue est plus uniforme notamment avec le filtre de Kalman étendu. C'est pourquoi, la fréquence à 14 Hz a été choisie pour l'estimation du bruit dans cette thèse.

Selon les publications, la localisation du rythme alpha diffère. La limite minimum se situe vers 8 Hz et la limite maximale vers 13 Hz. Dans cette thèse, la bande de fréquences étudiée pour l'estimation du rythme alpha va de 8 à 11 Hz. Afin d'obtenir une estimation sur toute la bande de fréquences avec la transformée de Fourier à court terme, il faut soit diminuer la taille de la fenêtre, soit calculer l'amplitude maximale obtenue sur la bande de fréquence d'intérêt. C'est la seconde solution qui a été choisie puisque la diminution de la fenêtre entraînait une trop grande imprécision sur l'estimation de l'amplitude. Pour le filtre de Kalman étendu, la fréquence d'oscillation du signal de l'équation de mesure ??) est fixée à 9.5 Hz, le centre de la bande de fréquences. Le paramètre de variance de la phase est fixé à $2 \cdot 10^{-4} \text{ rad}^2$ pour permettre au filtre de s'ajuster à la fréquence du rythme alpha du patient sans aller jusque 12 Hz, la réponse du système visuel (figure 4.11). La variance de l'amplitude est estimée automatiquement en fonction de l'examen à partir des résultats obtenus avec la *TFCT* (voir 3.3.3). La variance du bruit est fixée à $2 \mu\text{V}^2$.

La figure 4.12 présente l'estimation du rythme alpha obtenue avec les deux méthodes, sur le même examen EEG que celui de la figure 4.4. Pour cet examen, le patient ferme les yeux régulièrement permettant ainsi la genèse du rythme alpha pendant la fermeture des yeux. La figure indique que les deux méthodes permettent de détecter le rythme alpha. En effet, on observe une augmentation de l'amplitude estimée lorsque les yeux sont fermés. Le filtre de Kalman étendu estime correctement l'amplitude du rythme alpha puisqu'il s'ajuste automatiquement à la fréquence du signal. Pour la *TFCT*, l'amplitude maximale obtenue sur la bande de fréquences 8 à 11 Hz permet elle aussi une bonne estimation. On observe que les deux méthodes sont quasi équivalentes. Ces données permettent d'attester que les méthodes présentées pour l'estimation du rythme alpha sont adaptées à l'étude des signaux potentiels évoqués visuels stationnaires même lorsque ceux-ci ont été filtrés.

Conclusion

Le filtrage par transformée en ondelettes discrète stationnaire utilisé dans cette thèse entraîne une réduction des hautes et basses fréquences du signal sans réduire de plus de 3% le *RSB* au niveau de la bande de fréquence d'intérêt. De plus, il permet de réduire les artéfacts ce qui rend les signaux gaussiens. Ces résultats rendent l'utilisation du filtre de Kalman étendu possible.

Les fréquences choisies pour l'estimation du bruit et du rythme alpha semblent cohérentes. L'estimation de l'amplitude du signal à 14 Hz effectuée par la *TFCT* et le *FKE* permet de s'assurer de la représentativité de la réponse du système visuel. Même si le rythme alpha n'a pas la même fréquence en fonction des individus, les deux méthodes d'estimation de cette thèse permettent de le détecter.

Figure 4.9 Effet du filtrage par ondelettes : gaussianité

Description : À gauche, QQplot des signaux des examens avant filtrage par ondelettes. À droite, QQplot des signaux des examens après filtrage par ondelettes.

examen 1 : RSB initial = -6.24 dB, age = 19 mois, lieu = CHU

examen 4 : RSB initial = 6.66 dB, age = 15 mois, lieu = CHU

examen 9 : RSB initial = 16.9 dB, age = 22 ans, lieu = MV

examen 28 : RSB initial = 25.6 dB, age = 12 ans, lieu = CHU

examen 33 : RSB initial = 29.2 dB, age = 3 mois, lieu = CHU

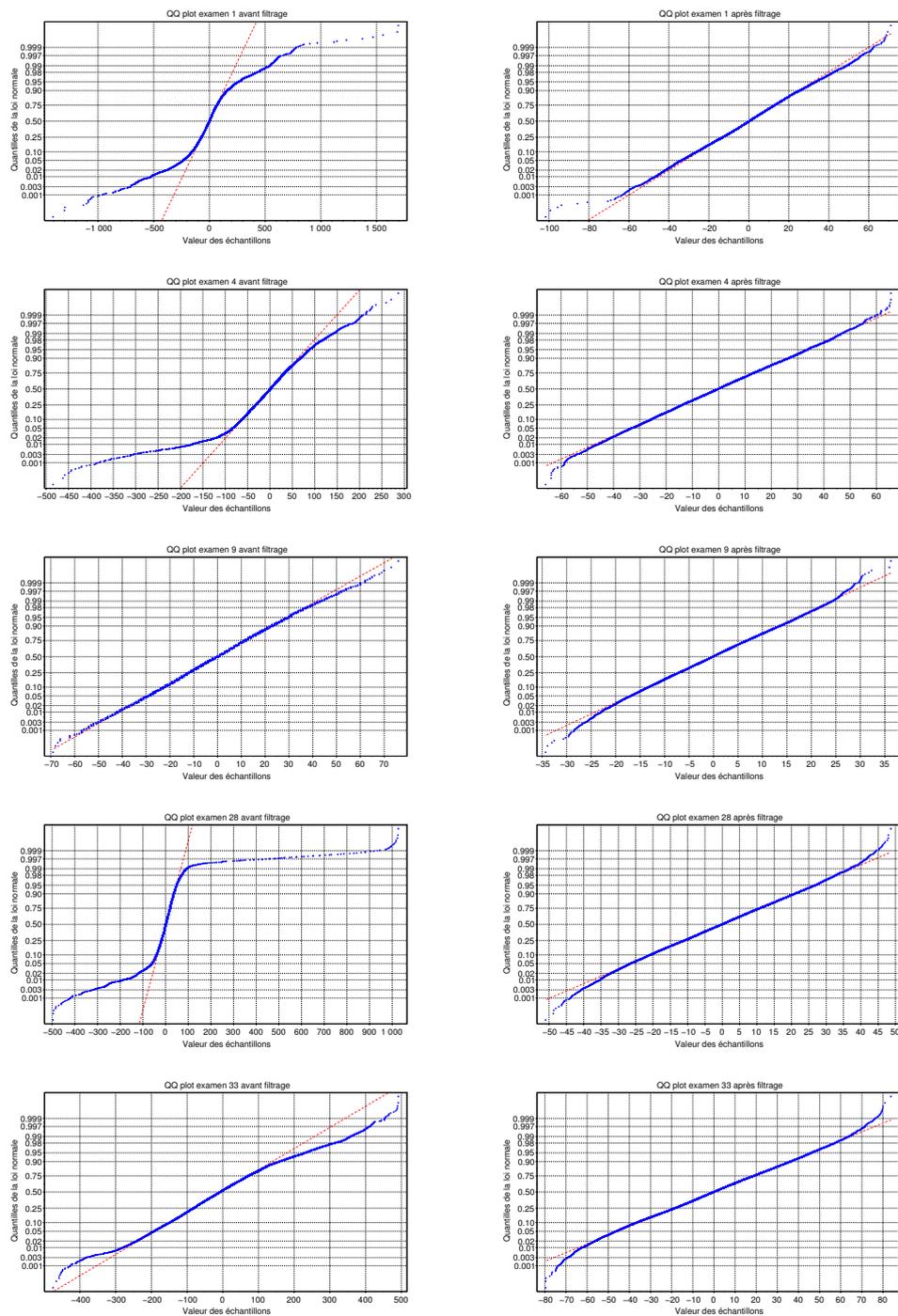


Figure 4.10 Estimation du bruit

Description : À gauche, estimation du bruit par *TFCT* à la fréquence de 13 Hz en bleu et 14 Hz en rouge

Paramètres : Fenêtre = 512 échantillons, rectangulaire, Pas : 32 échantillons

Description : À gauche, estimation du bruit par *FKE* à la fréquence de 13 Hz en bleu et 14 Hz en rouge

Paramètres : l'initialisation (A_0, ϕ_0) et le paramètre du filtre (var_A) sont calculés automatiquement en fonction du signal (3.3.3), par contre var_{phi} est fixée à 10^{-6} rad^2 et var_b à $0.5 \mu\text{V}^2$

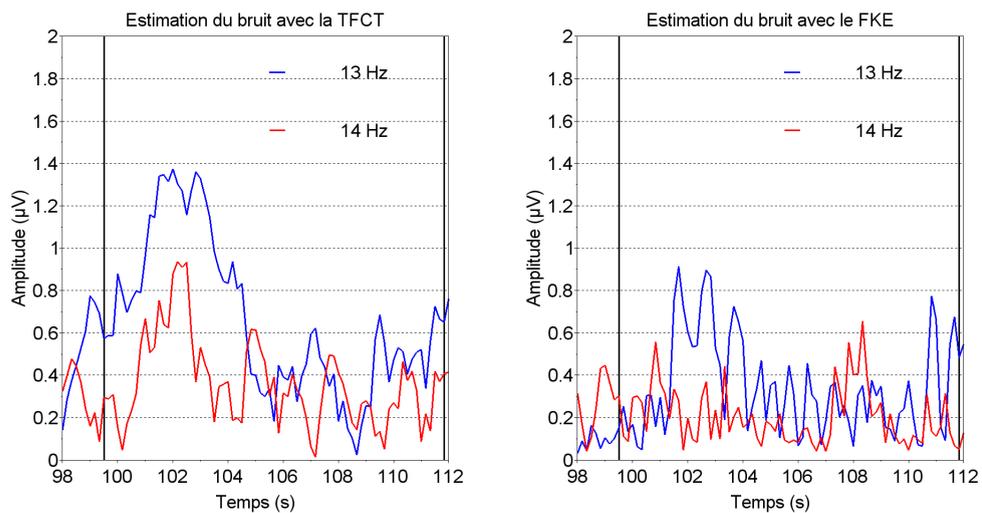
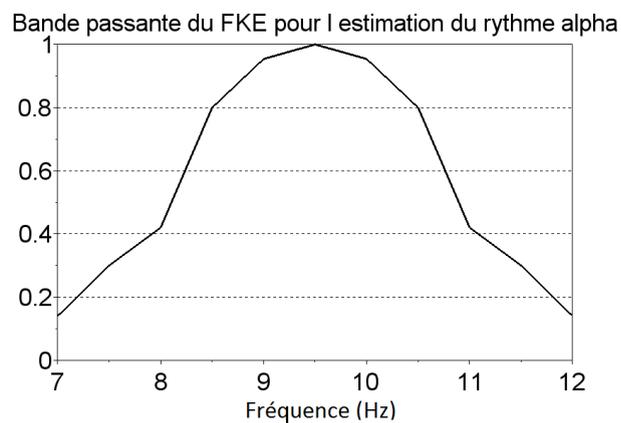
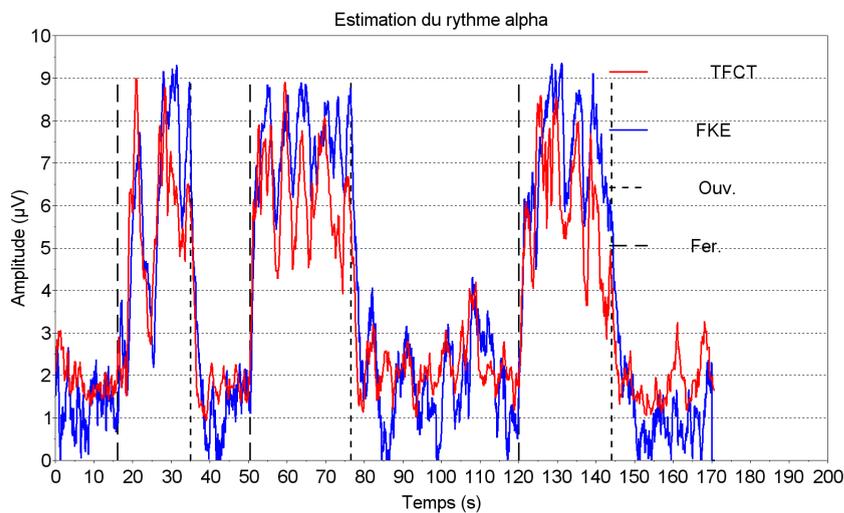
**Figure 4.11** Bande passante du filtre de Kalman étendu pour l'estimation du rythme alpha

Figure 4.12 Estimation du rythme alpha

Description : Estimation du rythme alpha par *TFCT* en rouge et par *FKE* en bleu.

Paramètres : *TFCT* : Fenêtre = 512 échantillons, rectangulaire, Pas : 32 échantillons, Moyenne des estimations allant de 8 à 11 Hz par pas de 0.2 Hz. *FKE* : l'initialisation (A_0 , ϕ_0) et le paramètre du filtre (var_A) sont calculés automatiquement en fonction du signal (3.3.3), par contre var_{phi} est fixée à $2 \cdot 10^{-4} \text{ rad}^2$ et var_b à $2 \mu\text{V}^2$



4.2 L'estimation de l'amplitude de la réponse du système visuel

L'amplitude de la réponse du système visuel est estimée par la transformée de Fourier à court terme (méthode de référence) d'une part et le filtre de Kalman étendu d'autre part. Les algorithmes de ces deux techniques ont été décrits dans le chapitre précédent. Voici leur paramétrage :

Pour la *TFCT* : taille de la fenêtre = 512 échantillons, forme de la fenêtre = rectangulaire, taille du pas = 32 échantillons.

Pour le *FKE* : l'initialisation (a_0, p_0) et les paramètres du filtre (var_a, var_p et var_b) sont calculés automatiquement (3.3.3) pour chaque signal.

Tous les signaux ont été au préalable filtrés par ondelettes avec les paramètres de la section précédente.

4.2.1 Temps de réaction

Les variations de l'amplitude du signal utile peuvent être très rapides et très importantes lors d'un examen. Un patient qui cesse momentanément de regarder l'écran de stimulation est un exemple courant. Il est donc nécessaire d'évaluer le temps de réaction de la *TFCT* et du *FKE* à ce type d'évènement.

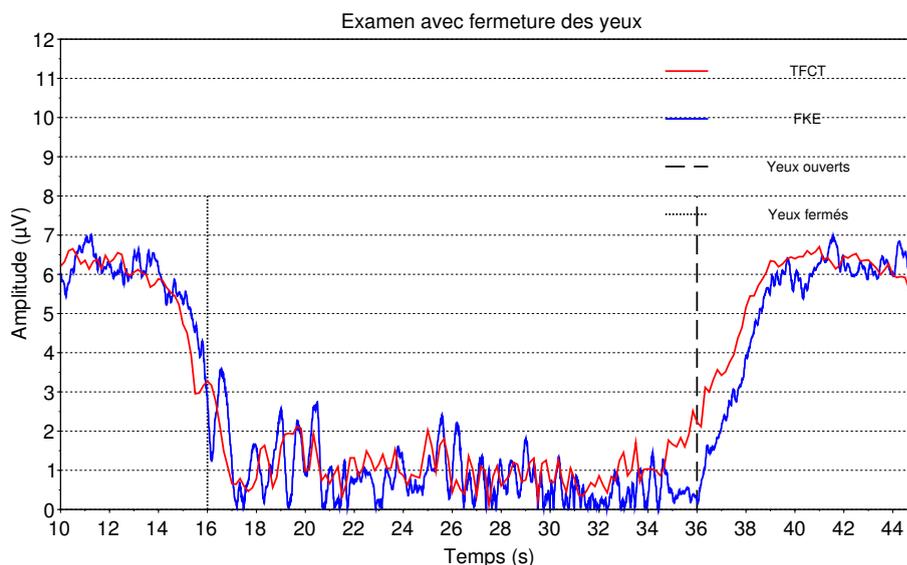
Pour cela, nous allons étudier deux signaux présentant des artefacts. La procédure d'examen est classique mais sans balayage de fréquences spatiales pour que l'amplitude du signal utile (à 12 Hz) reste la même au cours du temps. Pour le premier signal étudié, le sujet ferme et ouvre les yeux à différents instants. La vidéo de l'examen permet de déterminer à quels moments le sujet a les yeux ouverts ou fermés.

La figure 4.13 représente l'amplitude du signal à 12 Hz estimée par la *TFCT* en rouge et le *FKE* en bleu. Lorsque les yeux sont fermés, de 16.5 à 36 s, l'amplitude du signal utile est très faible de l'ordre de $1 \mu\text{V}$. D'ailleurs, le filtre de Kalman étendu estime régulièrement une amplitude nulle lorsque les yeux sont fermés. Lorsque le sujet a les yeux ouverts, l'amplitude du signal utile est quasi constante et égale à $6 \mu\text{V}$. Il est à noter que le filtre de Kalman étendu estime l'amplitude échantillon par échantillon alors que le pas de la transformée de Fourier à court terme est de 32 échantillons (160 ms) et sa fenêtre est de 512 échantillons (2.6 s). C'est pourquoi les variations d'amplitudes estimées par le *FKE* sont plus rapides que celles de la *TFCT*.

Sur cet examen, les deux techniques sont quasi équivalentes en terme de réactivité à l'ouverture et à la fermeture des yeux. Néanmoins, il faut souligner que la taille de la fenêtre de la *TFCT* entraîne une sous-estimation de l'amplitude de la réponse lors de

Figure 4.13 Temps de réaction à la fermeture et à l'ouverture des yeux

Description : Les temps de réaction des algorithmes du filtre de Kalman étendu et de la transformée de Fourier à court terme sont comparés pour un examen avec une fermeture des yeux à 16.5 secondes et une ouverture à 36 secondes.

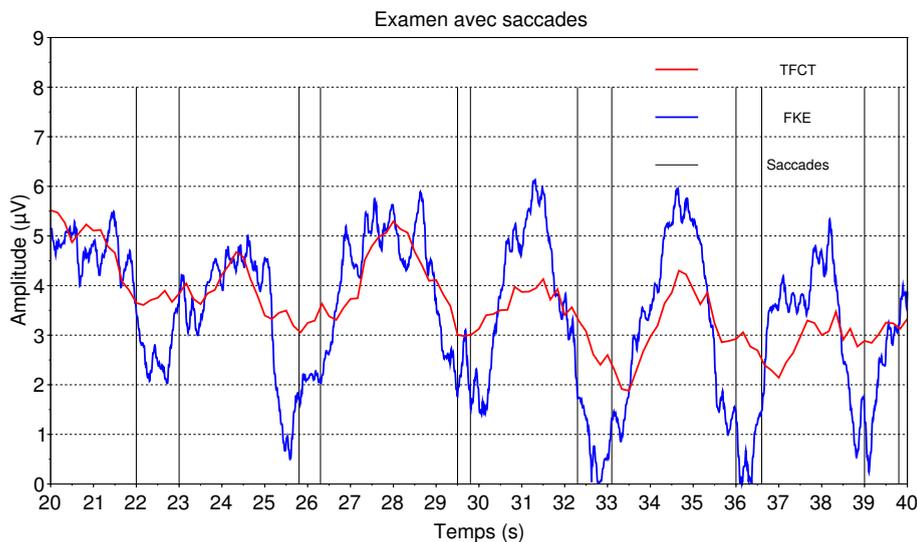


la fermeture puisqu'une partie des échantillons de la fenêtre se situe dans la période de fermeture des yeux. De même, elle entraîne une surestimation de l'amplitude de la réponse lors de l'ouverture des yeux puisqu'une partie des échantillons de la fenêtre se situe dans la période où les yeux sont ouverts.

Le second examen présenté met en évidence les variations d'amplitude du signal utile pendant des saccades volontaires. La figure 4.14 représente l'amplitude du signal à 12 Hz estimée par la *TFCT* en rouge et le *FKE* en bleu pour cet examen. Les variations d'amplitude dues aux saccades sont très faibles avec la *TFCT*. Ceci est dû à la taille de la fenêtre de 2.6s comparée à la durée moyenne d'une saccade : 100 ms. Par contre, avec l'estimation par le filtre de Kalman étendu, il est possible de constater l'inhibition de la réponse rétinienne pendant une saccade volontaire. De plus, l'estimation de l'amplitude du signal utile en dehors des saccades est plus juste avec le filtre de Kalman étendu puisque l'estimation se fait échantillon par échantillon.

Figure 4.14 Temps de réaction aux saccades volontaires

Description : Les temps de réaction des algorithmes du filtre de Kalman étendu et de la transformée de Fourier à court terme sont comparés pour un examen avec des saccades volontaires.



4.2.2 L'estimation de l'amplitude du signal utile des examens

Les examens pris en compte dans cette étude ont été effectués à METROVISION, sur 3 sujets âgés de 20 à 22 ans. Le protocole d'examen présenté dans le chapitre 2 a été appliqué pour chaque sujet. L'œil stimulé est l'œil droit. Pour simuler une basse acuité visuelle, les sujets ont dû porter différentes occlusions de Bangert². Au total, 30 examens ont été réalisés (annexe B pour les détails) et pour chaque examen 5 balayages de fréquences spatiales ont été effectués.

L'évaluation des méthodes d'estimation sur des examens réels est complexe puisque le signal utile n'est pas connu à l'avance. Néanmoins, deux critères sont proposés dans cette thèse.

Le premier est qualitatif, il repose sur la forme de la réponse du système visuel aux balayages de fréquences spatiales. Pour que le critère soit rempli, la forme doit être assimilable au V inversé présenté dans le second chapitre de cette thèse. De plus, la forme ne doit pas contenir de creux à certaines fréquences spatiales. La technique estimant la moyenne

2. pénalités permettant de simuler les acuités visuelles suivantes : 10/10, 08/10, 06/10, 04/10, 1/10 et inférieure à 1/10

des balayages qui se rapproche le plus de la forme théorique est jugée supérieure.

L'interprétation de la forme de la réponse est subjective. C'est pourquoi les résultats des 30 examens sont présentés en annexe C. Le lecteur peut ainsi comparer par lui-même les deux méthodes d'estimation.

Pour chaque examen, la forme du résultat obtenu avec le *FKE* est jugée équivalente ou supérieure à la *TFCT*. De plus, si l'on regarde de plus près les examens possédant des creux à certaines fréquences spatiales avec la *TFCT* (K4, K8, K13), la réponse n'a pas de creux avec le *FKE*.

Le second critère est quantitatif et objectif. Il s'agit de calculer la dispersion entre les différents balayages d'un même examen. Ce second critère permet de déterminer quelle technique donne les résultats les plus reproductibles.

La dispersion entre les balayages est calculée de la manière suivante :

- Calcul de l'amplitude du signal utile tout au long de l'examen
- Sélection des parties du signal correspondantes aux balayages de fréquences spatiales : $b_1(t)$, $b_2(t)$, $b_3(t)$, $b_4(t)$, $b_5(t)$
- Calcul de la moyenne des balayages $M_b(t) = \frac{1}{5} (b_1(t) + b_2(t) + b_3(t) + b_4(t) + b_5(t))$
- Calcul de l'Erreur Quadratique Moyenne (ang. MSE : Mean Squared Error) (*EQM*) $EQM(t)$ par rapport à $M_b(t)$ sur les 12 secondes
- Calcul de la moyenne de $EQM(t)$ divisé par la moyenne de $M_b(t)$

Ces calculs sont effectués avec les deux méthodes d'estimation du signal utile : la *TFCT* et le *FKE*. Les résultats obtenus avec les deux méthodes sont notés respectivement EQM_{TFCT} et EQM_{FKE} .

Le rapport R_{EQM} permet de comparer les deux techniques à l'aide d'une seule variable :

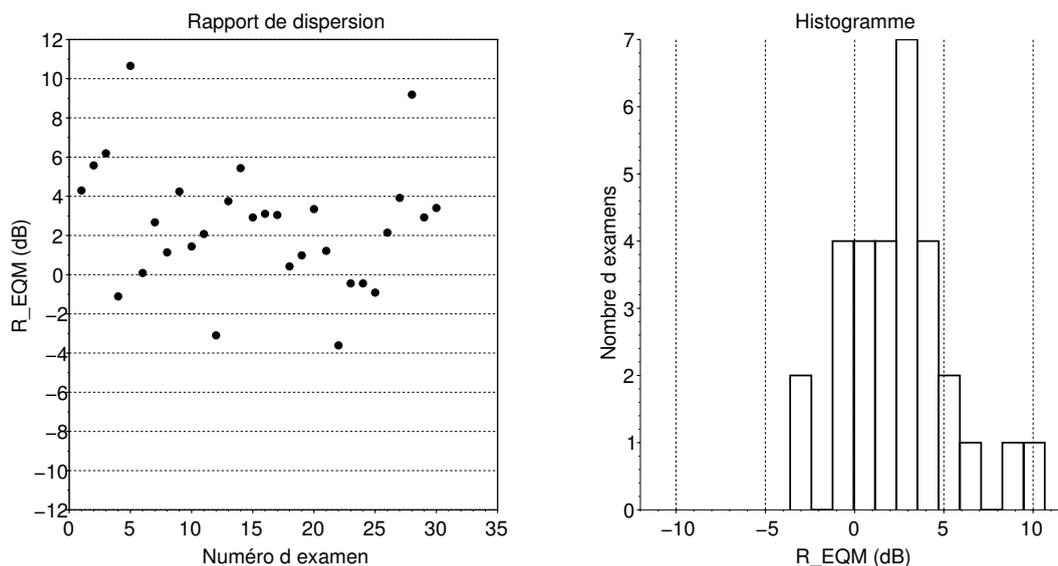
$$R_{EQM} = \frac{EQM_{TFCT}}{EQM_{FKE}} \quad (4.2)$$

La figure 4.15 présente les R_{EQM} obtenus pour les 30 examens sous forme de nuage de points et d'histogramme. 6/30 (20%) examens présentent des balayages avec une dispersion plus faible avec la *TFCT*. Par conséquent, pour 24 examens sur 30 (80%), la dispersion entre les balayages est identique ou plus faible avec le *FKE*. Sur les 30 examens, la moyenne des EQM_{TFCT} est de $0.16\mu V^2$ contre $0.10\mu V^2$ pour les EQM_{FKE} . L'écart-type respectif des deux méthodes donne : $0.13\mu V^2$ et $0.07\mu V^2$. Ces données indiquent que la dispersion entre les balayages est plus élevée pour la *TFCT*. De plus, cette dispersion dépend plus fortement de l'examen en comparaison de celle du *FKE*.

Ce même critère est désormais utilisé pour savoir s'il existe des différences entre les fréquences spatiales testées. Les mêmes calculs présentés plus haut sont appliqués sauf le

Figure 4.15 Rapport de dispersion moyen entre les balayages

Description : Histogramme du rapport de dispersion moyen R_{EQM} calculé pour 30 examens.



dernier point. Il est ainsi possible d'avoir l'évolution des erreurs quadratiques moyennes EQM_{TFCT} et EQM_{FKE} au cours d'un balayage moyen. La figure 4.16 illustre les erreurs quadratiques moyennes de 3 examens. Chaque examen sélectionné a été pratiqué sur un sujet différent avec une pénalité différente. Le premier examen a un $R_{EQM} < 1$, le second un $R_{EQM} \approx 1$ et le dernier un $R_{EQM} > 1$.

Le premier examen a une erreur quadratique moyenne avec le FKE plus forte que celle obtenue avec la $TFCT$. Néanmoins cette erreur reste faible tout au long du balayage pour les deux méthodes. Pour cet examen l'erreur quadratique moyenne est quasiment constante en fonction des fréquences spatiales.

Pour le second examen, l'erreur est plus importante pour les deux méthodes. De plus, elle est clairement plus élevée pour les hautes et moyennes fréquences spatiales avec la $TFCT$. Avec le FKE la différence en fonction des fréquences spatiales est moins marquée. L'erreur est quasiment constante au court du temps.

Pour le dernier examen, avec la $TFCT$ l'erreur quadratique moyenne est très importante pour les hautes et basses fréquences et quasi nulle pour les fréquences intermédiaires. Tandis que, encore une fois, en ce qui concerne le FKE l'erreur est quasiment constante. Ces résultats laissent supposer que la fréquence spatiale n'a pas d'influence sur la dispersion des balayages.

Figure 4.16 Dispersion entre les balayages en fonction du temps

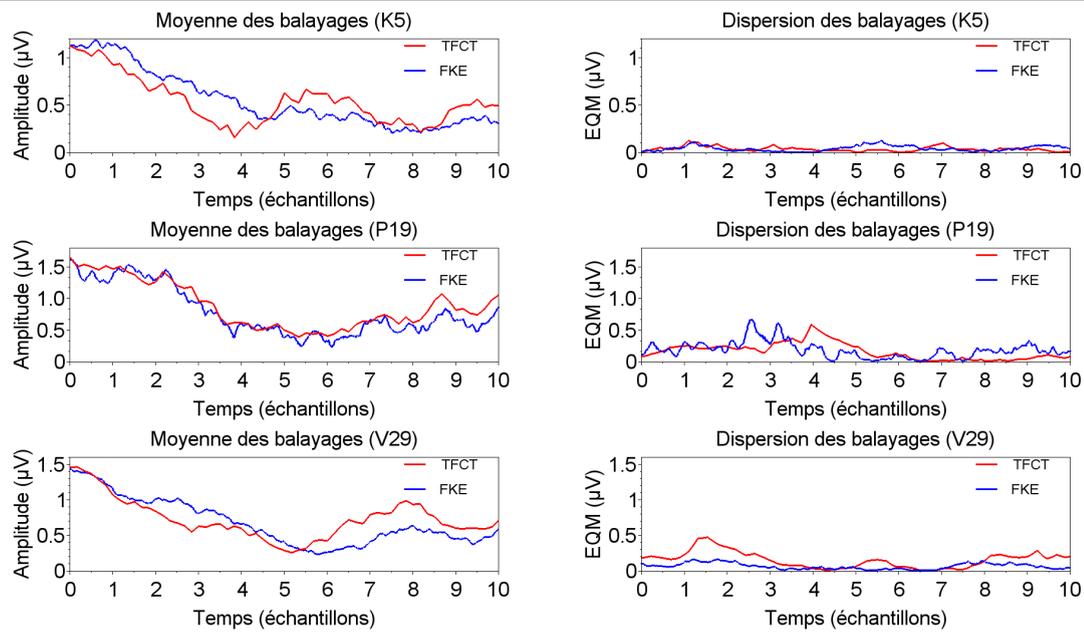
Description : À gauche le graphique représente la moyenne de 5 balayages obtenus pour 3 examens différents.

K4 : age = 21 ans, pénalité = 1/10, distance = 0.7 m, $R_{EQM} = 0,86$

P18 : age = 22 ans, pénalité = 4/10, distance = 2 m, $R_{EQM} = 1,19$

V28 : age = 20 ans, pénalité = 8/10, distance = 2 m, $R_{EQM} = 3,15$

À droite, le graphique présente la dispersion entre ces balayages en fonction du temps (donc en fonction de la fréquence spatiale).



Conclusion

Selon les deux critères établis dans cette thèse (la forme de la réponse moyenne et la dispersion des balayages), le filtre de Kalman étendu donne de meilleurs résultats pour l'estimation de l'amplitude du signal utile.

4.3 L'estimation de la phase

La phase de la réponse du système visuel est estimée par la transformée de Fourier à court terme (méthode de référence) d'une part et le filtre de Kalman étendu d'autre part. Les algorithmes de ces deux techniques ont été décrits dans le chapitre précédent. Leur paramétrage est le même que pour la section précédente.

4.3.1 L'estimation sur un signal simulé

L'objet de ce paragraphe est de comparer la transformée de Fourier à court terme et le filtre de Kalman étendu dans l'estimation de la phase et son impact sur l'estimation de l'amplitude d'un signal. Pour cela, la modélisation du signal potentiels évoqués visuels stationnaires présentée page 76 est simulé sur Scilab.

$$s(t) = A \sin(2\pi\nu t + \phi(t)) + b(t) \quad (4.3)$$

Ici $A = 5$, $\nu = 12/Fe$ la fréquence de la réponse du système visuel normalisée, $Fe = 192$ Hz, $b \sim \mathcal{N}(0, \sqrt{10})$ un bruit blanc gaussien et ϕ la phase du signal présentée figure 4.17 en noir.

La figure 4.17 présente les estimations de la phase (en haut) et de l'amplitude (en bas) grâce aux deux méthodes.

L'estimation de la phase par *TFCT* suit les variations lentes mais pas les variations rapides de la phase. Ceci s'explique par les dimensions du pas et de la fenêtre de la *TFCT*. L'erreur quadratique moyenne calculée entre la phase réelle et estimée par *TFCT* est de 0.04 deg^2 . En revanche, le *FKE* suit presque parfaitement toutes les variations de la phase. L'erreur quadratique moyenne pour le *FKE* est de 0.008 deg^2 .

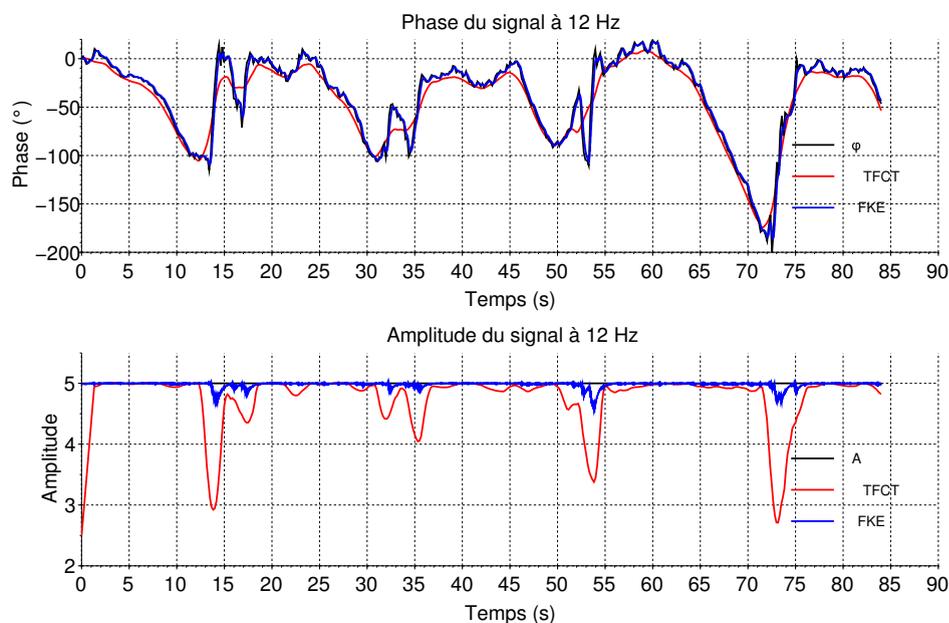
En ce qui concerne l'amplitude de la sinusoïde (qui ici est constante et égale à 5), on remarque une sous-évaluation de l'amplitude lorsque la phase varie rapidement. La *TFCT* est la plus impactée avec une erreur quadratique moyenne sur l'amplitude de $0.27 \mu\text{V}^2$ contre $0.025 \mu\text{V}^2$ pour le *FKE*.

4.3.2 L'estimation sur un signal réel

L'hypothèse adoptée dans cette thèse pour expliquer les creux d'amplitude présents sur certains examens est que l'estimation de la phase par *TFCT* n'est pas correcte. Ceci implique une sous-estimation de l'amplitude lorsque la phase varie trop rapidement. Le paragraphe précédent a montré que cette hypothèse était plausible grâce à des signaux simulés et que le *FKE* permet une meilleure estimation de l'amplitude.

Figure 4.17 Estimation de la phase d'un signal simulé

Description : L'estimation de la phase du signal à 12 Hz par le filtre de Kalman étendu (en bleu) est presque parfaite. Les courbes noire (phase réelle) et bleue se superposent presque parfaitement. En revanche, l'estimation par la transformée de Fourier (en rouge) est plus approximative. Ceci entraîne une grande sous-estimation de l'amplitude du signal à 12 Hz.



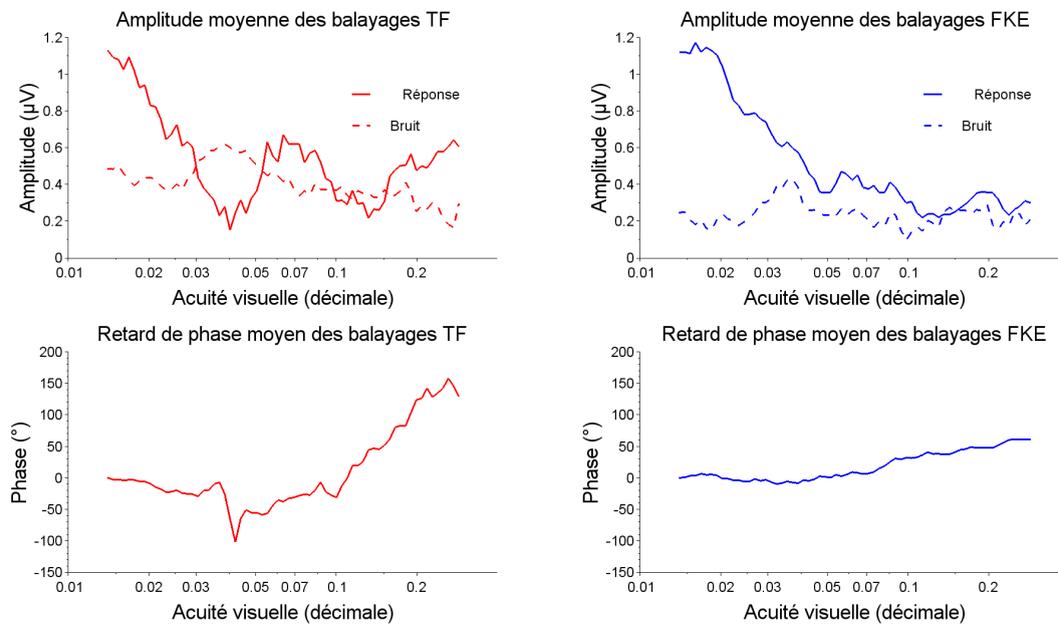
Les algorithmes sont donc testés cette fois-ci sur un examen réel (K4) qui présente un creux d'amplitude avec la *TFCT* (figure 4.18 à gauche). En haut de la figure, est représentée la moyenne des balayages ainsi qu'une estimation du bruit. Avec la *TFCT* le creux apparaît lorsque l'estimation de la phase (en bas) présente des variations très rapides. Avec le *FKE*, le creux n'est plus visible. La réponse moyenne ressemble au V inversé typique de l'examen. De plus, on remarque que les variations de la phase estimée sont quasiment uniformes, quelle que soit la fréquence spatiale testée.

Conclusion

Dans le premier paragraphe, nous avons constaté que le *FKE* permet une estimation plus précise de l'amplitude d'une sinusoïde avec des variations rapide de la phase que la *TFCT*. Les résultats que nous venons de voir confirment ce constat. La prise en compte conjointe de l'amplitude et de la phase dans le modèle du *FKE* entraîne une réduction des creux d'amplitude observés avec la *TFCT*.

Figure 4.18 Estimation de la phase moyenne d'un examen

Description : L'amplitude et la phase moyennes du signal à 12 Hz ont été estimées par transformée de Fourier à court terme à gauche et filtre de Kalman étendu à droite. Pour les signaux issus d'examen, l'amplitude et la phase moyennes réelles du signal à 12 Hz ne sont pas connues. Néanmoins, on peut constater que les variations de la phase sont plus uniformes avec le *FKE* et qu'il n'y a pas de creux d'amplitude.



4.4 L'estimation de l'acuité

Dans cette section, plusieurs méthodes d'estimation de l'acuité visuelle présentées dans le chapitre 3.4 sont testées. Le but est de déterminer quelle méthode est la plus précise. Pour cela, les différentes estimations de l'acuité visuelle obtenues grâce à l'examen *PEVS avec stimulation par balayage* sont comparées à celles obtenues grâce à l'examen ETDRS. Même si l'acuité morphoscopique est différente de l'acuité de réseau, elle représente une estimation correcte de cette dernière. De plus, l'examen ETDRS est rapide et facile à pratiquer chez les adultes.

Pour cette section, l'acuité visuelle est estimée à partir des 30 examens présentés dans la section sur l'estimation de l'amplitude (annexe B et C). Les résultats sont répertoriés dans l'annexe D.

Comme l'estimation de l'amplitude de la réponse du système visuel avec le filtre de Kalman étendu est plus fiable qu'avec la transformée de Fourier à court terme, les techniques d'extrapolation sont testées sur les résultats obtenus avec le *FKE* uniquement. À la fin de la section, les résultats sont comparés à ceux du *Moniteur Ophtalmologique*.

4.4.1 Comparaison des méthodes d'extrapolation

Dans la section consacrée à l'extrapolation 3.4, plusieurs méthodes d'extrapolation de la réponse moyenne du système visuel de différents auteurs ont été présentées. La figure 4.19 présente les valeurs d'acuité calculées à l'aide de quatre méthodes *M1*, *M2*, *M3* et *M4* en fonction de l'acuité ETDRS de référence.

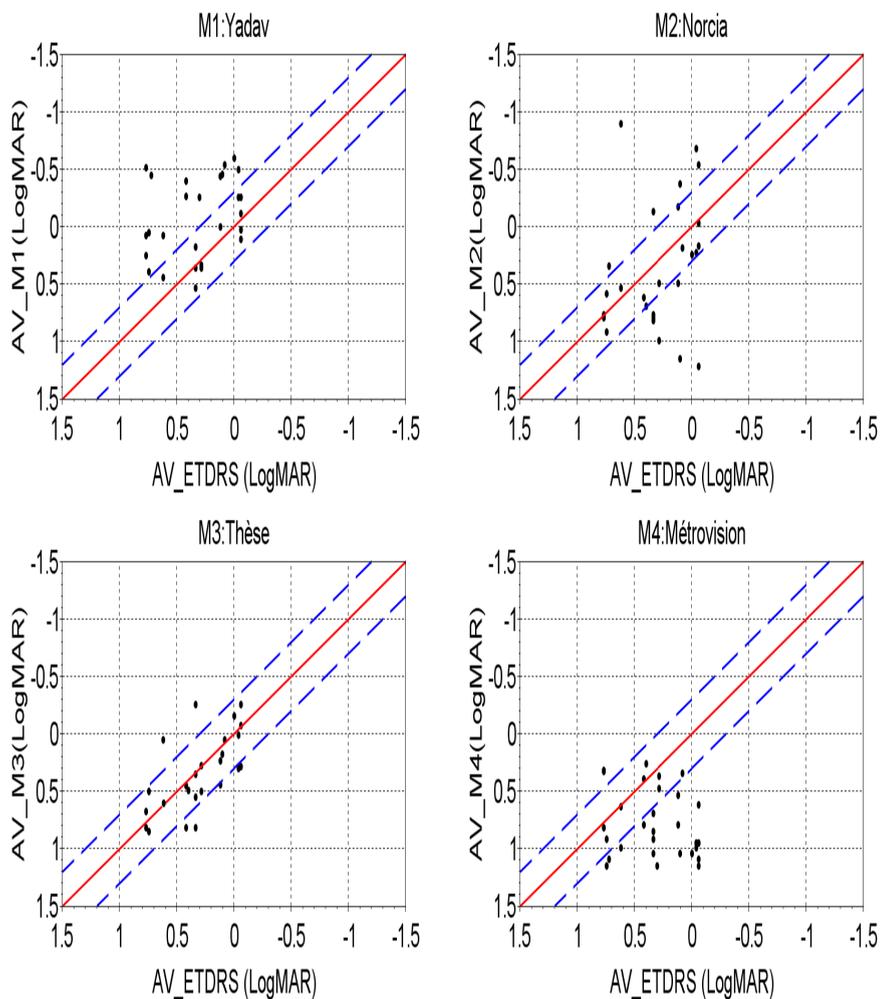
- *M1* = méthode de Yadav
- *M2* = méthode de Norcia
- *M3* = méthode présentée dans cette thèse
- *M4* = méthode actuellement implémentée dans le logiciel *Moniteur Ophtalmologique*

La droite rouge indique la position théorique des points si les deux estimations de l'acuité visuelle donnent la même valeur. Les abscisses et les ordonnées possèdent des axes inversés. Cette inversion vient du fait que, en acuité logMAR, plus la valeur est faible, plus l'acuité visuelle est élevée ($1/10 = 1 \text{ logMAR}$, $10/10 = 0 \text{ logMAR}$). Sur les trois graphiques de la figure, les résultats sont donc classés de l'acuité visuelle la plus faible à l'acuité visuelle la plus élevée.

En règle générale, la méthode *M1* surévalue l'acuité visuelle. La moyenne de la différence entre cette méthode et l'acuité ETDRS est de -0.41 logMAR (écart-type : 0.58 logMAR). Les indices de corrélation entre les deux acuités donnent $r = 0.26$, $p = 0.18$ pour celui de Pearson et $r = 0.23$, $p = 0.23$ pour celui de Spearman. La répartition des diffé-

Figure 4.19 Comparaison des 4 méthodes d'extrapolation

Description : L'axe des abscisses représente l'estimation de l'acuité visuelle par l'examen ETDRS. L'axe des ordonnées représente l'estimation de l'acuité visuelle par les méthodes d'extrapolation présentées dans cette thèse. La droite rouge représente la correspondance parfaite entre les deux acuités estimées (si l'acuité des méthodes présentées était égale à l'acuité ETDRS). Les droites en pointillés bleues représentent une précision de $\pm 0.3 \log\text{MAR}$.



rences entre l'acuité ETDRS et l'acuité *M1* est étendue et n'est pas de forme gaussienne (figure 4.20). Cette répartition indique que la méthode *M1* est imprécise.

La méthode *M2* donne une meilleure estimation de l'acuité visuelle que la première. La moyenne de la différence entre cette méthode et l'acuité ETDRS est de 0.08 logMAR (écart-type : 0.55 logMAR). 3 examens (K9, P15, P16) n'ont pas permis d'évaluer l'acuité visuelle. Pour ces 3 examens, l'amplitude du meilleur balayage de l'examen n'a jamais

dépassé le seuil de trois fois le niveau de bruit comme sur la figure D.9. La corrélation entre les deux acuités donne $r = 0.28$, $p = 0.15$ pour le coefficient de Pearson et $r = 0.36$, $p = 0.07$ pour le coefficient de Spearman. La répartition des différences entre l'acuité ETDRS et l'acuité $M2$ est étendue et n'est pas de forme gaussienne (figure 4.20). Cette répartition indique que la méthode $M2$ est imprécise.

La moyenne de la différence entre la méthode $M3$ et l'acuité ETDRS est de 0.04 logMAR (écart-type : 0.26 logMar). 5 examens (K9, K10, K12, P16 et V24) n'ont pas permis de déterminer une acuité visuelle puisque le niveau de bruit était trop élevé. La corrélation entre les deux acuités donne $r = 0.66$, $p = 3.1 \cdot 10^{-4}$ pour le coefficient de Pearson et $r = 0.71$, $p = 6.9 \cdot 10^{-5}$ pour le coefficient de Spearman. La répartition des différences entre l'acuité ETDRS et l'acuité $M3$ est moins étendue que les autres et est quasiment de forme gaussienne (figure 4.20). Cette répartition indique que la méthode $M3$ est relativement précise puisqu'il y a plus d'examens avec une précision de 0.1 logMAR que d'examens avec une précision entre 0.2 et 0.3 logMAR. (Dans *Comparaison ancienne / nouvelle méthodes* cette répartition est d'avantage détaillée.)

La moyenne de la différence entre la méthode $M4$ et l'acuité ETDRS est de 0.47 logMAR (écart-type : 0.44 logMar). 1 examens (K10) n'a pas permis de déterminer une acuité visuelle puisque le niveau de bruit était trop élevé. La corrélation entre les deux acuités donne $r = -0.20$, $p = 0.31$ pour le coefficient de Pearson et $r = -0.24$, $p = 0.20 \cdot 10^{-4}$ pour le coefficient de Spearman. La répartition des différences entre l'acuité ETDRS et l'acuité $M4$ est étendue et n'est pas de forme gaussienne (figure 4.20). Cette répartition indique que la méthode $M4$ est imprécise.

4.4.2 Comparaison ancienne / nouvelle méthodes

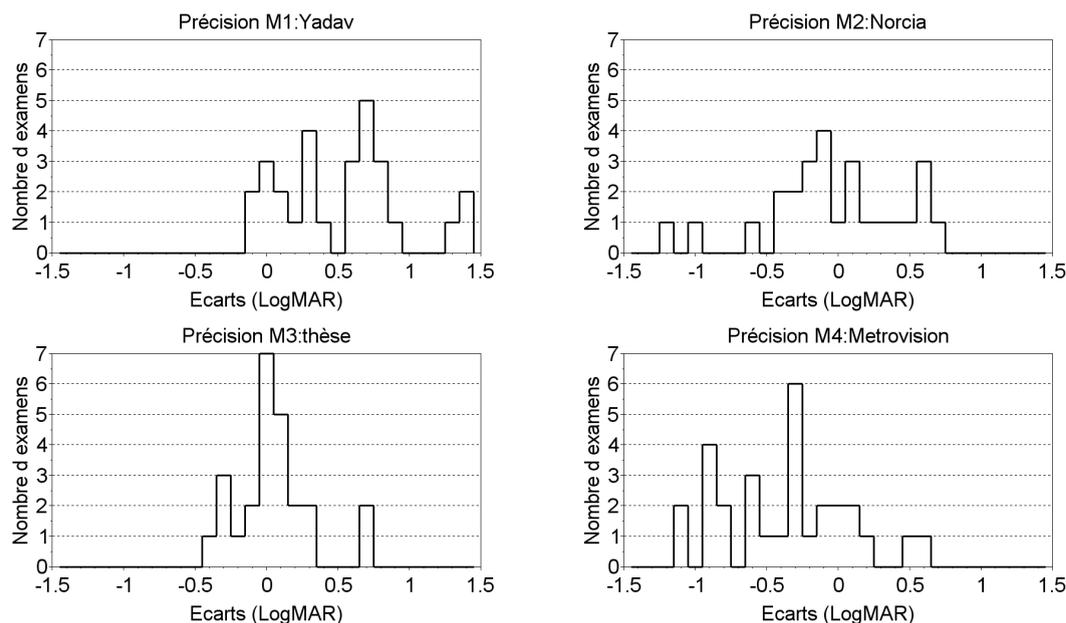
Les résultats de la méthode $M3$ sont comparés à ceux obtenus avec le logiciel de METROVISION sur la figure 4.21, la méthode $M5$. Avec $M5$, une transformée de Fourier à court terme est appliquée au signal pour l'estimation de l'amplitude de la réponse du système visuel (fenêtre = 512 échantillons, pas = 32 échantillons). Ensuite les différents balayages sont moyennés de manière vectorielle. Enfin l'estimation de l'acuité visuelle est la même que celle de $M4$. Les résultats sont présentés en annexe E.

En règle générale, la technique de METROVISION, $M5$ sous-évalue l'acuité visuelle. La moyenne de la différence entre cette méthode et l'acuité ETDRS est de 0.47 logMAR (écart-type : 0.45). La corrélation avec l'acuité ETDRS donne $r = 0.59$, $p = 6.7 \cdot 10^{-4}$ pour le coefficient de Pearson et $r = 0.57$, $p = 1.1 \cdot 10^{-3}$ pour le coefficient de Spearman.

La figure 4.22 représente la différence en unité logMAR entre l'acuité ETDRS de référence et les résultats de la thèse à gauche, et les résultats de METROVISION à droite.

Figure 4.20 Précision des 4 méthodes d'extrapolation

Description : Les histogrammes présentent la différence entre l'estimation de chaque méthode présentée dans cette thèse avec l'estimation de l'examen ETDRS.



Cette figure met en évidence que cette différence présente deux modes pour les résultats de METROVISION. Même si la moyenne des différences est enlevée, seuls 14 examens sur

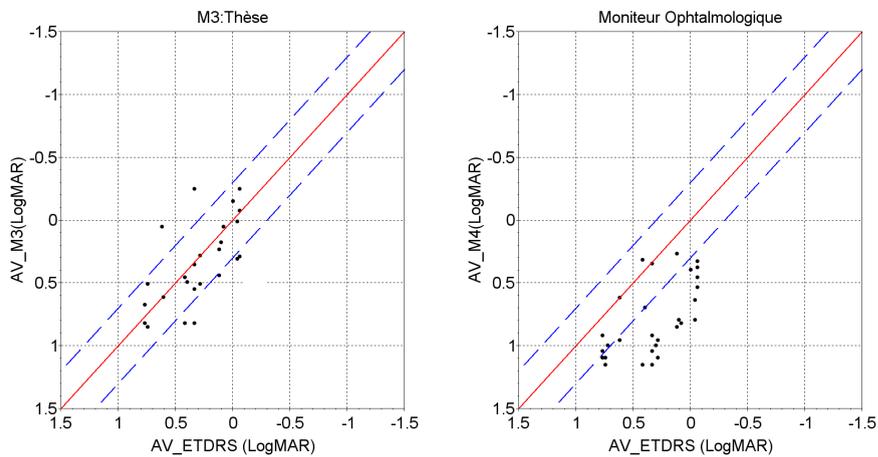
Précision (Logmar)	Nombre d'examens : thèse	Nombre d'examens : Métrovision
± 0.05	8 (32%)	5 (3%)
± 0.15	15 (60%)	11 (38%)
± 0.25	17 (68%)	14 (48%)
± 0.35	21 (84%)	24 (82%)
± 0.45	23 (92%)	28 (97%)
± 0.55	23 (92%)	29 (100%)
± 0.65	25 (100%)	

TABLE 4.1 – Précision de l'estimation de l'acuité visuelle

29 (48%) (table 4.1) ont une précision de ± 0.25 logMAR pour METROVISION contre 17 examens sur 25 (68%) pour la méthode présentée dans cette thèse. Au-delà de ± 0.3 logMAR, l'estimation de METROVISION devient plus précise. Ceci est en partie dû à la limitation du coefficient directeur de la droite de régression.

Figure 4.21 Comparaison ancienne / nouvelle méthodes d'extrapolation

Description : L'axe des abscisses représente l'estimation de l'acuité visuelle par l'examen ETDRS. À gauche, l'axe des ordonnées représente l'estimation de l'acuité visuelle par la méthode *M3*. À droite, l'axe des ordonnées représente l'estimation de l'acuité visuelle par la méthode *M5*. La droite rouge représente la correspondance parfaite entre les deux acuités estimées (si l'acuité des méthodes présentées était égale à l'acuité ETDRS). Les droites en pointillés bleu représentent une précision de $\pm 0.3 \log\text{mar}$.

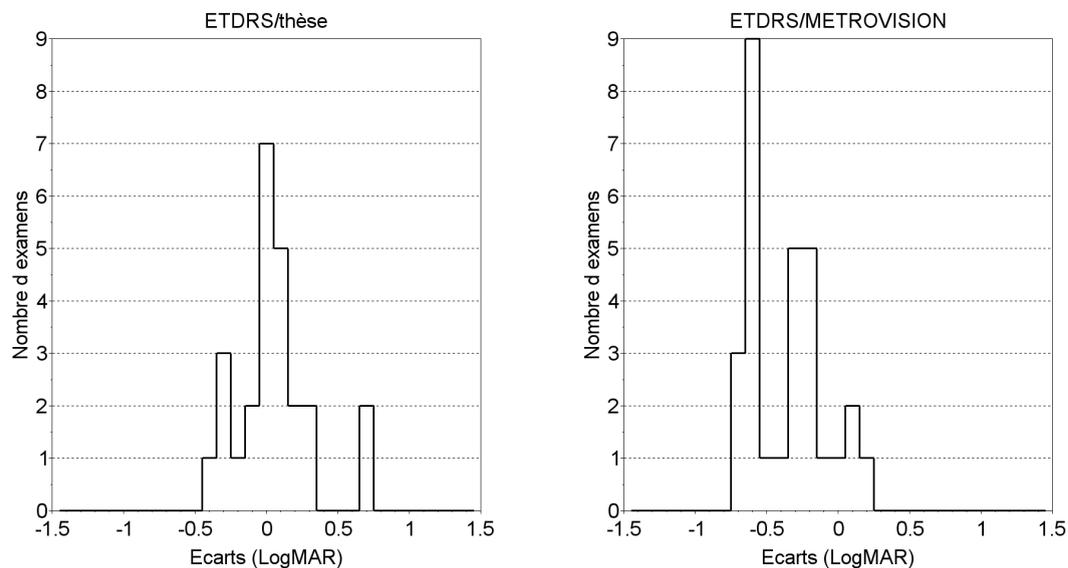


Conclusion

La nouvelle méthode *M3* avec une estimation de l'amplitude du signal utile par le filtre de Kalman étendu permet une estimation de l'acuité visuelle plus proche de l'acuité visuelle ETDRS. Les méthodes *M3* et *M5* sont celles qui permettent la meilleure corrélation entre l'acuité ETDRS et l'acuité estimée. Le nombre d'examen pris en compte dans cette étude est de 30. De nouveaux examens doivent être effectués afin de confirmer ces résultats.

Figure 4.22 Précision de l'estimation de l'acuité visuelle

Description : Les histogrammes présentent la différence entre l'estimation de cette thèse (à gauche) et l'estimation de METROVISION (à droite) avec l'estimation de l'examen ETDRS.



CHAPITRE 5

Discussion

Le but de cette thèse est de trouver une nouvelle méthode de traitement des signaux potentiels évoqués visuels stationnaires en vue d'extraire la réponse du système visuel à une stimulation de type balayage de fréquence spatiale. Elle doit tenir compte des caractéristiques principales du signal utile (non stationnaire, non linéaire) et du bruit (non stationnaire et non gaussien).

Actuellement, la technique d'extraction consiste à appliquer une transformée de Fourier à court terme au signal afin d'extraire la réponse du système visuel à 12 Hz ainsi que sa phase au cours du temps. L'inconvénient de cette technique est qu'elle ne convient pas aux signaux non stationnaires. Ainsi, lorsque la phase du signal varie rapidement, la *TFCT* sous-estime l'amplitude de la réponse.

Ce chapitre discute des performances de la nouvelle technique suivant quatre critères : la réduction du bruit, la répétabilité des balayages, la facilité d'interprétation des résultats et la précision de l'estimation de l'acuité visuelle.

5.1 Réduction du bruit

Pour des signaux potentiels évoqués visuels stationnaires, la réduction du bruit passe par deux étapes.

La première est d'éliminer les fréquences n'appartenant pas au signal utile (qui est situé à 12 Hz). Grâce à la transformée en ondelettes discrète stationnaire, cet objectif est atteint en éliminant les décompositions $D1$, $D2$ et $A4$ qui contiennent respectivement les fréquences allant de 48 à 96 Hz, de 24 à 48 Hz et de 0 à 6 Hz. Ainsi le rapport signal sur bruit est en moyenne amélioré de 10.94 dB. Grâce à cette méthode, le signal utile n'est pas altéré puisqu'il est entièrement contenu dans les décompositions $D3$ et $D4$.

Ces résultats peuvent être comparés à ceux obtenus en faisant la moyenne des signaux correspondant aux balayages. L'amélioration du rapport signal sur bruit est en moyenne de 5.58 dB pour 5 balayages (3.2.2). Cette valeur est inférieure à celle obtenue avec la *TODS*. Ceci s'explique par le faible nombre de balayages à moyenner. Une augmentation du nombre de balayages entraîne de meilleures performances de débruitage. En contrepartie, l'examen devient plus long. Si l'on se place dans le cas idéal présenté dans la section sur le moyennage, l'amélioration du rapport signal sur bruit en décibels en fonction du nombre de balayages (n) donne $20 \log(\sqrt{n})$ dB. Une estimation du nombre de balayages à effectuer pour avoir des performances équivalentes à celle de la *TODS* est de 13 balayages, soit une durée d'examen d'environ quatre minutes si le patient est constamment attentif. Cette solution est inenvisageable en clinique.

La seconde étape de réduction du bruit consiste à éliminer les artéfacts de mouvements qui induisent de larges variations d'amplitude dans la bande de fréquences d'intérêt. Grâce au seuillage des coefficients des décompositions D3 et D4 présenté dans cette thèse, les artéfacts sont éliminés.

De plus, comme seuillage s'adapte à chaque signal, il n'a pratiquement aucun impact négatif sur le signal utile. Le calcul du rapport signal sur bruit au niveau de la bande d'intérêt témoigne de ce résultat. Sur 33 examens cliniques et expérimentaux, le rapport signal sur bruit n'est jamais réduit de plus de 0.2 dB et pour 85% des examens le rapport signal sur bruit est stable ou amélioré.

Ici encore les performances sont meilleures que celles que l'on pourrait obtenir avec le moyennage. Pour des variations d'amplitude très élevées et rapides comme celles des clignements, une moyenne sur 5 balayages ne suffit pas à réduire les artéfacts. Dans le meilleur des cas, avec 5 balayages, l'artéfact est réduit de 80%. C'est-à-dire que pour un artéfact de 300 uV comme dans l'examen de référence 2, l'amplitude de cet artéfact après moyennage est de 60 μ V. Il faudrait 50 balayages pour son amplitude soit égale à 6 uV soit l'amplitude de la réponse du système visuel.

Il est possible que de meilleures performances soient obtenues avec une ondelette mère différente. Pour rappel, l'ondelette symétrique 8 a été choisie dans cette thèse suivant plusieurs critères à savoir l'orthogonalité, la symétrie, le support compact, la réponse fréquentielle des filtres, la robustesse au seuillage des coefficients, la qualité du débruitage et le temps de calcul. De plus, la transformée en paquets d'ondelettes n'a pas été testée dans cette thèse. Elle implique un coût de calculs supérieur à celle de la transformée en ondelettes discrète stationnaire c'est pourquoi cette dernière a été privilégiée. En contrepartie de ce temps de calcul plus important, la transformée en paquet d'ondelettes permet une

décomposition spectrale plus fine (par pas de $\frac{Fe}{k+1}$ Hz avec Fe la fréquence d'échantillonnage et k le niveau de décomposition). Il est possible qu'avec cet algorithme le débruitage des signaux soit plus efficace.

L'intérêt du débruitage par *TODS* est limité dans ce cadre de l'utilisation de la transformée de Fourier à court terme car cette technique agit déjà comme un filtre de fréquences. Il est tout de même utile pour l'élimination des artéfacts qui induisent une sous-évaluation de l'amplitude de la réponse. En revanche, c'est une étape indispensable pour l'utilisation du filtre de Kalman étendu. En effet, le modèle du signal utilisé pour le filtre ne tient compte que du signal utile à 12 Hz auquel un bruit de mesure est ajouté. Il faut donc que le signal à analyser se rapproche au maximum du modèle comme en témoignent les figures 4.4 à 4.7.

Le filtre de Kalman étendu est très sensible aux artéfacts car il a été conçu pour fonctionner avec des signaux gaussiens. Une autre conséquence du filtrage par *TODS* est que le signal devient gaussien. Le signal se rapproche donc des conditions optimales de l'utilisation du filtre de Kalman étendu.

Les fréquences choisies pour l'estimation du bruit et du rythme alpha peuvent être critiquées. Pour le bruit, la fréquence à 14 Hz a été choisie car elle se trouve suffisamment proche de la fréquence de la réponse du système visuel pour être représentative du bruit à 12 Hz lorsqu'il n'y a pas de stimulation. Elle est aussi suffisamment éloignée de cette fréquence pour que l'estimation de son amplitude ne soit pas influencée par l'amplitude de la réponse du système visuel s'il y en a une. Pour l'estimation du rythme alpha, c'est la bande de fréquence allant de 8 à 11 Hz qui a été prise en compte. Les résultats de l'estimation illustrés par la figure 4.12 indiquent que le rythme alpha est bien détecté avec les deux méthodes d'estimation (*TFCT* et *FKE*) même après le filtrage du signal.

5.2 Répétabilité

Lors d'un examen, plusieurs balayages de fréquences spatiales sont effectués. Comme les conditions de stimulation et d'acquisition ne changent pas, la réponse estimée du système visuel doit être identique pour tous les balayages.

Or pour certains examens, la différence entre les balayages est très importante. Ceci est essentiellement dû au comportement du patient pendant l'examen (perte d'attention, clignements, mouvements oculaires) et à la façon dont la méthode utilisée pour extraire les réponses des signaux se comporte en présence des artéfacts.

Dans cette thèse deux méthodes ont été évaluées. Les signaux ont été filtrés au préalable

par *TODS*. Ensuite, l'estimation de l'amplitude de la réponse du système visuel est calculée par la *TFCT* pour la première méthode et par le *FKE* pour la seconde.

Contrairement à la *TFCT* qui possède une fenêtre d'analyse et un pas, le *FKE* estime l'amplitude de la réponse échantillon par échantillon. Ceci lui permet d'être plus réactif lors de la présence d'un artefact ou d'un changement de phase rapide. Grâce à cette réactivité, la perturbation dure moins longtemps lorsque le *FKE* est utilisé. Par conséquent, pour un même balayage contenant un ou plusieurs artefacts, l'estimation de l'amplitude de la réponse par le *FKE* est moins perturbée que si elle est estimée par la *TFCT*. Ces données laissent donc supposer que les balayages sont plus reproductibles avec le *FKE* qu'avec la *TFCT*.

Le calcul de la dispersion des balayages sur 30 examens confirme cette hypothèse. Les résultats ont montré qu'avec la *TFCT*, l'erreur quadratique moyenne entre les balayages est de $0.16\mu\text{V}^2$ en moyenne. Avec le *FKE*, l'erreur quadratique moyenne entre les balayages est de $0.10\mu\text{V}^2$ en moyenne. Ces chiffres mettent en évidence que la dispersion entre les balayages est réduite de 37.5% avec la nouvelle méthode. La répétabilité des balayages est donc meilleure avec le *FKE*.

5.3 Interprétation des résultats

Lorsque l'on veut interpréter un résultat d'examen, il faut calculer la moyenne des réponses aux balayages de fréquence spatiale. Les réponses qui sont trop éloignées de la réponse moyenne attendue doivent être invalidées. Cette étape est effectuée manuellement par l'opérateur. Deux critères entrent alors en ligne de compte, il y a la forme de la réponse et sa répétabilité. Dans la section précédente, nous avons vu que ce dernier critère était amélioré lorsque le filtre de Kalman étendu était utilisé. Mais qu'en est-il de la forme ?

Grâce à l'estimation de l'amplitude de la réponse par le *FKE*, la réponse moyenne ressemble davantage au *V* inversé typique de l'examen. Ceci est dû notamment à la prise en compte de la phase dans le modèle de Kalman. D'ailleurs, lorsque l'on se concentre uniquement sur l'estimation la phase, on remarque que les variations sont plus uniformes avec le *FKE* qu'avec la *TFCT*.

Les résultats sont donc plus facilement interprétés avec la nouvelle technique. Cette conclusion est en partie subjective car il est impossible de connaître avec certitude le signal utile et donc la forme réelle de la réponse moyenne du système visuel à la stimulation. La seule certitude est que l'utilisation du *FKE* avec prise en compte de la phase dans le modèle pour l'estimation du signal utile permet d'avoir des réponses moyennes qui ressemblent davantage à la réponse théorique.

Pour les examens possédant un ou plusieurs creux dans leur réponse moyenne, il n'est

pas possible avec les données présentes de savoir si un autre phénomène que la variation de la phase entre en jeu. Ce qui semble possible dans la mesure où, pour certains examens, les creux d'amplitude persistent. Pour ces résultats, il est possible d'envisager que le patient ait cligné au même moment lors des différents balayages réduisant ainsi l'amplitude moyenne de la réponse à cet instant. Il est aussi possible de se tourner vers les théories comme la superposition de deux fonctions du système visuel suggérée par Kulikowski et Tolhurst [100] ou encore l'adaptation neuronale.

5.4 Précision de l'estimation de l'acuité visuelle

Quatre méthodes différentes ont été testées pour l'estimation de l'acuité visuelle. La première est celle de Yadav, la seconde est celle de Norcia, la troisième est la méthode présentée dans cette thèse et enfin la dernière est celle implémentée sur le logiciel Moniteur Ophthalmologique de METROVISION. Les résultats qui ont été utilisés pour l'estimation de l'acuité sont ceux calculés avec le filtre de Kalman étendu avec les examens pratiqués sur des adultes au sein de METROVISION.

Le but de cette comparaison est de trouver la méthode qui donne la meilleure estimation de l'acuité visuelle pour nos données. Pour cela, les estimations sont comparées à celles obtenues via l'examen ETDRS. 3 critères permettent d'évaluer les différentes méthodes en fonction des valeurs ETDRS :

- la moyenne et l'écart-type de la différence entre les acuités estimées et la référence ETDRS
- l'indice de corrélation de Pearson qui indique la probabilité d'une relation affine entre deux ensembles de données
- l'indice de corrélation de Spearman qui indique la probabilité d'une relation monotone entre deux ensembles de données

Nous pensons que le coefficient de corrélation de Spearman est un meilleur indice que celui de Pearson pour notre application puisque l'acuité morphoscopique est différente de l'acuité réseau. La relation entre les deux acuités n'est donc pas nécessairement affine.

La méthode de Yadav surestime l'acuité visuelle sur nos données. La moyenne de la différence entre les valeurs de la méthode de Yadav et celles de l'ETDRS est en effet de $-0.41 \log\text{MAR}$. Cette surestimation est compréhensible puisque l'amplitude du bruit estimée à partir de la fréquence à 14 Hz est quasiment équivalente à l'amplitude du signal utile à 12 Hz lorsqu'il n'y a pas de stimulation. Une partie des valeurs prises en compte dans la droite de régression est donc considérée comme du signal utile alors qu'elles sont représentatives du bruit. L'acuité visuelle est donc surestimée dans certains cas (figure

D.17). Les indices de Pearson et Spearman confirment la faible corrélation entre les deux estimations de l'acuité : Pearson : $r = 0.26$, $p = 0.18$, Spearman : $r = 0.23$, $p = 0.23$.

En revanche, la moyenne de la différence entre les valeurs de la méthode de Norcia et celles de l'ETDRS est de 0.08 logMAR. Ceci indique que cette méthode donne une estimation de l'acuité visuelle du même ordre de grandeur que l'ETDRS. Par contre, la dispersion de la différence entre les valeurs de la méthode de Norcia et celles de l'ETDRS est élevée. L'écart-type est de 0.55 logMAR. Cette disparité peut être expliquée par l'utilisation d'un seul balayage pour l'estimation de l'acuité. Même si l'on sélectionne le balayage qui permet d'avoir l'estimation de l'acuité la plus forte, il arrive fréquemment que ce balayage comporte des variations assez significatives pour biaiser le calcul de la droite de régression comme pour le résultat D.20. La corrélation entre les deux estimations est légèrement meilleure qu'avec la méthode de Yadav mais reste faible : indice de Pearson : $r = 0.28$, $p = 0.15$, Spearman : $r = 0.36$, $p = 0.07$. La méthode d'extrapolation de Norcia ne convient pas à nos données. Néanmoins, cette technique doit être testée dans les mêmes conditions que dans la publication où elle est décrite, c'est-à-dire avec une progression linéaire de la taille des cases du damier et non logarithmique. Il est possible que les performances de cette technique soient meilleures dans ce cas.

L'écart-type le plus faible est obtenu grâce à la méthode présentée dans cette thèse. Il est de 0.26 logMAR. Ceci indique que la dispersion de la différence entre les valeurs obtenues par ETDRS et par la méthode présentée dans cette thèse est plus faible que pour les autres méthodes. La moyenne de 0.04 logMAR indique que, en moyenne, l'estimation de l'acuité par cette méthode est la même que celle estimée via l'examen ETDRS. Les indices de corrélation de Pearson et Spearman indiquent que la meilleure corrélation des données est obtenue avec la méthode présentée dans cette thèse (Pearson : $r = 0.66$, $p = 3.1 \cdot 10^{-4}$, Spearman : $r = 0.71$, $p = 6.9 \cdot 10^{-5}$). Ces résultats peuvent être expliqués par :

- La prise en compte de plusieurs balayages (robustesse)
- Le seuil de validité de la réponse globale (élimination des examens bruités)
- Les valeurs prises en compte dans la droite de régression (uniquement les valeurs représentatives de la réponse du système visuel)
- La pondération de ces valeurs (les points situés à la fin du balayage moyen sont favorisés)

En revanche, la technique d'extrapolation de METROVISION ne convient pas du tout à nos données. La moyenne de l'écart entre l'estimation ETDRS est de 0.44 logMAR et une erreur quadratique de 0.44 logMAR. Les coefficients de corrélation de Pearson et Spearman sont tous les deux négatifs ce qui n'est pas cohérent avec les résultats attendus (Pearson : $r = -0.20$, $p = 0.31$, Spearman : $r = -0.24$, $p = 0.20$). Ces mauvais résultats s'expliquent par :

- le faible nombre de points pris en compte dans le calcul de la droite de régression
- la position de ces points par rapport à l'acuité réelle du patient. En règle générale, la position des points situés à 3 fois le niveau le bruit est éloignée de l'acuité réelle du patient. Si la pente du V inversé n'est pas uniforme. Cela entraîne des erreurs d'estimation.

Lorsque l'on compare la méthode présentée dans cette thèse et la version actuelle du logiciel de METROVISION (annexe E), il apparaît que cette dernière sous-estime l'acuité visuelle (en moyenne de 0.46 logMAR). Ce résultat est compréhensible puisque lors du calcul de la droite de régression, le coefficient directeur de la droite est limité. Les indices de corrélation sont meilleurs pour la méthode présentée dans cette thèse (METROVISION Pearson : $r = 0.59$, $p = 6.7 \cdot 10^{-4}$, Spearman : $r = 0.57$, $p = 1.1 \cdot 10^{-3}$, THESE Pearson : $r = 0.66$, $p = 3.1 \cdot 10^{-4}$, Spearman : $r = 0.71$, $p = 6.9 \cdot 10^{-5}$).

La répartition des écarts entre l'estimation par la méthode présentée dans cette thèse et l'examen ETDRS ne contient qu'un seul mode. Cette répartition est aussi obtenue par Arai et al. [12] qui ont comparé, sur 100 patients, l'examen *PEVS avec stimulation par balayage* avec le test de Snellen, un test d'acuité morphoscopique. Les écarts entre les deux estimations de l'acuité compris entre ± 0.5 octave (environ ± 0.15 logMAR) représentent 50% des examens de cette étude. Ces données sont cohérentes avec nos propres résultats : 60% des écarts entre notre méthode et l'acuité ETDRS appartiennent à cet intervalle. Ce n'est pas le cas avec l'estimation de l'acuité visuelle avec la méthode de METROVISION. La répartition des écarts possède deux modes ce qui est difficilement interprétable. Du fait de ces deux modes, la précision à ± 0.15 logMAR concerne seulement 38% des examens. Néanmoins, cette technique permet d'avoir une précision de ± 0.55 logMAR pour tous les examens contre ± 0.62 logMAR pour la méthode de cette thèse.

Ces résultats indiquent que c'est la nouvelle méthode qui permet d'avoir l'estimation de l'acuité visuelle la plus proche de la valeur estimée par l'examen ETDRS. Néanmoins, ils sont discutables. Il est à noter que la valeur obtenue par examen ETDRS reste une estimation de l'acuité visuelle morphoscopique. Donc il n'y a pas de raison a priori, pour que les deux estimations soient identiques. Nous avons choisi l'acuité ETDRS comme référence dans cette thèse car c'est un examen facile et rapide à effectuer chez l'adulte. Il est possible que des résultats différents soient obtenus grâce à l'estimation de l'acuité visuelle via le regard préférentiel, les cartes de Léa ou les anneaux de Landolt. De plus, les données dépendent fortement des conditions d'examens. Il est possible que des résultats différents soient obtenus avec une progression linéaire des motifs du damier ou en commençant les balayages par les grandes fréquences spatiales ou encore en changeant la fréquence de stimulation, le contraste ou la luminance de la stimulation. Les examens pris en compte ont été effectués sur 3 sujets adultes dont on a pénalisé la vue pour simuler les basses

acuités visuelles. Au total, 30 examens ont été pratiqués. Ce nombre est insuffisant pour attester de la supériorité de la nouvelle méthode d'extrapolation de l'acuité visuelle. Une nouvelle étude, sur des sujets moins coopérants doit être mise en œuvre pour confirmer ces résultats.

Conclusion et perspectives

Synthèse

Lorsque les praticiens ont commencé à s'intéresser aux potentiels évoqués visuels (*PEV*) pour le diagnostic des pathologies du système visuel, les études se sont focalisées sur les *PEV* transitoires. La méthode d'extraction privilégiée est alors le moyennage des *PEV* à une même stimulation. Cette technique est très simple et permet de réduire le bruit en moyennant un grand nombre de réponses. Typiquement, 60 stimulations suffisent pour un signal peu bruité chez un sujet coopérant. Le rejet des artéfacts est effectué de manière automatique en imposant un seuil d'amplitude absolue pour chaque réponse. Si le signal dépasse la valeur de seuil, la réponse est rejetée. Néanmoins, cette technique ne permet pas de tester plusieurs tailles de damier dans un même examen, les réponses moyennées devant être identiques. Cela implique de faire plusieurs examens chez un même patient. L'inconvénient principal de l'utilisation des *PEV* transitoires est donc la durée d'examen pouvant atteindre plusieurs minutes, même chez des sujets coopérants. Pour cette raison, ils ne sont pas applicables à l'étude de la réponse du cortex visuel chez les jeunes enfants du fait de leur faible capacité d'attention.

Les potentiels évoqués visuels stationnaires (*PEVS*) ont donc suscité l'intérêt des praticiens, car ils sont rapides et de forme sinusoïdale. Les méthodes de traitement du signal temps/fréquence permettent donc de suivre l'évolution de leur amplitude au cours du temps. Par conséquent, il est désormais possible de faire varier la taille des cases des damiers au cours d'un même examen. Grâce à cette nouvelle technique, la durée des examens a été réduite. Actuellement, pour l'examen *PEVS avec stimulation par balayage*, un balayage de fréquences spatiales prend 10 secondes. Par contre, l'inconvénient de cette technique par rapport à la précédente, est qu'il n'est plus possible de rejeter des réponses contenant des artéfacts. Le rapport signal sur bruit est donc élevé pour ces examens. Il

est par conséquent nécessaire de faire appel à des techniques de traitement du signal pour estimer efficacement la réponse du système visuel.

La technique actuelle de traitement des *PEVS* est la transformée de Fourier à court terme (*TFCT*). Elle est la méthode de référence pour l'estimation de l'amplitude des *PEVS*. Elle permet de filtrer le signal afin de ne récupérer que la fréquence d'intérêt à savoir la fréquence de réponse du système visuel. Néanmoins, cette technique nécessite de faire un compromis entre la résolution fréquentielle et la résolution temporelle. De plus, elle n'est pas adaptée aux signaux fortement non stationnaires.

L'étude des *PEVS* de cette thèse montre qu'il peut y avoir deux cas de non-stationnarité dans le signal. Le premier survient lorsque le patient cligne, effectue des mouvements oculaires ou perd la fixation de la stimulation ce qui arrive fréquemment chez l'enfant. Le second cas provient du délai de réponse du système visuel à la stimulation (aussi appelé temps implicite) qui varie en fonction de la fréquence spatiale. En traitement du signal, on parle de la phase du signal utile. Cette phase n'est pas constante au cours du temps donc le signal n'est pas stationnaire. Il a été démontré que cette non-stationnarité entraîne une sous-évaluation de l'amplitude de la réponse des *PEVS* lorsqu'elle est estimée par *TFCT*. C'est une des causes de la variabilité des réponses obtenues avec l'examen *PEVS avec stimulation par balayage*.

L'objectif de cette thèse était donc de trouver une nouvelle méthode de traitement des signaux adaptée aux caractéristiques de ces derniers. La principale difficulté rencontrée aura été l'adaptation des méthodes à tous les signaux. En effet, l'amplitude des *PEVS* diffère selon les sujets et les conditions de l'examen. De même, les caractéristiques du bruit dépendent du sujet, du placement des électrodes, de l'environnement électromagnétique, mais aussi du temps lorsqu'il s'agit d'artéfacts. Malgré cette difficulté, les connaissances actuelles sur le signal utile et le bruit ont permis de concevoir une méthode de traitement dont les paramètres s'adaptent automatiquement au signal.

Le filtrage des *PEVS* est effectué par transformée en ondelettes discrète stationnaire (*TODS*). La transformée décompose le signal en temps/fréquence avec une résolution supérieure à celle de la *TFCT*. Les résultats de cette décomposition sont des coefficients d'ondelettes répartis dans différentes bandes de fréquences. La première idée originale de la thèse vient de la méthode de seuillage des coefficients d'ondelettes pour le filtrage. Un premier seuillage est effectué en annulant tous les coefficients ne correspondant pas à la bande de fréquence du signal utile. Ce seuillage a pour effet d'éliminer les hautes et basses fréquences du signal. Le second seuillage consiste à annuler les coefficients contenant les artéfacts. Ces coefficients sont, en valeur absolue, supérieurs aux autres. La détection des coefficients contenant des artéfacts est automatique. Pour un signal sans artéfact, la répartition des coefficients suit une loi normale. C'est cette propriété qui est la clef pour

déterminer le seuil d'amplitude absolue des coefficients. Ce seuil est estimé à partir de l'éloignement de la valeur des coefficients comparée à la loi normale. Grâce au filtrage par *TODS*, les signaux sont débarrassés des hautes et des basses fréquences ainsi que des artéfacts sans impacter le signal utile.

La seconde idée originale de la thèse est l'utilisation du filtre de Kalman étendu (*FKE*) pour l'estimation de l'amplitude de la réponse du système visuel et de la phase. Les connaissances à priori du signal grâce aux résultats obtenus avec la *TFCT* ont servi à la création du modèle, qui prend en compte l'amplitude mais aussi la phase du signal utile, et à la paramétrisation du filtre. Comme pour la *TODS* paramétrage est automatique et recalculé pour chaque signal analysé.

Une première étude sur l'effet du débruitage par ondelettes a été effectuée sur 33 examens (dont 26 examens cliniques). L'utilisation du filtrage par *TODS* augmente le rapport signal sur bruit et supprime l'impact des artéfacts lors de l'estimation de l'amplitude des *PEVS*. Une seconde étude basée sur 30 examens pratiqués dans notre laboratoire a donné lieu à l'évaluation de l'estimation de la réponse du système visuel et de l'acuité visuelle par la nouvelle méthode. L'utilisation du *FKE* permet une estimation de la réponse du système visuel plus stable. La prise en compte de la phase corrige en majeure partie les creux d'amplitude observés à certaines fréquences spatiales. De plus, la répétabilité et la forme des réponses ont été largement améliorées. Enfin, l'estimation de l'acuité visuelle à partir des nouveaux résultats est plus proche de l'acuité estimée avec l'examen *ETDRS*.

Toutes ces améliorations rendent l'interprétation des résultats plus aisée pour le praticien d'autant plus qu'aucune manipulation supplémentaire n'a été ajoutée. Comme la répétabilité des réponses à la stimulation a été améliorée, il est possible d'envisager une réduction du nombre de balayages nécessaires à l'obtention d'une réponse moyenne fiable. Ceci entraîne une réduction du temps d'examen non négligeable pour l'évaluation des affections du système visuel chez le jeune enfant.

Perspectives

Dans cette thèse, les conditions de stimulation étaient fixes. Les paramètres tels que la fréquence de stimulation, le contraste, la luminance ou encore la progression des fréquences spatiales n'ont pas été évalués. Il serait intéressant de les tester afin de vérifier que les conditions de stimulation de l'examen actuellement implémenté donnent les meilleurs résultats. Ces tests pourront être réalisés dans un premier temps en laboratoire sur des sujets adultes sains. Néanmoins, une étude clinique doit être menée sur les jeunes enfants, car leur système visuel n'est pas identique à celui d'un adulte. De plus, il a été démontré que les différentes pathologies du système visuel entraînent des réponses variables en fonc-

tion des conditions de stimulation. Il est donc indispensable de tester ces paramètres sur des enfants atteints de pathologies variées.

Des études approfondies doivent être menées sur les examens où les creux à certaines fréquences spatiales persistent. Grâce à l'enregistrement vidéo de l'examen, il est possible de vérifier le comportement de patient en synchronisation avec les données enregistrées. Si les variations de la réponse ne sont pas corrélées au comportement du patient, les théories des différents auteurs présentées dans le second chapitre de la thèse sont envisageables.

Bibliographie

- [1] D. Abi-Abdallah, E. Chauvet, L. Bouchet-Fakri, A. Bataillard, A. Briguet, and O. Fokapu. Reference signal extraction from corrupted ECG using wavelet decomposition for MRI sequence triggering : application to small animals. *Biomedical engineering online*, 5 :11, 2006.
- [2] P. S. Addison. Wavelet transforms and the ECG : a review. *Physiological measurement*, 26, 5 :R155–99, Oct. 2005.
- [3] E. D. Adrian and B. H. C. Matthews. The Berger rhythm : potential changes from the occipital lobes in man. *Brain*, 57 :355–385, 1934.
- [4] M. Ahmadi and R. Quian Quiroga. Automatic denoising of single-trial evoked potentials. *NeuroImage*, 66 :672–680, 2013.
- [5] N. Ahuja, S. Lertrattanapanich, and N. K. Bose. Properties determining choice of mother wavelet. *IEE Proc.-Vis. Image Signal Process.*, 152(5) :659–664, 2005.
- [6] M. T. Akhtar, W. Mitsuhashi, and C. J. James. Employing spatially constrained ICA and wavelet denoising, for automatic removal of artifacts from multichannel EEG data. *Signal Processing*, 92(2) :401–416, Feb. 2012.
- [7] A. Alink, C. M. Schwiedrzik, A. Kohler, W. Singer, and L. Muckli. Stimulus predictability reduces responses in primary visual cortex. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*, 30(8) :2960–2966, Feb. 2010.
- [8] D. Allen, P. J. Bennett, and M. S. Banks. The effects of luminance on FPL and VEP acuity in human infants. *Vision research*, 32, 11 :2005–12, Nov. 1992.
- [9] S. Alves Pereira. Visual acuity evaluation in children with hydrocephalus : An electrophysiological study with sweep visual evoked potential. *World Journal of Neuroscience*, 02, 01 :36–43, 2012.

- [10] A. Alwan. *Implementation of Wavelet-Kalman Filtering Technique for Auditory Brainstem Response*. PhD thesis, 2012.
- [11] A. Antoniadis, J. Bigot, and T. Sapatinas. Wavelet estimators in nonparametric regression : a comparative simulation study. *Journal of Statistical . . .*, 6 :1–83, 2001.
- [12] M. Arai, O. Katsumi, F. R. Paranhos, J. M. Lopes De Faria, and T. Hirose. Comparison of Snellen acuity and objective assessment using the spatial frequency sweep PVER. *Graefe's archive for clinical and experimental ophthalmology = Albrecht von Graefes Archiv für klinische und experimentelle Ophthalmologie*, 235(7) :442–7, July 1997.
- [13] G. Arden, a. Barrada, and J. Kelsey. New clinical test of retinal function based upon the standing potential of the eye. *The British journal of Ophthalmology*, 46 :449–467, 1962.
- [14] N. Avesta. Fuzzy-wavelet-kalman signal reconstruction. *Proceedings of the 2005 European Conference on Circuit Theory and Design*, 3(2) :369–372, 2005.
- [15] M. Bach, J. P. Maurer, and M. E. Wolf. Visual evoked potential-based acuity assessment in normal vision, artificially degraded vision, and in patients. *The British journal of ophthalmology*, 92, 3 :396–403, Mar. 2008.
- [16] M. Bach and T. Meigen. Do's and don'ts in Fourier analysis of steady-state potentials. *Documenta Ophthalmologica*, 99(1) :69–82, 1999.
- [17] L. Bachatene. Aires visuelles, 2014.
- [18] L. W. Baitch and D. M. Levi. Binocular beats : psychophysical studies of binocular interaction in normal and stereoblind humans. *Vision research*, 29(1) :27–35, 1989.
- [19] M. S. Banks and P. Salapatek. Acuity and contrast sensitivity in 1-, 2-, and 3-month-old human infants. *Investigative ophthalmology & visual science*, 17, 4 :361–5, Apr. 1978.
- [20] E. Başar, C. Başar-Eroglu, S. Karakaş, and M. Schürmann. Gamma, alpha, delta, and theta oscillations govern cognitive processes. *International Journal of Psychophysiology*, 39(2-3) :241–248, 2001.
- [21] E. Beaubert, F. Pariguet, and S. Taboulot. *Le manuel de l'opticien*. 2008.
- [22] P. Berg and M. Scherg. Dipole models of eye movements and blinks. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 79(1) :36–44, 1991.
- [23] H. Berger. Über das elektrenkephalogramm des menschen. *Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten*, 97(1) :6–26, 1932.

- [24] E. E. Birch, S. Garfield, D. R. Hoffman, R. D. Uauy, and D. G. Birch. A randomized controlled trial of early dietary supply of long-chain polyunsaturated fatty acids and mental development in term infants. *Developmental medicine and child neurology*, 42, 3 :174–81, Mar. 2000.
- [25] S. Bittanti and S. M. Savaresi. On the parameterization and design of an extended Kalman filter frequency tracker. *IEEE Transactions on Automatic Control*, 45(9) :1718–1724, 2000.
- [26] X. Bocquet. *Analyse fréquentielle en électrophysiologie visuelle : potentiel évoqué visuel et électrorétinogramme*. PhD thesis, 1989.
- [27] R. G. Boothe, T. Loudon, A. Aiyer, A. Izquierdo, C. Drews, and S. R. Lambert. Visual outcome after contact lens and intraocular lens correction of neonatal monocular aphakia in monkeys. *Investigative ophthalmology & visual science*, 41, 1 :110–9, Jan. 2000.
- [28] Y. S. Bradfield, D. Thomas, J. N. Ver Hoeve, and R. E. Gangnon. Sweep visual evoked potential testing as a predictor of recognition acuity in albinism. *Archives of ophthalmology*, 125, 5 :628–33, May 2007.
- [29] A. A. Brewer and B. Barton. Visual field map organization in human visual cortex. In *Visual Cortex-Current Status and Perspectives*, pages 29–60. 2012.
- [30] J. D. Bronzino. Principles of electroencephalography. In *The Biomedical Engineering Handbook : Second Edition*. 2000.
- [31] A. M. Brown, V. Dobson, and J. Maier. Visual acuity of human infants at scotopic, mesopic and photopic luminances. *Vision research*, 27(10) :1845–58, Jan. 1987.
- [32] G. Buzsáki. Neuronal Oscillations in Cortical Networks. *Science*, 304(5679) :1926–9, 2004.
- [33] M. Cabon, J. Charlier, P. Vanheeghe, and E. Duflos. Evaluation of a new method for sweep VEP analysis. In *ARVO 2015 Annual Meeting Abstracts by Scientific Section/Group - Visual Neuroscience*, 2015.
- [34] F. W. Campbell and J. J. Kulikowski. The visual evoked potential as a function of contrast of a grating pattern. *J. Physiol.*, 222 :345–356, 1972.
- [35] F. W. Campbell and L. Maffei. Electrophysiological evidence for the existence of orientation and size detectors in the human visual system. *The Journal of Physiology*, 207 :635–652, 1970.
- [36] N. N. Cavascan, S. R. Salomão, P. Y. Sacai, J. M. Pereira, D. M. Rocha, and A. Berezovsky. Contributing factors to VEP grating acuity deficit and inter-ocular acuity

- difference in children with cerebral visual impairment. *Documenta ophthalmologica. Advances in ophthalmology*, (Cvi), Dec. 2013.
- [37] B. C. M. Chang, G. Mirabella, R. Yagev, M. Banh, E. Mezer, P. C. Parkin, C. a. Westall, and J. R. Buncic. Screening and diagnosis of optic pathway gliomas in children with neurofibromatosis type 1 by using sweep visual evoked potentials. *Investigative ophthalmology & visual science*, 48, 6 :2895–902, June 2007.
- [38] J. Charlier, M. Cabon, X. Zanlonghi, and S. Defoort-DHellemmes. Evaluation of magnitude and phase of sweep-visual evoked potentials. *Acta Ophthalmologica*, 90 :0–0, 2012.
- [39] J. Charlier, S. Defoort-DHellemmes, and S. Vermandel. Binocular beat VEP obtained with ferroelectric shutters in normal adult subjects. *ISCEV*, 2006.
- [40] K. J. Ciuffreda. Eye Movements , Vergence. *enc*, pages 330–331, 2003.
- [41] A. Cogne. Les surfaces équipotentielles d’un dipôle.
- [42] R. R. Coifman and D. L. Donoho. Translation-Invariant De-Noising. *Time*, 103 :125–150, 1995.
- [43] Consilium Ophthalmologicum Universale. Visual Acuity Measurement Standard. *Italian Journal of Ophthalmology*, 2 :1–18, 1984.
- [44] D. J. Creel. Visually Evoked Potentials. *Webvision : The Organization of the Retina and Visual System*, pages 1–21, 1995.
- [45] R. J. Croft and R. J. Barry. Removal of ocular artifact from the EEG : a review. *Neurophysiol Clin*, 30 :5–19, 2000.
- [46] R. J. Croft and R. J. Barry. Removal of ocular artifact from the EEG : a review. *Neurophysiologie clinique = Clinical neurophysiology*, 30(1) :5–19, Feb. 2000.
- [47] R. W. Crow. Sweep Visual Evoked Potential Evaluation of Contrast Sensitivity in Alzheimer’s Dementia. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 44, 2 :875–878, Feb. 2003.
- [48] M. F. Da Costa, S. R. Salomão, A. Berezovsky, F. M. de Haro, and D. F. Ventura. Relationship between vision and motor impairment in children with spastic cerebral palsy : new evidence from electrophysiology. *Behavioural brain research*, 2003.
- [49] I. Daubechies. Ten lectures on wavelets : Society for Industrial and Applied Mathematics. *CBMS-NSF regional conference series in applied mathematics*, page 1992, 1992.
- [50] A. David. Wavelet Kalman based reconstruction. *Proceedings. IEEE International Conference on Multimedia and Expo*, 1 :6–9, 2002.

- [51] C. E. Davila, R. Srebro, and I. a. Ghaleb. Optimal detection of visual evoked potentials. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 45, 6 :800–3, June 1998.
- [52] A. Delorme and M. Scott. EEGLAB : an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. *Journal of Neuroscience Methods*, 134(1) :9–21, 2004.
- [53] G. Dietsch. Fourier-Analyse von Elektrencephalogrammen des Menschen. *Pflüger's Archiv für die Gesamte Physiologie des Menschen und der Tiere*, 230(1) :106–112, 1932.
- [54] D. L. Donoho and I. M. Johnstone. Adapting to unknown smoothness via wavelet shrinkage. Technical report, Division of biostatistics Stanford university, Stanford California, 1993.
- [55] P. J. Durka. *Time-frequency analyses of EEG*. PhD thesis, 1996.
- [56] P. J. Durka, A. Matysiak, E. M. Montes, P. V. Sosa, and K. J. Blinowska. Multichannel matching pursuit and EEG inverse solutions. *Journal of Neuroscience Methods*, 148(1) :49–59, 2005.
- [57] M. EL Jabri. *Etude de l'organisation spatiale du tissu conjonctif par analyse d'images basée sur une approche multiéchelles. Application à la prédiction de la tendreté de la viande bovine*. PhD thesis, Université Blaise Pascal - Clermont-Ferrand II, 2008.
- [58] C. Evinger. Eyelid Ptosis. *Encyclopedia of the Neurological Sciences*, pages 320–322, 2003.
- [59] M. Fatourechi, S. Mason, G. E. Birch, and R. K. Ward. A wavelet-based approach for the extraction of event related potentials from EEG. *2004 IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, 2 :3–6, 2004.
- [60] M. Fernandes da Costa, S. R. Salomão, A. Berezovsky, F. M. de Haro, and D. F. Ventura. Relationship between vision and motor impairment in children with spastic cerebral palsy : new evidence from electrophysiology. *Behavioural Brain Research*, 149, 2 :145–150, Mar. 2004.
- [61] F. L. Ferris, A. Kassoff, G. H. Bresnick, and I. Bailey. New visual acuity charts for clinical research. *American journal of ophthalmology*, 94(1) :91–96, 1982.
- [62] A. C. Fisher, M. C. Brown, R. P. Hagan, W. El-Deredy, and P. J. G. Lisboa. ICA-Based Blind Source Separation (BSS) Recovery of the Pattern Electroretinogram (PERG) from Single Channel Records with Poor SNR, 2005.
- [63] E. FitzGibbon. Eye Movements , Saccades. *Encyclopedia of the Neurological Sciences*, pages 323–325, 2003.

- [64] P. Flandrin and B. Escudié. Principe et mise en oeuvre de l'analyse temps-fréquence par transformation de Wigner-ville. *Traitement du signal*, 2 :143–150, 1985.
- [65] P. J. Franaszczuk, G. K. Bergey, P. J. Durka, and H. M. Eisenberg. Time-frequency analysis using the matching pursuit algorithm applied to seizures originating from the mesial temporal lobe. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 106 :513–521, June 1998.
- [66] J. Francois, G. Verriest, and A. De Rouck. Electro-oculography as a functional test in pathological conditions of the fundus. *The British journal of ophthalmology*, 40(2) :108–112, 305–312, 1956.
- [67] W. V. Good and C. Hou. Sweep visual evoked potential grating acuity thresholds paradoxically improve in low-luminance conditions in children with cortical visual impairment. *Investigative ophthalmology & visual science*, 47, 7 :3220–4, July 2006.
- [68] W. V. Good, C. Hou, and A. M. Norcia. Sweep VEP Pattern Reversal Grating Acuity is Superior to On/Off Grating Acuity for the Detection of Amblyopia. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, pages 12–13, 2002.
- [69] G. E. Gordon and D. L. McCulloch. A VEP investigation of parallel visual pathway development in primary school age children. *Documenta ophthalmologica. Advances in ophthalmology*, 99, 1 :1–10, Jan. 1999.
- [70] I. Gottlob, M. Fendick, and S. Guo. Visual acuity measurements by swept spatial frequency visual-evoked-cortical potentials (VECPs) : clinical application in children with various visual disorders. *Journal of pediatric . . .*, 27(1) :40–47, 1990.
- [71] I. Gottlob, M. Fendick, and S. Guo. Visual acuity measurements by swept spatial frequency visual-evoked-cortical potentials (VECPs) : clinical application in children with various visual disorders. *Journal of pediatric . . .*, 27(1) :40–47, 1990.
- [72] I. Gottlob and S. Wizov. Predicting optotype visual acuity by swept spatial visual-evoked potentials. *Clinical vision . . .*, 8(5) :417–423, 1993.
- [73] A. Grass and F. Gibbs. A Fourier transform of the electroencephalogram. *Journal of Neurophysiology*, 1(6) :521–526, 1938.
- [74] G. Gratton. Dealing with artifacts : The EOG contamination of the event-related brain potential. *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers*, 30(1) :44–53, 1998.
- [75] H. Hajimolahoseini, M. R. Taban, and H. Soltanian-Zadeh. Extended Kalman Filter frequency tracker for nonstationary harmonic signals. *Measurement : Journal of the International Measurement Confederation*, 45(2) :126–132, 2012.

- [76] D. S. Hammoudi, S. Lee, A. Madison, G. Mirabella, J. R. Buncic, W. J. Logan, O. C. Snead, and C. a. Westall. Reduced visual function associated with infantile spasms in children on vigabatrin therapy. *Investigative ophthalmology & visual science*, 46, 2 :514–20, Feb. 2005.
- [77] H. H. H. Harada, Y. Ohbuchi, H. Nishimura, H. K. H. Kashiwagi, and T. Yamaguchi. Electromyogram signal processing by using M-transform. *Seimitsu Kogaku Kaishi/Journal of the Japan Society for Precision Engineering*, 75 :882–886, 2009.
- [78] M. Hayes. Statistical Digital Signal Processing and Modeling. *Wiley*, 1996.
- [79] N. Hébert-Lalonde, L. Carmant, D. Safi, M.-S. Roy, M. Lassonde, and D. Saint-Amour. A frequency-tagging electrophysiological method to identify central and peripheral visual field deficits. *Documenta ophthalmologica. Advances in ophthalmology*, May 2014.
- [80] M. Heuser-Link, G. Dirlich, P. Berg, L. Vogl, and M. Scherg. Eyeblinks evoke potentials in the occipital brain region. *Neuroscience letters*, 143(1-2) :31–34, 1992.
- [81] M. B. Hoffmann and P. S. Seufert. Simulated nystagmus reduces pattern-reversal more strongly than pattern-onset multifocal visual evoked potentials. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 116(7) :1723–32, July 2005.
- [82] G. E. Holder, G. G. Celesia, Y. Miyake, S. Tobimatsu, and R. G. Weleber. International Federation of Clinical Neurophysiology : recommendations for visual system testing. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 121, 9 :1393–409, Sept. 2010.
- [83] C. Hou, A. M. Norcia, A. Madan, S. Tith, R. Agarwal, and W. V. Good. Visual cortical function in very low birth weight infants without retinal or cerebral pathology. *Investigative ophthalmology & visual science*, 52(12) :9091–8, Jan. 2011.
- [84] W.-Y. Hsu, C.-H. Lin, H.-J. Hsu, P.-H. Chen, and I.-R. Chen. Wavelet-based envelope features with automatic EOG artifact removal : Application to single-trial EEG data. *Expert Systems with Applications*, 39(3) :2743–2749, Feb. 2012.
- [85] L. Hu, a. Mouraux, Y. Hu, and G. D. Iannetti. A novel approach for enhancing the signal-to-noise ratio and detecting automatically event-related potentials (ERPs) in single trials. *NeuroImage*, 50(1) :99–111, 2010.
- [86] Y. Huang and R. Rao. Predictive Coding. *Cognitive Science*, 2 :580–593, 2011.
- [87] D. H. Hubel and T. N. Wiesel. Receptive fields of single neurones in the cat’s striate cortex. *The Journal of Physiology*, 148 :574–591, 1959.

- [88] J.-P. Huguex. *Recueil, traitement et validation des signaux électrophysiologiques durant les examens fonctionnels de la vision chez les très jeunes enfants*. PhD thesis, 1984.
- [89] INSERM. *Déficits visuels Dépistage et prise en charge chez le jeune enfant*, 2002.
- [90] ISO. *Ophthalmic optics — Chart displays for visual acuity measurement — Printed, projected and electronic*, 2014.
- [91] M. Iwasaki, C. Kellinghaus, A. V. Alexopoulos, R. C. Burgess, A. N. Kumar, Y. H. Han, H. O. Lüders, and R. J. Leigh. Effects of eyelid closure, blinks, and eye movements on the electroencephalogram. *Clinical Neurophysiology*, 116(4) :878–885, 2005.
- [92] F. M. John. Spatial Vision Deficits in Infants and Children with Down Syndrome. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 45, 5 :1566–1572, May 2004.
- [93] W. Joost and M. Bach. Variability of the steady-state visually evoked potential : interindividual variance and intraindividual reproducibility of spatial frequency tuning. *Documenta ophthalmologica. Advances in ophthalmology*, 75, 1 :59–66, Aug. 1990.
- [94] O. Katsumi, M. Arai, R. Wajima, S. Denno, and T. Hirose. Spatial frequency sweep pattern reversal VEP acuity vs Snellen visual acuity : effect of optical defocus. *Vision research*, 36, 6 :903–909, 1996.
- [95] S. M. Kay and S. Lawrence Marple. Spectrum analysis—a modern perspective. *Proceedings of the IEEE*, 69, 11 :1380–1419, 1981.
- [96] J. P. Kelly, K. Borchert, and D. Y. Teller. The Development of Chromatic and Achromatic Contrast Sensitivity in Infancy as Tested with the Sweep VEP. *Vision research*, 37, 15 :2057–2072, 1997.
- [97] J. P. Kelly and S. Chang. Development of chromatic and luminance detection contours using the sweep VEP. *Vision research*, 40, 14 :1887–905, Jan. 2000.
- [98] A. S. Keren, S. Yuval-Greenberg, and L. Y. Deouell. Saccadic spike potentials in gamma-band EEG : Characterization, detection and suppression. *NeuroImage*, 49(3) :2248–2263, 2010.
- [99] J. R. Knott, F. A. Gibbs, and C. E. Henry. Fourier transform of the electroencephalogram during sleep. *Journal of experimental psychology*, 31(6) :465–477, 1942.
- [100] J. J. Kulikowski and D. J. Tolhurst. Psychological evidence for sustained and transient detectors in human vision. *J. Physiol.*, 232 :149–162, 1973.

- [101] B. F. La Scala, R. R. Bitmead, and B. G. Quinn. An extended Kalman filter frequency tracker for high-noise environments. *IEEE Transactions on Signal Processing*, 44(2) :431–434, 1996.
- [102] L. Lauritzen, M. H. r. Jø rgensen, and K. F. Michaelsen. Test-retest reliability of swept visual evoked potential measurements of infant visual acuity and contrast sensitivity. *Pediatric research*, 55, 4 :701–708, Apr. 2004.
- [103] E. Le Carpentier, I. Vincent, F. Auger, and C. Doncarli. Classification of non-stationary sinusoidal signals. *Proceedings of EUSIP2 CO29427th European Signal Processing Conference*, 3 :1429–1432, 1994.
- [104] Y. Le Grand. *Optique physiologique*, volume 1-2-3. Revue d’op edition.
- [105] R. J. Leigh. Eye Movements , Overview. *Encyclopedia of the Neurological Sciences*, pages 322–323, 2003.
- [106] A. Lejeune, C. Le Clercq, J. Servais, and A. Jacoby. Les muscles oculomoteurs.
- [107] C. T. Lin, R. C. Wu, S. F. Liang, W. H. Chao, Y. J. Chen, and T. P. Jung. EEG-based drowsiness estimation for safety driving using independent component analysis. *IEEE Transactions on Circuits and Systems I : Regular Papers*, 52(12) :2726–2738, 2005.
- [108] O. G. Lins, T. W. Picton, P. Berg, and M. Scherg. Ocular artifacts in EEG and Event-Related potentials I : Scalp topography. *Brain Topography*, 6(1) :51–63, 1993.
- [109] LKC. Sweep VEP (LKC technologies).
- [110] J. M. Lopes de Faria, O. Katsumi, M. Arai, and T. Hirose. Objective measurement of contrast sensitivity function using contrast sweep visual evoked responses. *The British journal of ophthalmology*, 82, 2 :168–73, Feb. 1998.
- [111] M. Louly, S. Fossati, H. Rames, N. Phann, and J.-C. Hache. Measurement of Visual Acuity in Young Children by a New Instrument : Casimir. In *Detection and measurement of visual impairment in pre-verbal children*, pages 146–151. 1986.
- [112] R. G. Lyons. *Understanding digital signal processing*. Third edition, 2010.
- [113] A. M. Mackay, M. S. Bradnam, and R. Hamilton. Rapid detection of threshold VEPs. *Clinical Neurophysiology*, 114(6) :1009–1020, 2003.
- [114] A. M. Mackay, R. Hamilton, and M. S. Bradnam. Faster and more sensitive VEP recording in children. *Documenta ophthalmologica. Advances in ophthalmology*, 107, 3 :251–9, Nov. 2003.
- [115] S. Mallat. A theory for multiresolution signal decomposition : the wavelet representation. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE ...*, 11, 7 :674–693, 1989.

- [116] S. Mallat. A Wavelet Tour of Signal Processing. In A. press, editor, *A Wavelet Tour of Signal Processing*. Thrid edit edition, 2009.
- [117] S. Mallat and Z. Zhang. Matching pursuits with time-frequency dictionaries. *IEEE Transactions on Signal Processing*, 41, 12 :3397–3415, 1993.
- [118] J. Malmivuo and R. Plonsey. *Bioelectromagnetism : Principles and Applications of Bioletric and Biomagnetic Fields*. 1995.
- [119] S. Martinez-Conde, S. L. Macknik, X. G. Troncoso, and D. H. Hubel. page 463.
- [120] D. L. McCulloch and B. Skarf. Development of the Human Visual System : Monocular and Binocular Pattern VEP Latency. *IOVS*, 32, 8 :2372–2381, 1991.
- [121] Y. Meyer. *Ondelettes et Opérateurs*. 1990.
- [122] M. Misiti, Y. Misiti, G. Oppenheim, and J.-M. Poggi. *Les ondelettes et leurs applications*. Paris, hermes sci edition, 2003.
- [123] B. Molavi and G. a. Dumont. Wavelet-based motion artifact removal for functional near-infrared spectroscopy. *Physiological Measurement*, 33 :259–270, 2012.
- [124] J. Morlet. Wave propagation and sampling theory—Part II : Sampling theory and complex waves. *Geophysics*, 47(2) :203–236, 1982.
- [125] O. Mowrer, T. C. Ruch, and N. E. Miller. The corneo-retinal potential difference as the basis of the galvanometric method of recording eye movements. *American Journal of Physiology*, 114(2) :423, 1935.
- [126] K. Nakayama and M. Mackeben. Steady state visual evoked potentials in the alert primate. *Vision research*, 22 :1261–1271, 1982.
- [127] G. Nason and B. Silverman. The stationary wavelet transform and some statistical applications. *Wavelets and statistics*, pages 281–299, 1995.
- [128] J. Nelson and W. Seiple. A rapid evoked potential index of cortical adaptation. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, pages 454–464, 1984.
- [129] H.-A. T. Nguyen, J. Musson, F. Li, W. Wang, G. Zhang, R. Xu, C. Richey, T. Schnell, F. D. McKenzie, and J. Li. EOG artifact removal using a wavelet neural network. *Neurocomputing*, 97 :374–389, Nov. 2012.
- [130] E. Niedermeyer. 9. The Normal EEG of the Waking Adult. *Electroencephalography : Basic Principles, Clinical Applications, and Related Field*, pages 149–173, 1999.
- [131] A. M. Norcia, L. G. Appelbaum, J. M. Ales, B. R. Cottureau, and B. Rossion. The steady-state visual evoked potential in vision research : A review. *Journal of vision*, 15(6) :1–46, 2015.

- [132] A. M. Norcia, M. Clarke, and C. W. Tyler. Digital Filtering and Robust Regression Techniques For Estimating Sensory Thresholds from the Evoked Potential. *IEEE Engineering in medicine & biology magazine*, pages 26–32, 1985.
- [133] A. M. Norcia and C. W. Tyler. Infant VEP acuity measurements : analysis of individual differences and measurement error. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 61, 5 :359–69, Nov. 1985.
- [134] A. M. Norcia and C. W. Tyler. Spatial frequency sweep VEP : visual acuity during the first year of life. *Vision research*, 5, 10 :1399–1408, 1985.
- [135] J. Odom and M. Green. Visually Evoked Potential (Vep) Acuity : Testability in a Clinical Pediatric Population. *Acta Ophthalmologica*, 62 :993–998, 1984.
- [136] J. V. Odom, M. Bach, and M. Brigell. ISCEV STANDARDS ISCEV standard for clinical visual evoked potentials (2009 update). *Documenta ophthalmologica*, 120 :111–119, 2010.
- [137] J. V. Odom, N. M. Bromberg, and W. W. Dawson. Canine visual acuity : retinal and cortical field potentials evoked by pattern stimulation. *The American Journal of Physiology*, 245(February) :R637–41, 1983.
- [138] J. V. Odom and M. Green. Developmental physiological optics and visual acuity : a brief review. *Experientia*, 40(February) :1178–1181, 1984.
- [139] J. V. Odom, C. S. Hoyt, and E. Marg. Effect of natural deprivation and unilateral eye patching on visual acuity of infants and children. Evoked potential measurements. *Archives of ophthalmology*, 99(8) :1412–1416, 1981.
- [140] V. P. Oikonomou, a. T. Tzallas, and D. I. Fotiadis. A Kalman filter based methodology for EEG spike enhancement. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 85 :101–108, 2007.
- [141] A. G. F. Oliveira, M. F. Costa, J. M. de Souza, and D. F. Ventura. Contrast sensitivity threshold measured by sweep-visual evoked potential in term and preterm infants at 3 and 10 months of age. *Brazilian journal of medical and biological research = Revista brasileira de pesquisas médicas e biológicas / Sociedade Brasileira de Biofísica ... [et al.]*, 37, 9 :1389–96, Sept. 2004.
- [142] A. Omidvarnia and M. Mesbah. Kalman filter-based time-varying cortical connectivity analysis of newborn EEG. In *33rd annual international conference of the IEEE EMBS*, number 2, pages 1423–1426, Boston, Massachusetts, 2011.
- [143] S. J. Orfanidis. *Introduction to Signal processing*. 2010.
- [144] J. P. Ovarlez. Distribution temps-fréquence.

- [145] D. M. Parker and E. a. Salzen. Latency changes in the human visual evoked response to sinusoidal gratings. *Vision research*, 17(10) :1201–4, Jan. 1977.
- [146] N. R. Parry, I. J. Murray, and C. Hadjizenonos. Spatio-temporal tuning of VEPs : effect of mode of stimulation. *Vision research*, 39, 21 :3491–7, Oct. 1999.
- [147] E. Peli, G. McCormack, and S. Sokol. Signal to noise ratio considerations in the analysis of sweep visual-evoked potentials. *Applied optics*, 27, 6, 1988.
- [148] M. Penttila, J. V. Partanen, H. Soininen, and P. Riekkinen. Quantitative analysis of occipital EEG in different stages of alzheimer’s disease. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 60 :1–6, 1985.
- [149] D. H. Peterzell and A. M. Norcia. Spatial frequency masking with the sweep-VEP. *Vision research*, 37, 17 :2349–59, Sept. 1997.
- [150] T. W. Picton, S. Bentin, P. Berg, E. Donchin, S. A. Hillyard, R. Johnson, G. a. Miller, W. Ritter, D. S. Ruchkin, M. D. Rugg, and M. J. Taylor. Guidelines for using human event-related potentials to study cognition : recording standards and publication criteria. *Psychophysiology*, 37(2) :127–52, 2000.
- [151] T. W. Picton, P. van Roon, M. L. Armilio, P. Berg, N. Ille, and M. Scherg. Blinks, saccades, extraocular muscles and visual evoked potentials (reply to Verleger). *Journal of Psychophysiology*, 14(4) :210–217, 2000.
- [152] R. Rakotomalala. Tests de normalité Techniques empiriques et tests statistiques, 2011.
- [153] K. Rao, E. Plotkin, and M. Swamy. An hybrid filter for restoration of color images in the mixed noise environment. *2002 IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, 4(2) :IV–3680–IV–3683, 2002.
- [154] D. Regan. Rapid objective refraction using evoked brain potentials. *Investigative ophthalmology*, 12, 9 :669–79, Sept. 1973.
- [155] Rhcastilhos. Schematic diagram of the human eye fr.
- [156] W. H. Ridder, D. L. McCulloch, and A. M. Herbert. Stimulus Duration, Neural Adaptation, and Sweep Visual Evoked Potential Acuity Estimates. *IOVS*, 39, 13 :2759–2768, 1998.
- [157] W. H. Ridder and S. Nusinowitz. The visual evoked potential in the mouse—origins and response characteristics. *Vision research*, 46(6-7) :902–13, Mar. 2006.
- [158] W. H. Ridder, A. Tong, and T. Floresca. Reliability of acuities determined with the sweep visual evoked potential (sVEP). *Documenta ophthalmologica. Advances in ophthalmology*, 124, 2 :99–107, Apr. 2012.

- [159] W. H. Ridder, B. S. Waite, and T. F. Melton. Comparing enfant and PowerDiva sweep visual evoked potential (sVEP) acuity estimates. *Documenta ophthalmologica. Advances in ophthalmology*, Aug. 2014.
- [160] W. H. Ridder, K.-M. Zhang, and J. Burke. Comparison of psychophysical and electrophysiological acuity measurements in non-human primates (NHPs). *ARVO 2015 Annual Meeting*, 2015.
- [161] F. Riemsdag, A. Beers, and H. Spekreijse. The application of Laplacian analysis in the recording of half-field pattern-onset evoked potentials. *Documenta ophthalmologica*, 80, n1 :75–82, 1992.
- [162] M. Saemann and F. Poulain. Voies de la vision.
- [163] S. R. Salomão, F. Ejzenbaum, A. Berezovsky, P. Y. Sacai, and J. M. Pereira. Age norms for monocular grating acuity measured by sweep-VEP in the first three years of age. *Arquivos brasileiros de oftalmologia*, 71, 4 :475–9, 2008.
- [164] a. Sammaiah, B. Narsimha, E. Suresh, and M. Sanjeeva Reddy. On the performance of wavelet transform improving Eye blink detections for BCI. *2011 International Conference on Emerging Trends in Electrical and Computer Technology, ICETECT 2011*, pages 800–804, 2011.
- [165] S. Särkkä. *Bayesian filtering and smoothing*. 2013.
- [166] Scilab Enterprises. Scilab : le logiciel open source gratuit de calcul numérique, 2012.
- [167] W. Seiple and K. Holopigian. An examination of VEP response phase. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 73, 6 :520–31, Dec. 1989.
- [168] W. Seiple, M. Kupersmith, J. Nelson, and R. Carr. The assessment of evoked potential contrast thresholds using real-time retrieval. *Investigative ophthalmology & visual science*, 25(6) :627–31, June 1984.
- [169] W. Seiple, M. Kupersmith, J. Nelson, and R. Carr. Evoked potential assessment of cortical adaptation. *Applied optics*, 27, 6 :1089–1093, 1988.
- [170] H. Shahabi, S. Moghimi, and H. Z. Jafarian. EEG Eye Blink Artifact Removal by EOG Modeling and Kalman Filter. *5th International Conference on ...*, (Bmei) :496–500, 2012.
- [171] J. A. Sharpe. Eye movements, Smooth pursuit. *Encyclopedia of the Neurological Sciences*, pages 325–330, 2003.
- [172] R. H. Shumway and D. S. Stoffer. *Time series analysis and its applications*. 2011.
- [173] A. M. Skoczenski and A. M. Norcia. Development of VEP Vernier Acuity and Grating Acuity in Human Infants. *IOVS*, 40, 10 :2411–2417, 1999.

- [174] S. Sokol. Measurement of infant visual acuity from pattern reversal evoked potentials. *Vision Research*, 18 :33–39, 1978.
- [175] H. Spekrijse. Comparison of acuity tests and pattern evoked potential criteria : two mechanisms underlying acuity maturation in man. *Behavioural brain research*, 10(1) :107–17, Oct. 1983.
- [176] R. Srebro. The Laplacian of the scalp potential field : physical interpretation and practical utility. *Vision research*, 32(2) :257–259, 1992.
- [177] N. J. Stevenson, M. Mesbah, G. B. Boylan, P. B. Colditz, and B. Boashash. A nonlinear model of newborn EEG with nonstationary inputs. *Annals of biomedical engineering*, 38(9) :3010–21, Sept. 2010.
- [178] P. Stoica and R. Moses. *Spectral analysis of signals*. New Jersey, 2005.
- [179] H. Strasburger, W. Scheidler, and I. Rentschler. Amplitude and phase characteristics of the steady-state visual evoked potential. *Applied optics*, 27, 6 :1069–1088, 1988.
- [180] A. Subasi and M. I. Gursay. EEG signal classification using PCA, ICA, LDA and support vector machines. *Expert Systems with Applications*, 37(12) :8659–8666, 2010.
- [181] C. M. Suttle, M. S. Banks, and E. W. Graf. FPL and sweep VEP to tritan stimuli in young human infants. *Vision research*, 42 :2879–2891, 2002.
- [182] Y. Tang and A. M. Norcia. Evaluation of a new Laplacian filter for steady-state EPs. . . ., 1994. *Engineering Advances : New . . .*, pages 211–212, 1994.
- [183] Y. Tang and A. M. Norcia. An adaptive filter for steady-state evoked responses. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 96 :268–277, May 1995.
- [184] M. P. Tarvainen, J. K. Hiltunen, P. O. Ranta-aho, P. A. Karjalainen, and A. Member. Estimation of Nonstationary EEG With Kalman Smoother Approach : An Application to Event-Related Synchronisation (ERS). *IEEE transactions on Biomedical engineering*, 51, 3 :516–524, 2004.
- [185] D. a. Thompson, H. Mø ller, I. Russell-Eggitt, and a. Kriss. Visual acuity in unilateral cataract. *The British journal of ophthalmology*, 80(9) :794–8, Sept. 1996.
- [186] S. G. Thorpe, E. N. Cannon, N. A. Fox, S. G. Thorpe, E. N. Cannon, N. A. Fox, and S. G. Thorpe. Spectral and source structural development of mu and alpha rhythms from infancy through adulthood. *Clinical Neurophysiology*, 2015.
- [187] C. Till, J. F. Rovet, G. Koren, and C. a. Westall. Assessment of visual functions following prenatal exposure to organic solvents. *Neurotoxicology*, 24, 4-5 :725–31, Aug. 2003.

- [188] F. Tinelli, F. Pei, A. Guzzetta, A. Bancale, S. Mazzotti, S. Baldassi, and G. Cioni. The assessment of visual acuity in children with periventricular damage : a comparison of behavioural and electrophysiological techniques. *Vision research*, 48, 10 :1233–41, May 2008.
- [189] C. W. Tyler, P. Apkarian, D. M. Levi, and K. Nakayama. Rapid assessment of visual function : an electronic sweep technique for the pattern visual evoked potential. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, pages 703–713, 1979.
- [190] C. W. Tyler, P. Apkarian, and K. Nakayama. Multiple spatial-frequency tuning of electrical responses from human visual cortex. *Experimental Brain Research*, pages 535–550, 1978.
- [191] R. Veysseyre. *Aide-mémoire Statistiques et probabilités pour l'ingénieur*. 3 edition, 2014.
- [192] J. Walters-Williams and Y. Li. Comparison of Extended and Unscented Kalman Filters applied to EEG signals. *Complex Medical Engineering (CME) ...*, pages 45–51, 2010.
- [193] Z. Wang, A. Maier, D. a. Leopold, N. K. Logothetis, and H. Liang. Single-trial evoked potential estimation using wavelets. *Computers in Biology and Medicine*, 37 :463–473, 2007.
- [194] H. a. Weiderpass, J. F. Yamamoto, S. R. Salomão, A. Berezovsky, J. M. Pereira, P. Y. Sacai, J. P. de Oliveira, M. a. Costa, and M. N. Burattini. Steady-state sweep visual evoked potential processing denoised by wavelet transform. *Medical Imaging 2008*, 6917, Mar. 2008.
- [195] G. W. Weinstein, J. V. Odom, and S. Cavender. Visually evoked potentials and electroretinography in neurologic evaluation. *Neurol Clin*, 9(1) :225–242, 1991.
- [196] G. Welch and G. Bishop. An Introduction to the Kalman Filter. *In Practice*, 7, 1 :1–16, 2006.
- [197] Y. Wenner, S. P. Heinrich, C. Beisse, A. Fuchs, and M. Bach. Visual evoked potential-based acuity assessment : Overestimation in amblyopia. *Documenta Ophthalmologica*, 128(3) :191–200, 2014.
- [198] N. K. Yadav. *Optimization of Sweep Visually Evoked Potential (sVEP) in Adults*. PhD thesis, 2008.
- [199] N. K. Yadav, F. M. Almoqbel, L. M. Head, E. L. Irving, and S. J. Leat. Threshold determination in sweep VEP and the effects of criterion. *Documenta ophthalmologica. Advances in ophthalmology*, 119, 2 :109–21, Oct. 2009.

-
- [200] X. Zanlonghi. Acuité visuelle, sensibilité aux contrastes dans le cadre des pathologies rétiniennes. 2012.
- [201] X. Zanlonghi, J. Charlier, S. Defoort-dhellemmes, J.-C. Hache, X. Bocquet, and F. Leroy. Temporal / spatial properties of the child system of vision by stationary visual evoked response studies . Application to measurement of separating power . Etude des propriétés tempore ... *Ophthalmologie*, 4 :432–440, 1990.
- [202] Z. Z. Zao. Le champ électrique de l'œil en électroencéphalographie. *Arquivos de Neuro-Psiquiatria*, 11(1), 1953.
- [203] P. Zhou, M.-W. Zhao, X.-X. Li, X.-F. Hu, X. Wu, L.-J. Niu, W.-Z. Yu, and X.-L. Xu. A new method of extrapolating the sweep pattern visual evoked potential acuity. *Documenta ophthalmologica. Advances in ophthalmology*, 117(2) :85–91, Sept. 2008.

ANNEXE **A**

Examens cliniques

N°	Age (années)	Œil	Distance (m)	Impédances élec- trodes (kΩ)	Lieu
1	1.58	BI	0.7	20 11	CHU
2	0.42	OG	0.7	255 255	CHU
3	2	OG	1	2 52	CHU
4	1.25	BI	0.7	255 9	CHU
5	0.42	OD	0.7	255 255	CHU
6	25	BI	2	12 3	MV
7	2	OD	1	4 3	CHU
8	0.75	BI	0.7	1 255	CHU
9	22	OD	2	1 5	MV
10	1.25	BI	1	255 255	CHU
11	31	BI	2	22 19	CHU
12	20	OD	2	2 1	MV
13	0.75	OG	0.7	255 255	CHU
14	12	OD	1	2 52	CHU
15	0.83	OD	1	1 255	CHU
16	0.66	OD	0.7	3 255	CHU
17	3	OG	0.7	255 4	CHU
18	0.83	OG	1	255 255	CHU
19	3	BI	0.7	255 4	CHU
20	0.75	OD	0.7	255 255	CHU
21	21	OD	2	1 1	MV
22	0.75	BI	0.7	255 255	CHU
23	23	OD	2	3 9	MV
24	21	OD	2	7 7	CHU
25	26	OD	2	7 8	MV
26	24	OD	2	3 2	MV
27	0.25	OG	0.7	255 6	CHU
28	12	OD	1.5	9 14	CHU
29	12	OD	2	9 14	CHU
30	32	OD	2	7 1	MV
31	0.25	OD	0.7	1 7	CHU
32	0.83	BI	1	255 255	CHU
33	0.25	BI	0.7	255 16	CHU

TABLE A.1 – Tableau des examens cliniques

BI : binoculaire, OD : œil droit, OG : œil gauche, CHU : Centre Hospitalier Universitaire de Lille,
MV : METROVISION

ANNEXE **B**

Examens en laboratoire

N°	Distance (m)	Occlusion (décimal)	Impédances électrodes (k Ω)	Dispersion TFCT (μV^2)	Dispersion EKF (μV^2)	Numéro des layages rejetés	AV DRS (décimal)	AV ET- (décimal)	AV TFCT (décimal)	AV EKF (décimal)
K1	0.7	<0.1	2 1	0.13	0.08	1	0.24		0.11	0.21
K2	0.7	<0.1	5 2	0.15	0.08		0.24		0.24	0.88
K3	0.7	0.1	2 0	0.19	0.09		0.18		0.07	0.31
K4	0.7	0.1	7 1	0.06	0.07		0.18		0.08	0.14
K5	0.7	0.4	2 1	0.18	0.05		0.52		0.11	0.52
K6	0.7	0.4	7 2	0.20	0.20	5	0.52		0.08	0.31
K7	0.7	0.6	2 1	0.09	0.07		0.46		0.09	0.44
K8	2	0.6	7 1	0.14	0.13	1	0.46		0.45	1.77
K9	2	0.8	6 2	0.21	0.13	5	0.50		0.09	X
K10	2	1	1 1	0.13	0.11	2, 3, 4	0.79		X	X
K11	2	1	5 2	0.13	0.11		0.79		0.16	0.66
K12	2		1 1	0.13	0.19	3	1.15		0.35	X
K13	2		1 1	0.09	0.06		1.15		0.29	1.77
K14	2		6 6	0.11	0.06		1.15		0.42	0.51
P15	0.7	<0.1	1 3	0.18	0.13	2	0.38		0.07	0.15
P16	2	0.1	1 3	0.33	0.23	4	0.17		0.12	X
P17	0.7	0.1	1 3	0.25	0.17	5	0.17		0.08	0.15
P18	2	0.4	1 2	0.17	0.16		0.40		0.20	0.32
P19	2	0.6	1 2	0.16	0.14		0.76		0.14	0.36
P20	2	0.8	1 2	0.18	0.13	1	0.76		0.54	0.58
P21	4	1	1 9	0.17	0.15	3	1.00		0.40	1.41
P22	2		1 3	0.18	0.28	4, 5	1.10		0.16	0.49
P23	2		1 7	0.33	0.34	4, 5	1.10		0.23	0.97
V24	0.7	<0.1	2 1	0.27	0.28		0.19		0.10	X
V25	0.7	0.1	2 1	0.12	0.13		0.17		0.08	0.21
V26	0.7	0.4	2 1	0.16	0.13		0.46		0.07	0.15
V27	2	0.6	2 1	0.17	0.11		0.46		0.12	0.28
V28	2	0.8	3 1	0.23	0.08		0.38		0.48	0.35
V29	2	1	2 1	0.15	0.11	5	0.83		0.15	0.88
V30	2		2 1	0.15	0.10	4	1.15		0.47	1.18

TABLE B.1 – Tableau des examens faits à METROVISION

ANNEXE **C**

Comparaison *TFCT* et *FKE*

Figure C.1 K1

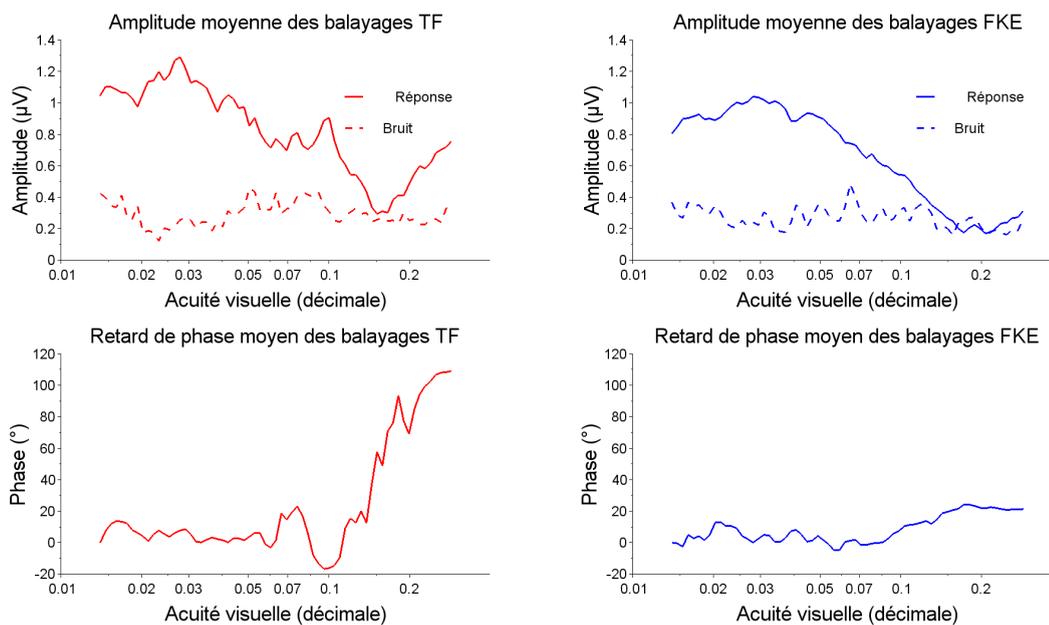


Figure C.2 K2

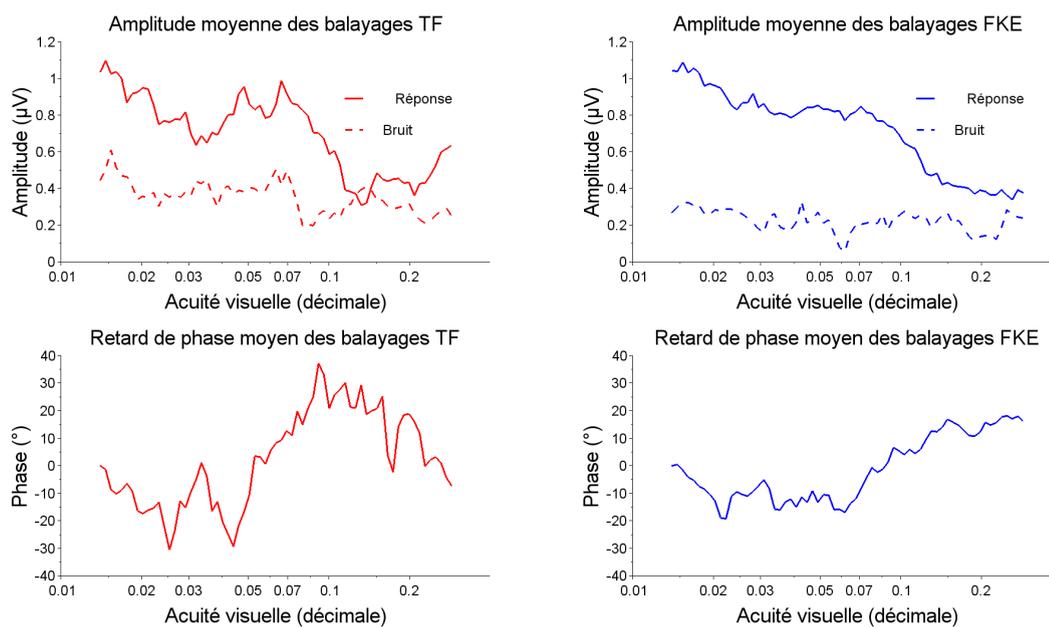


Figure C.3 K3

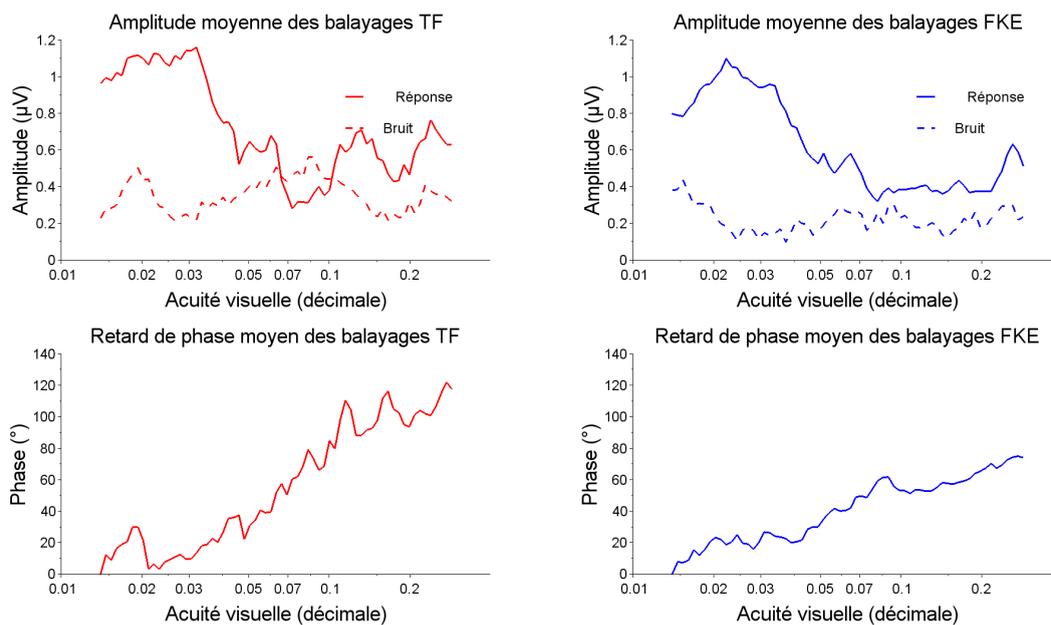


Figure C.4 K4

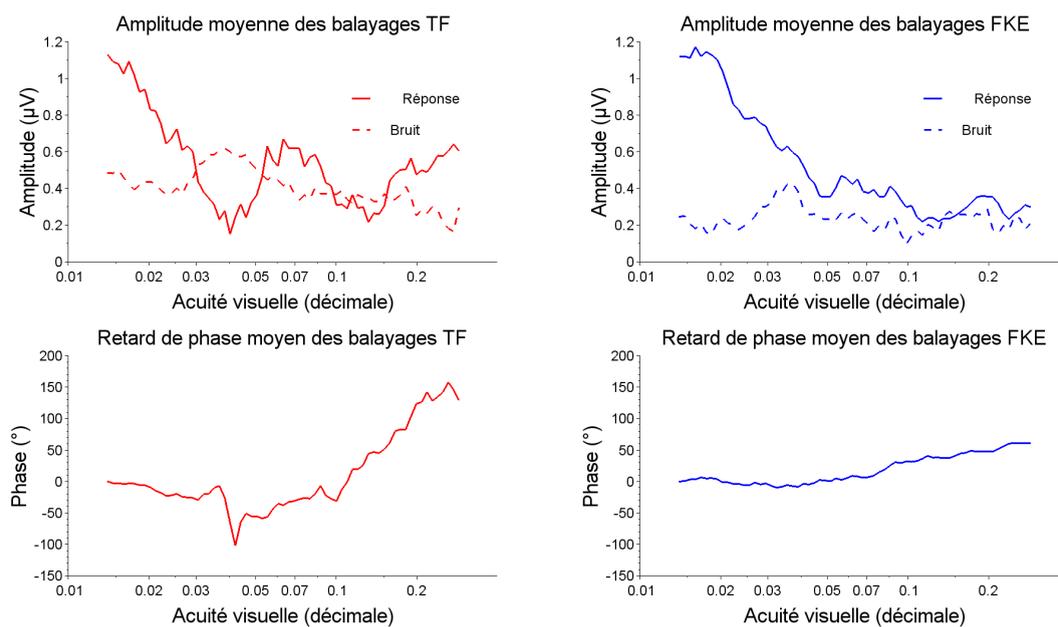


Figure C.5 K5

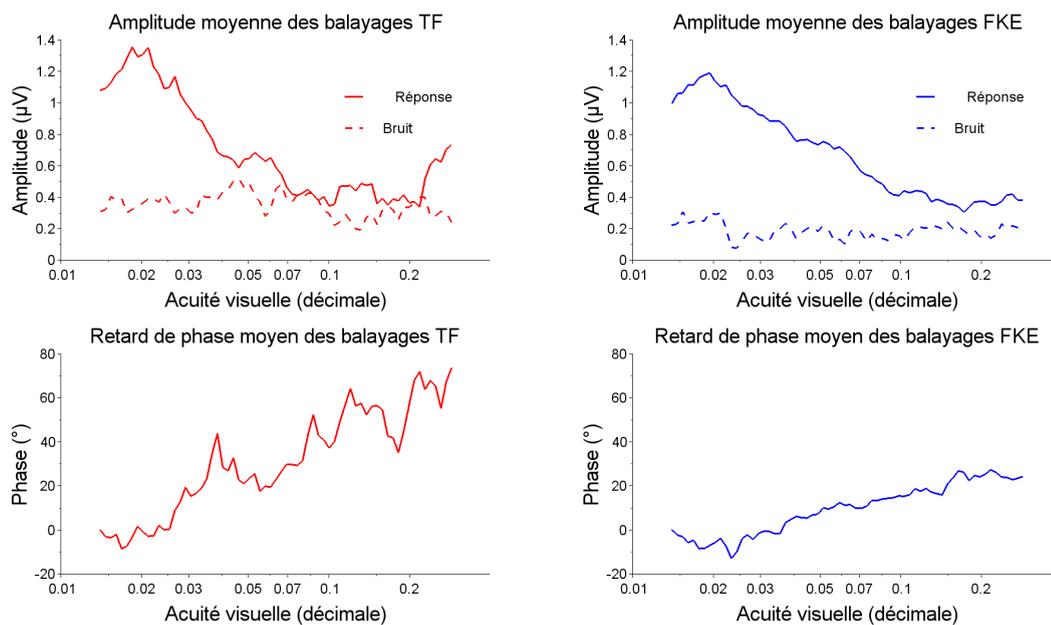


Figure C.6 K6

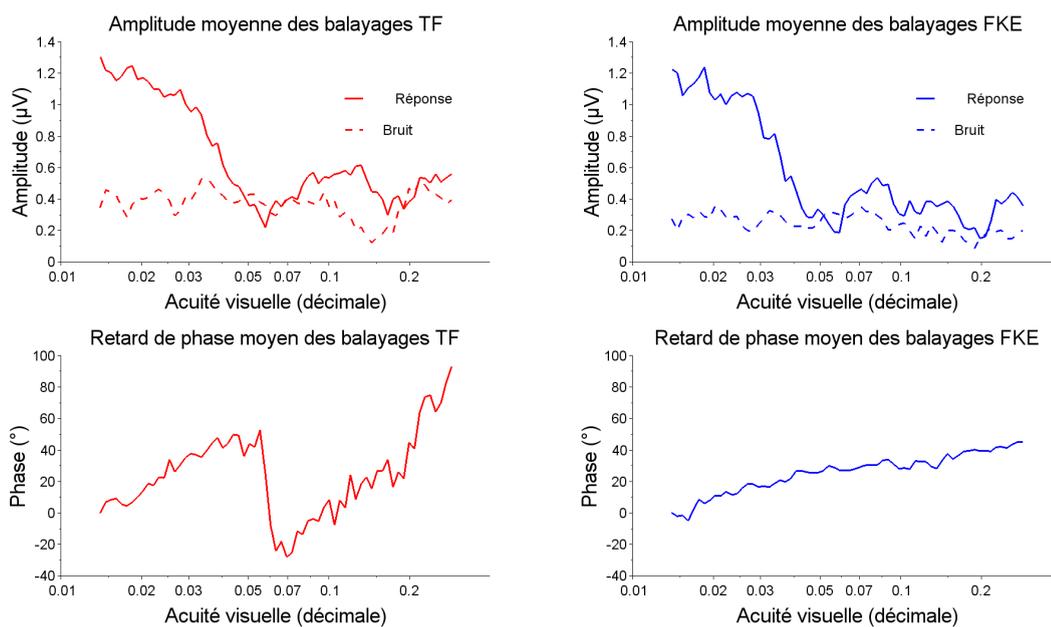


Figure C.7 K7

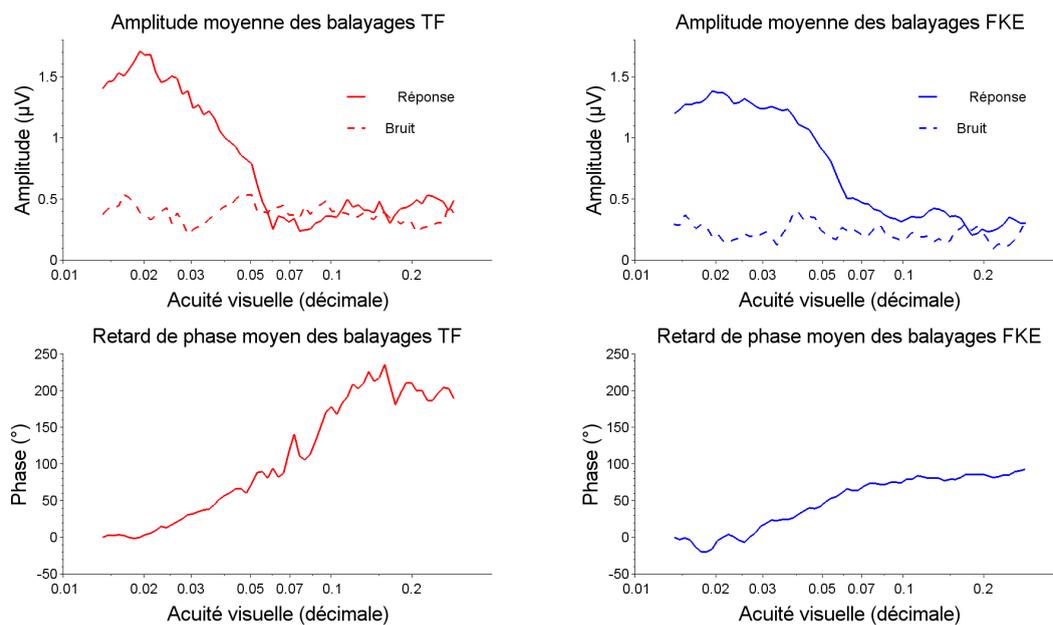


Figure C.8 K8

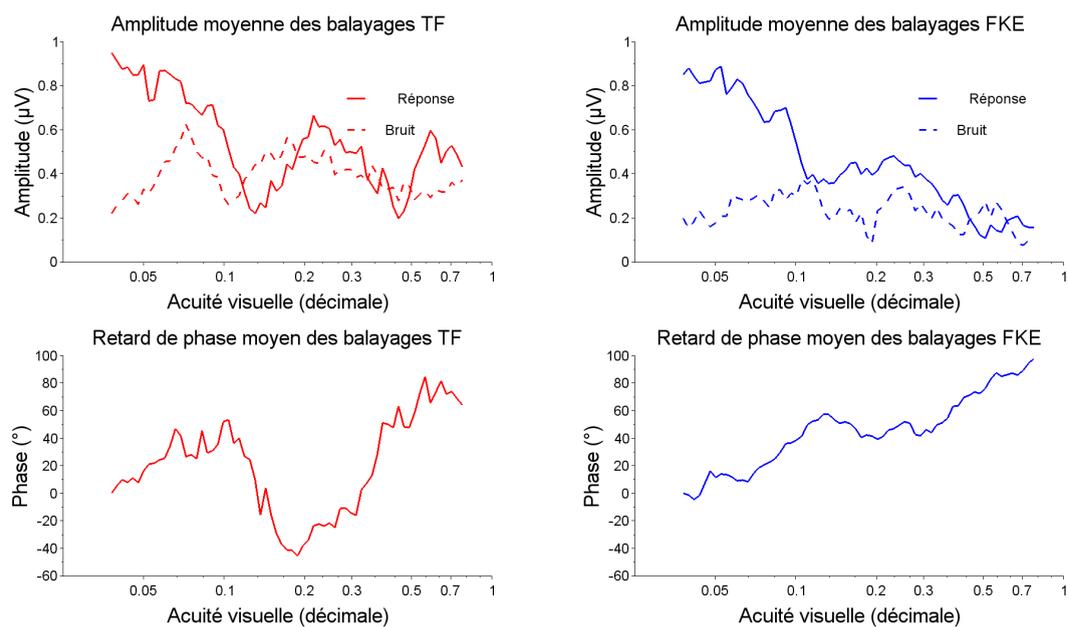


Figure C.9 K9

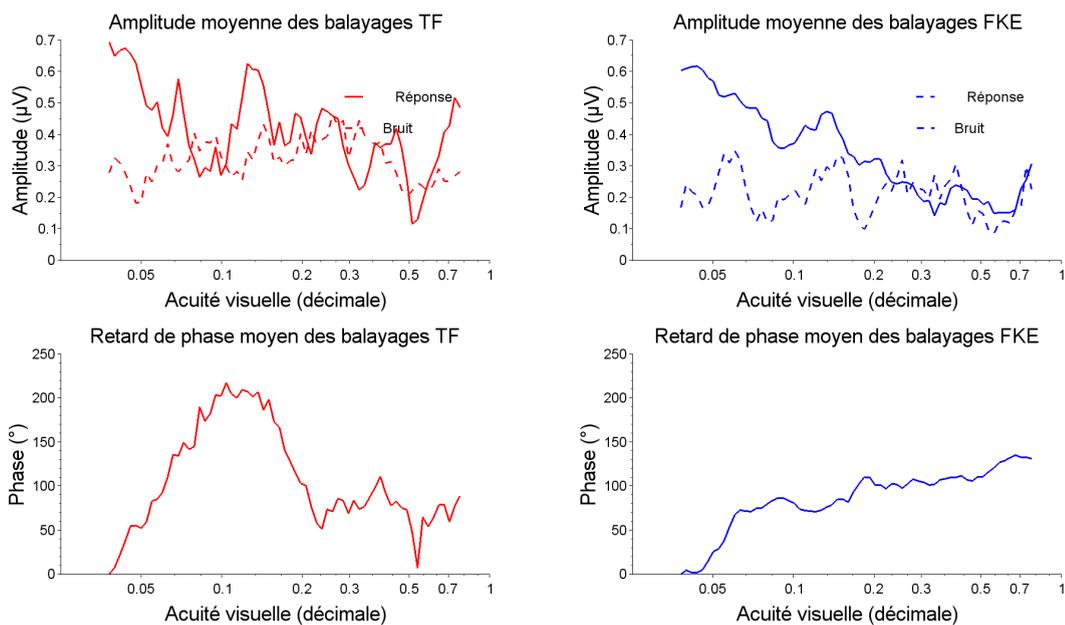


Figure C.10 K10

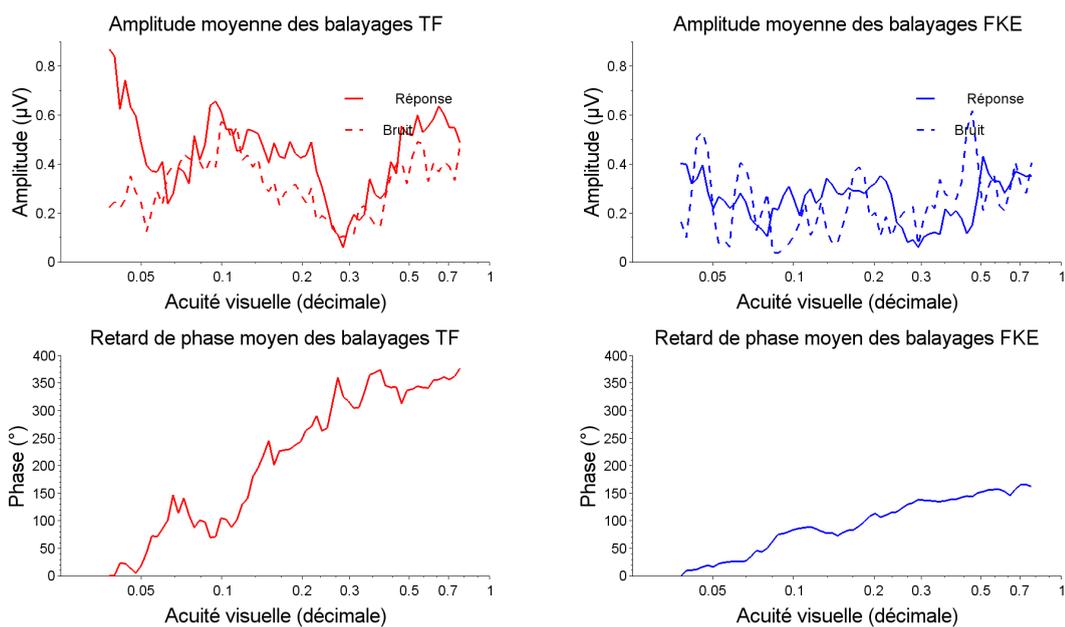


Figure C.11 K11

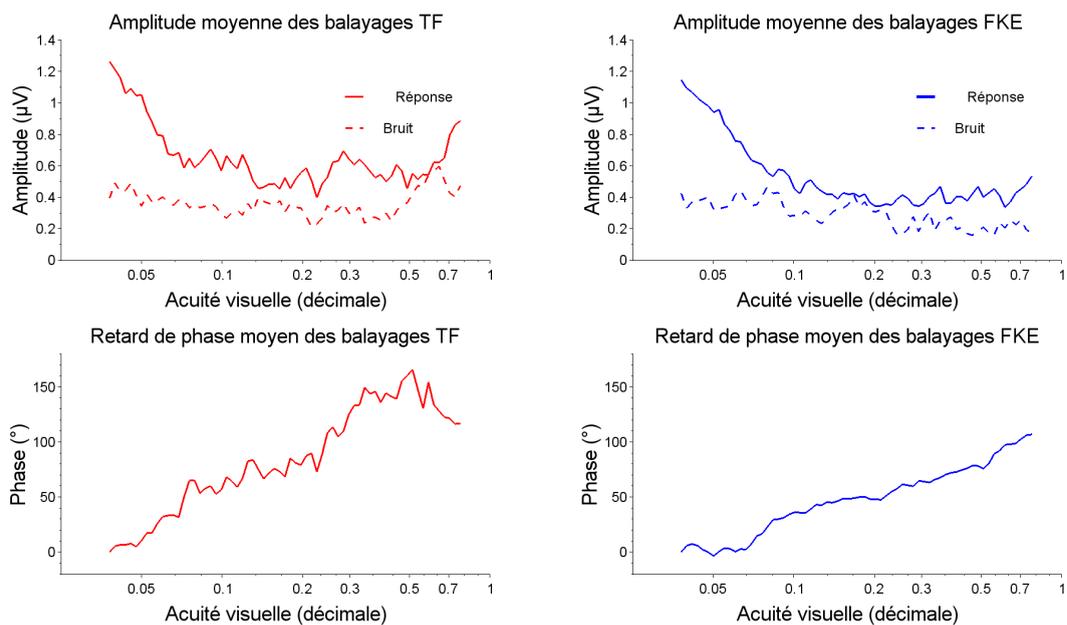


Figure C.12 K12

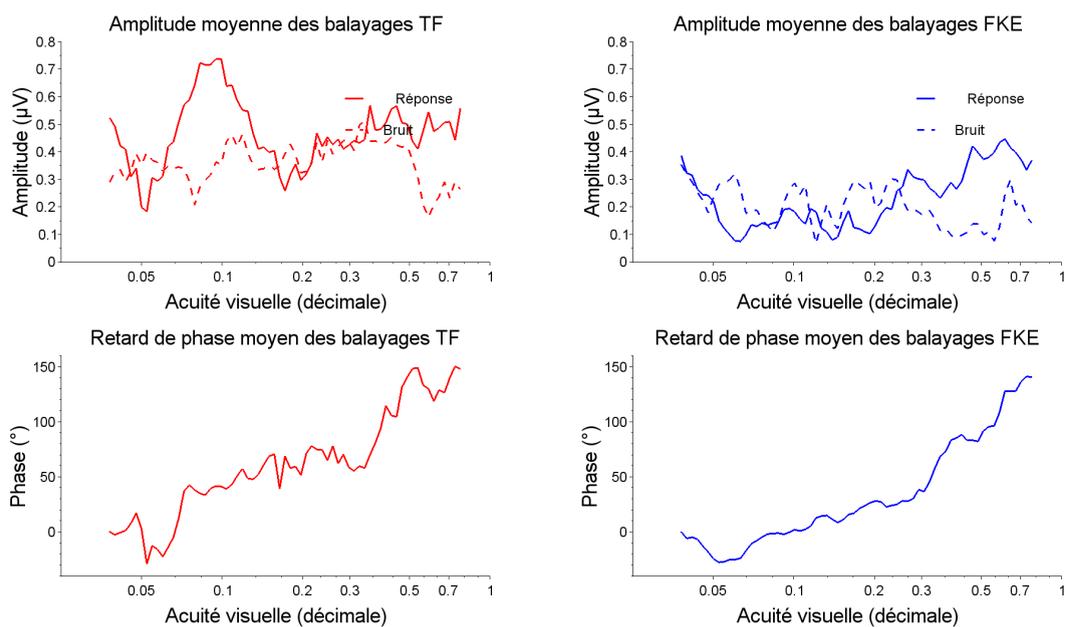


Figure C.13 K13

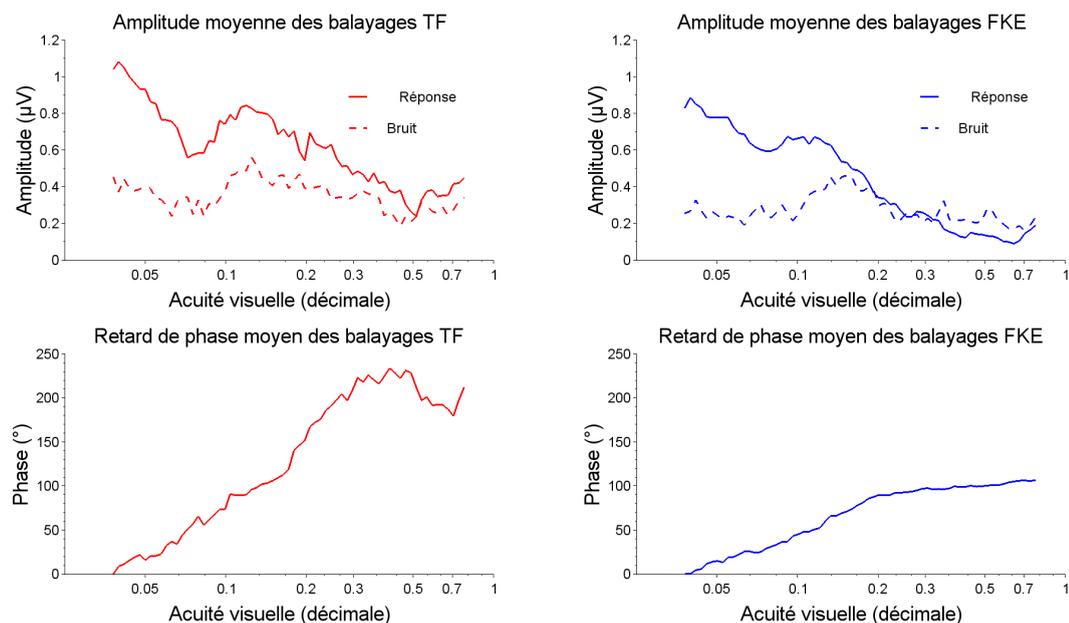


Figure C.14 K14

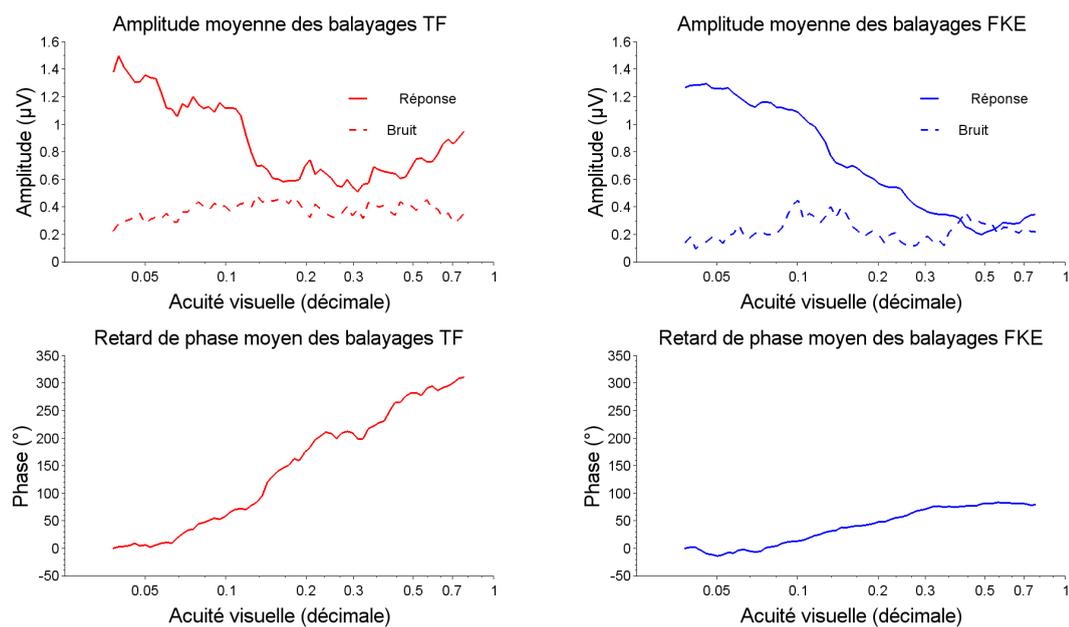


Figure C.15 P15

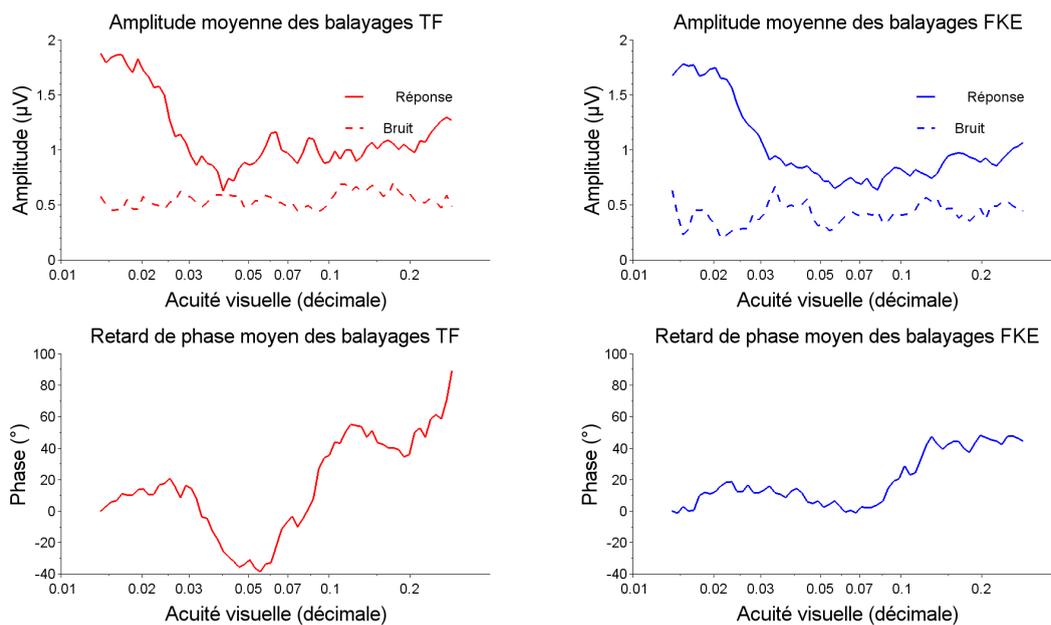


Figure C.16 P16

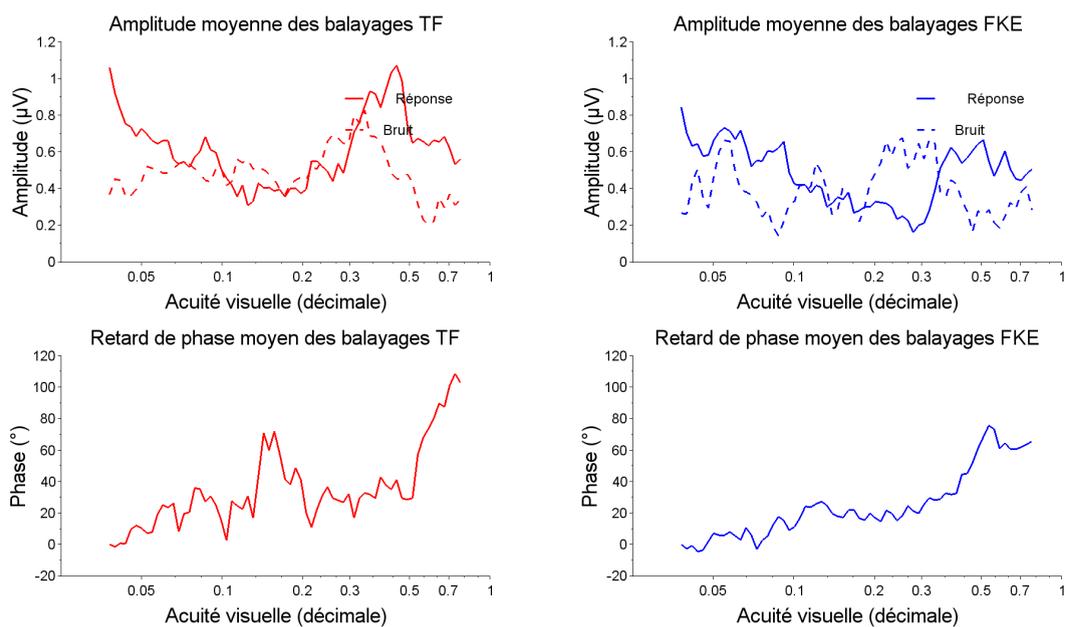


Figure C.17 P17

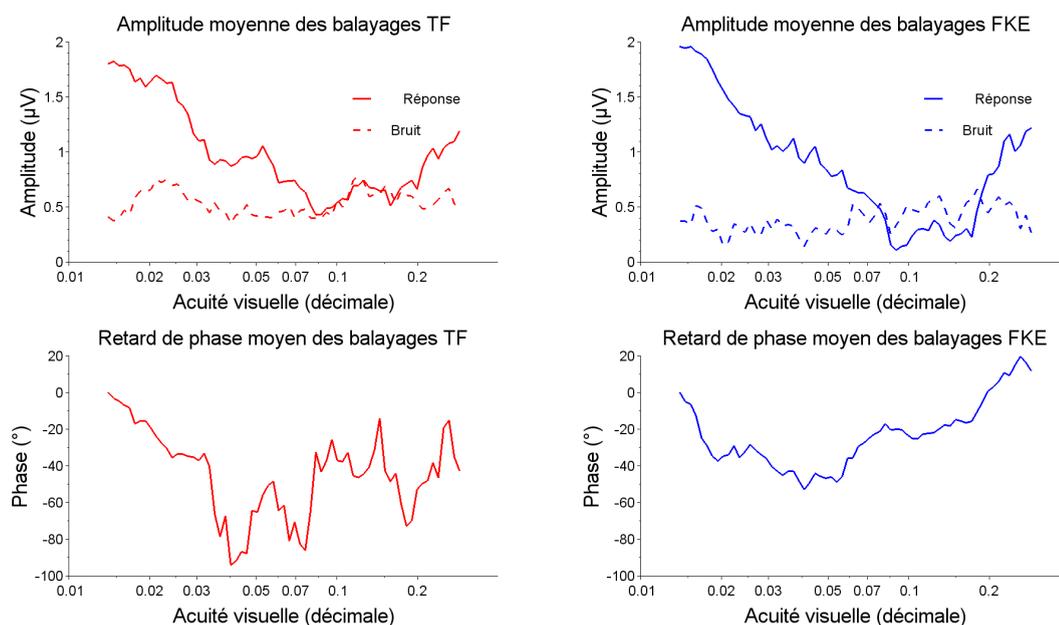


Figure C.18 P18

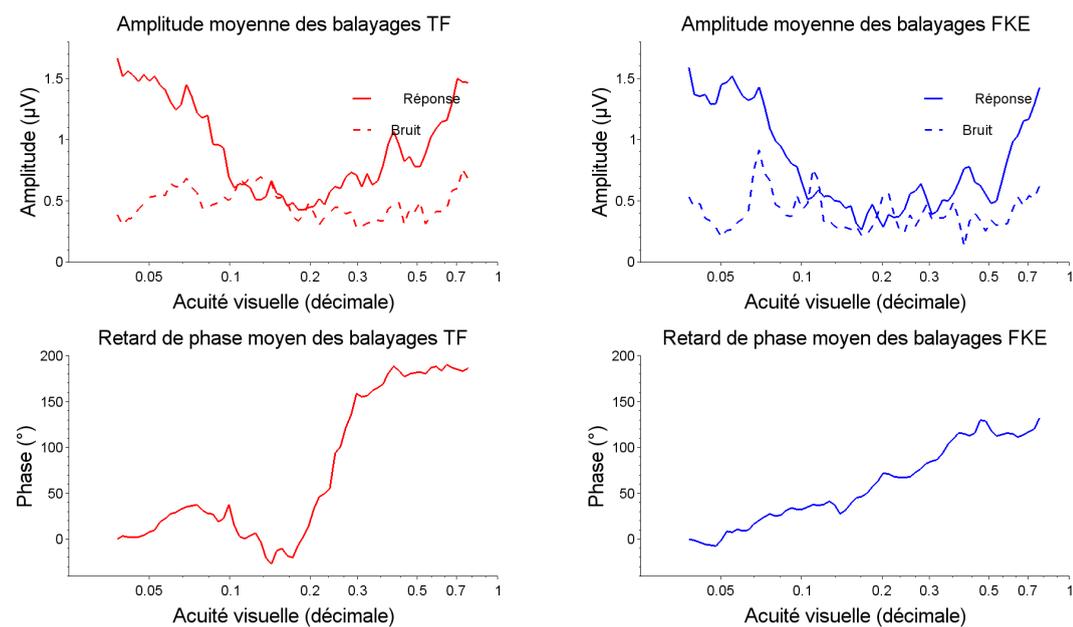


Figure C.19 P19

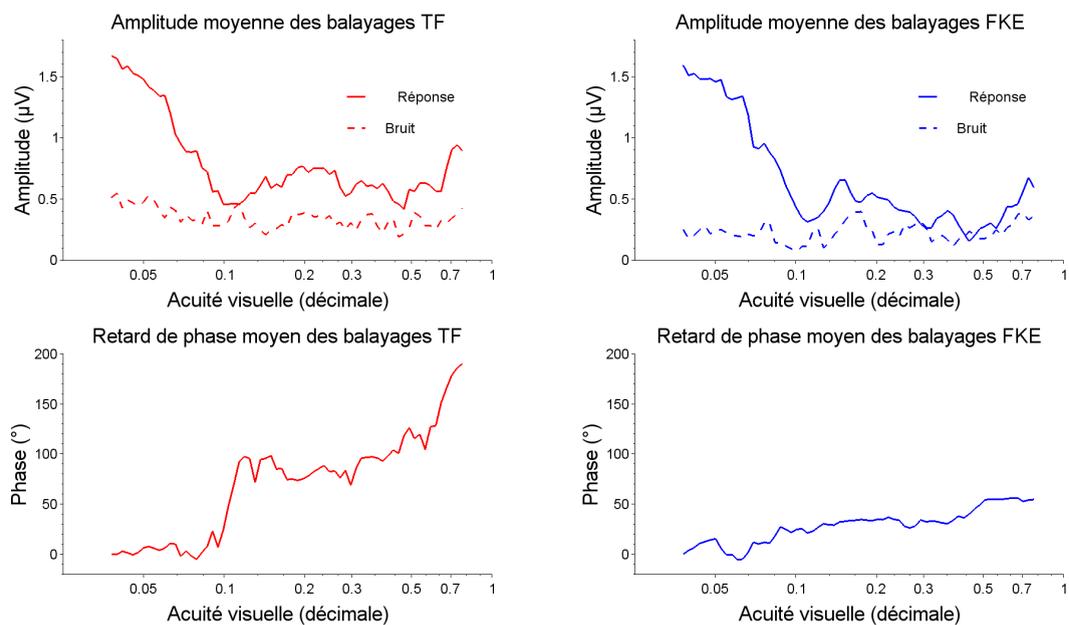


Figure C.20 P20

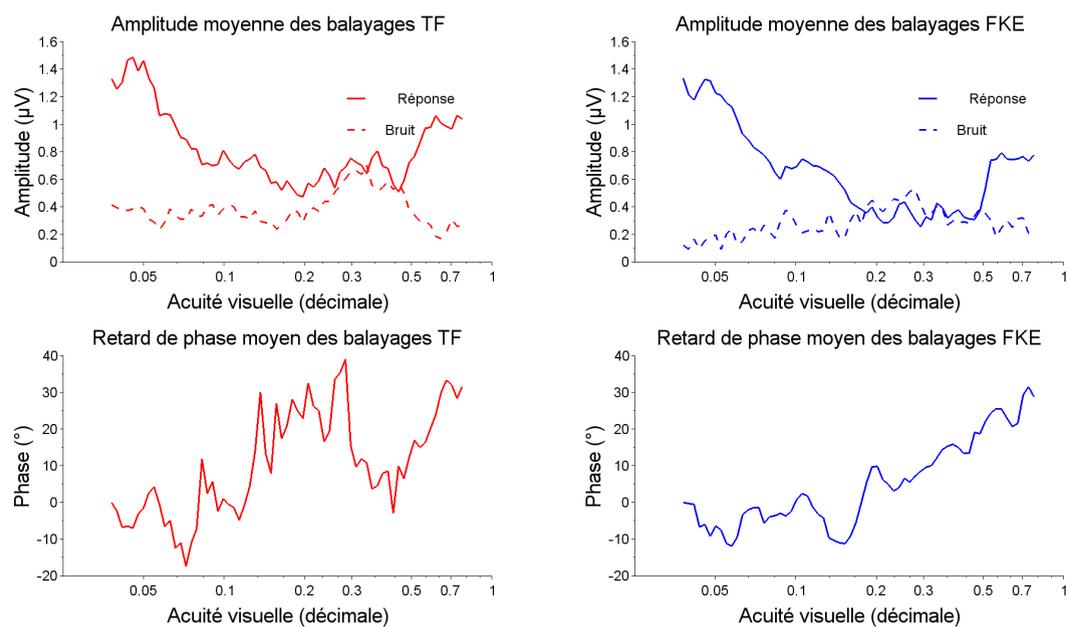


Figure C.21 P21

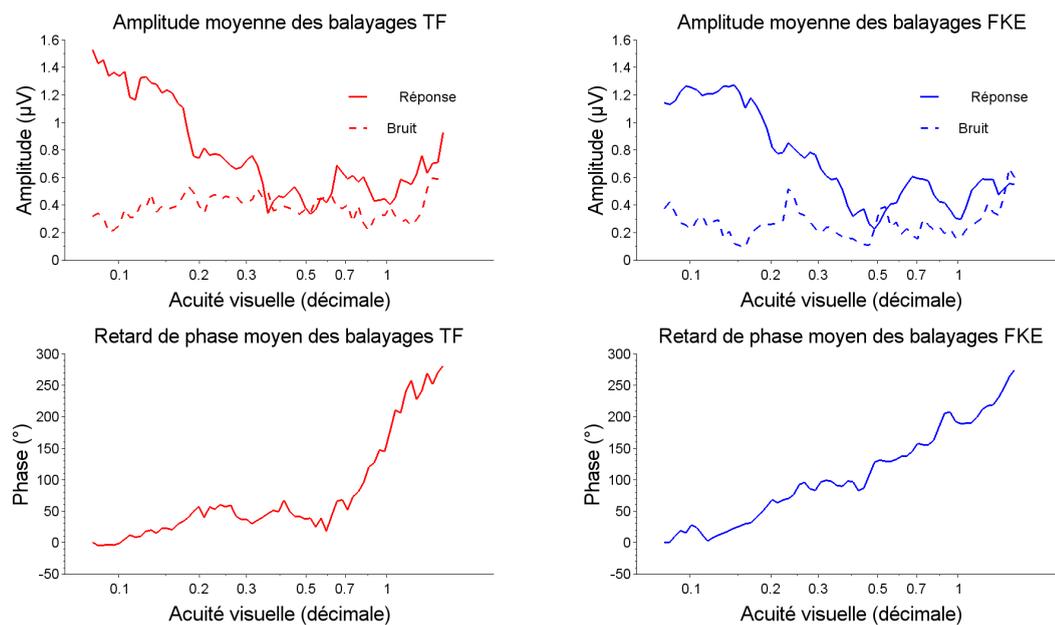


Figure C.22 P22

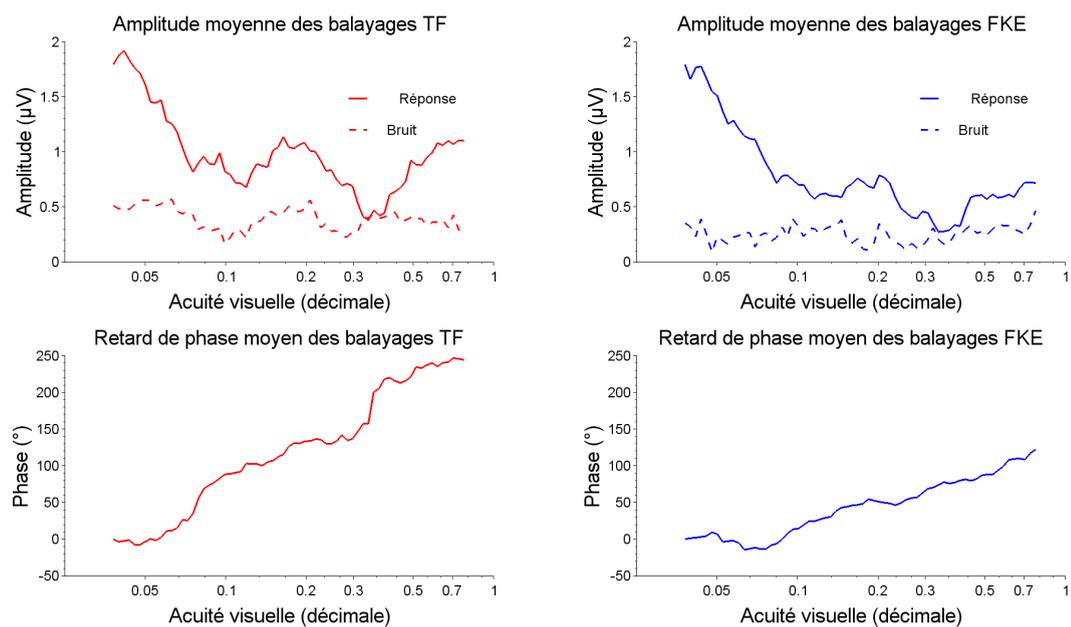


Figure C.23 P23

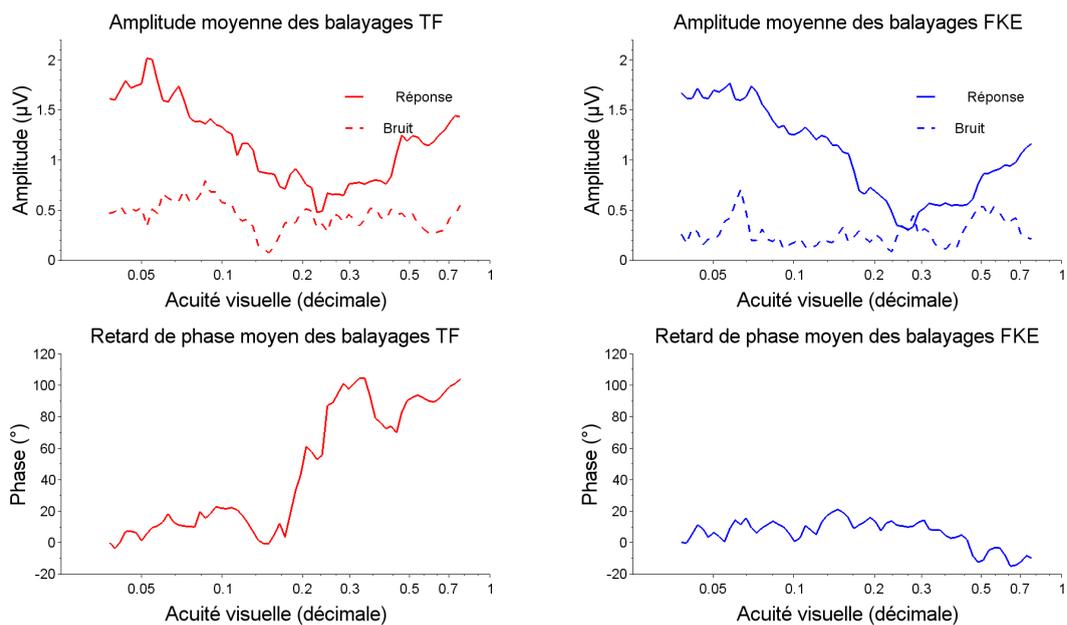


Figure C.24 V24

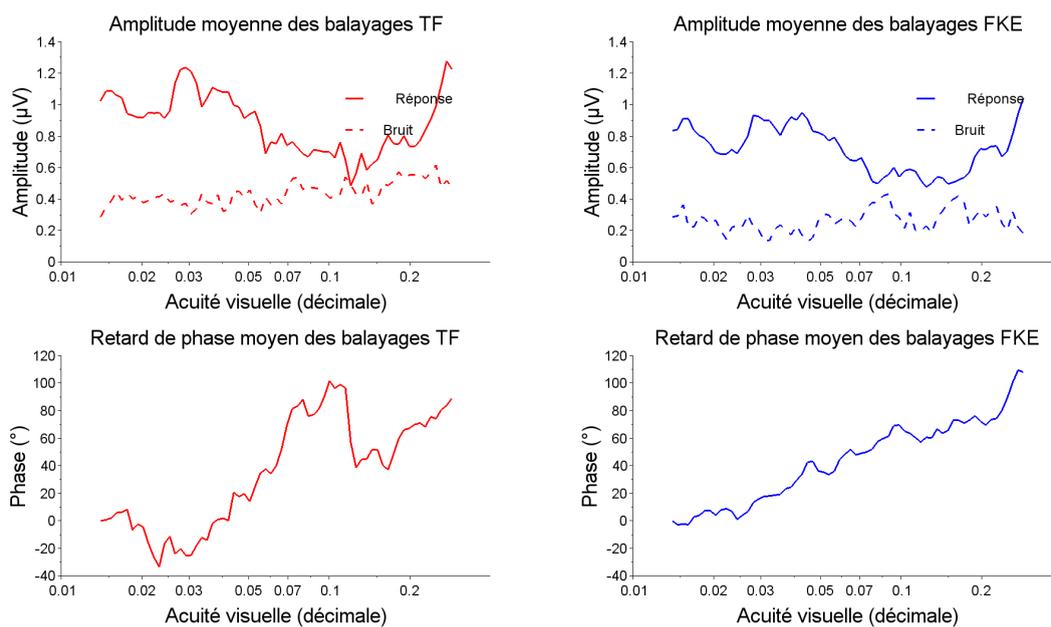


Figure C.25 V25

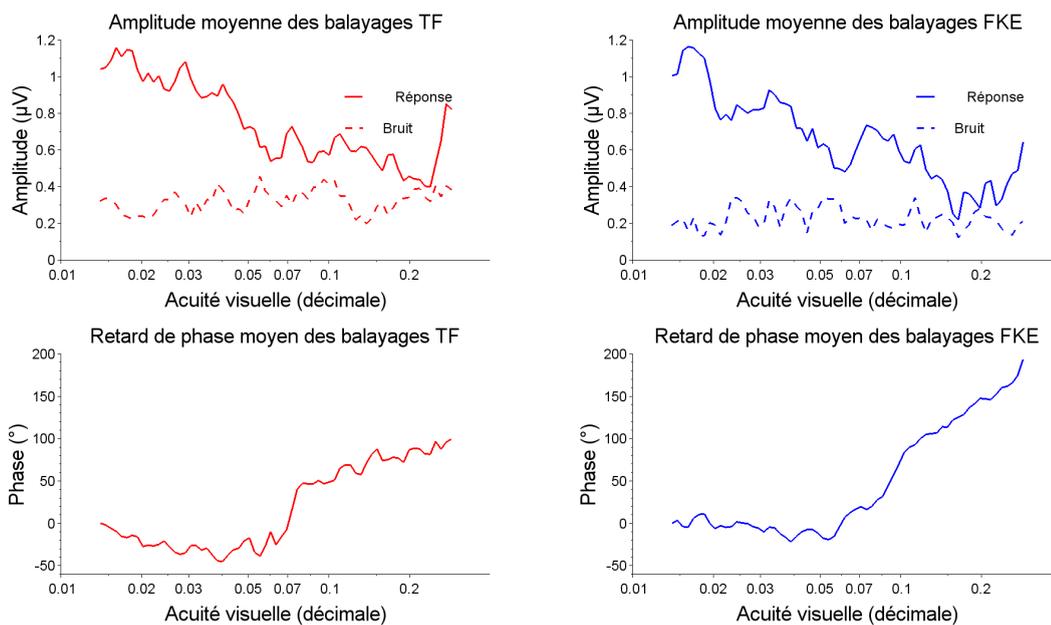


Figure C.26 V26

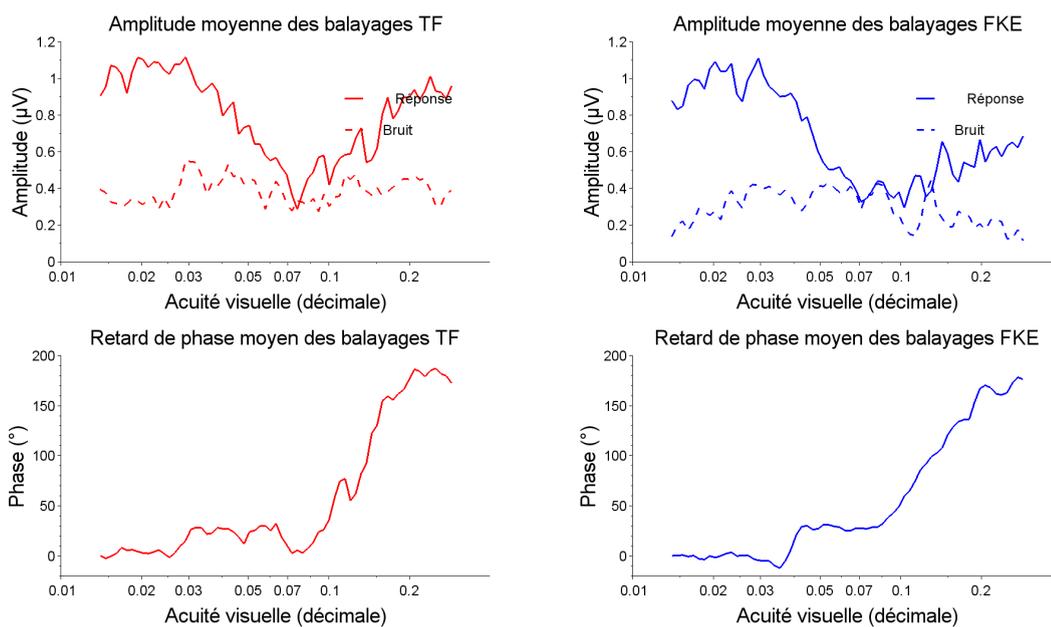


Figure C.27 V27

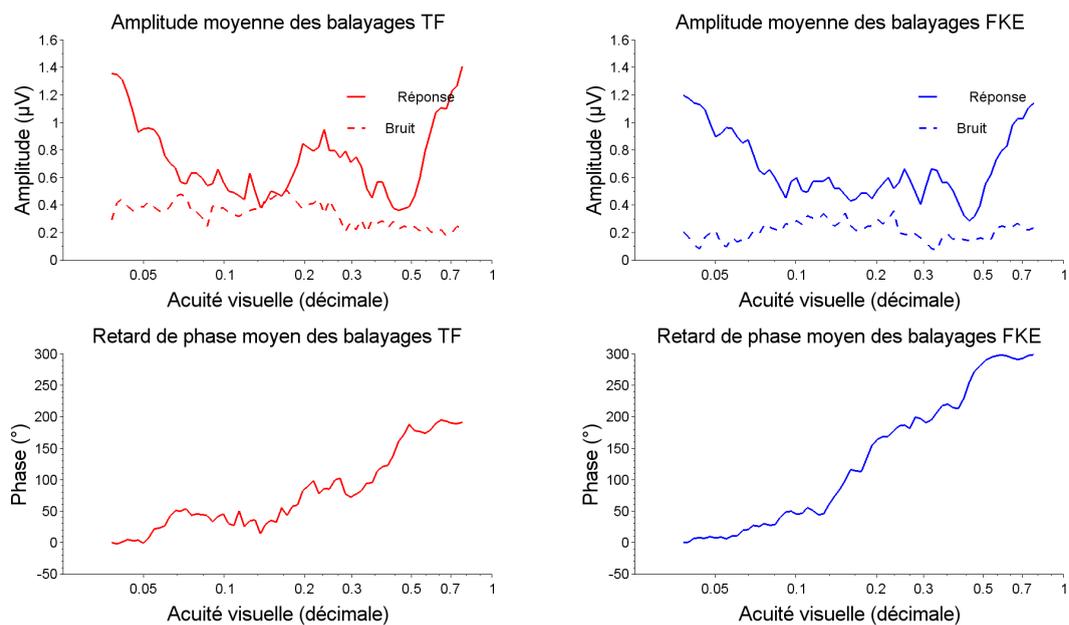


Figure C.28 V28

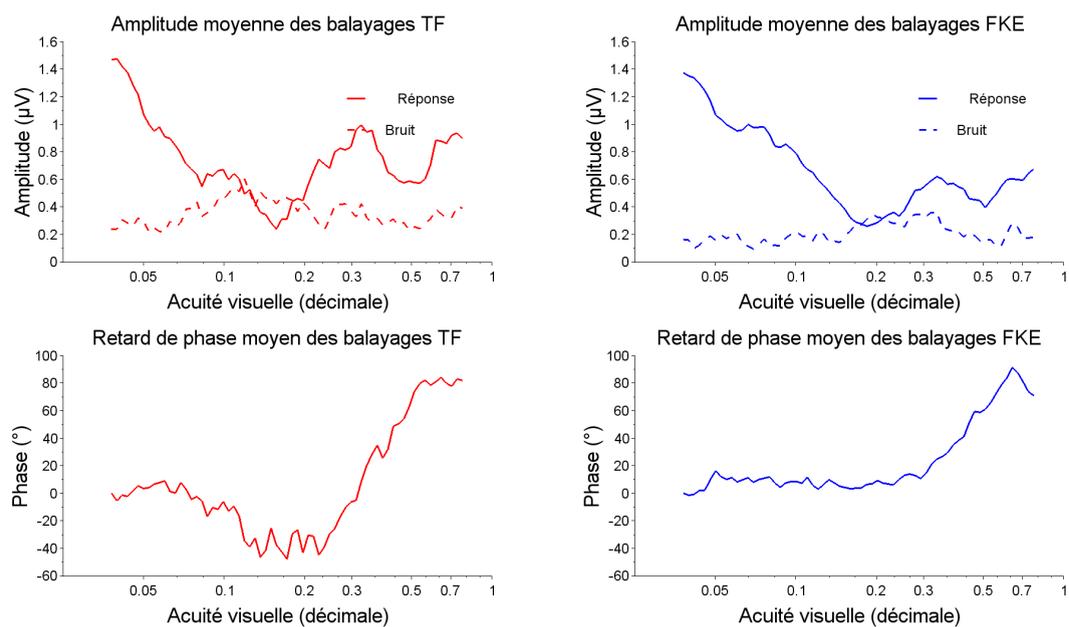


Figure C.29 V29

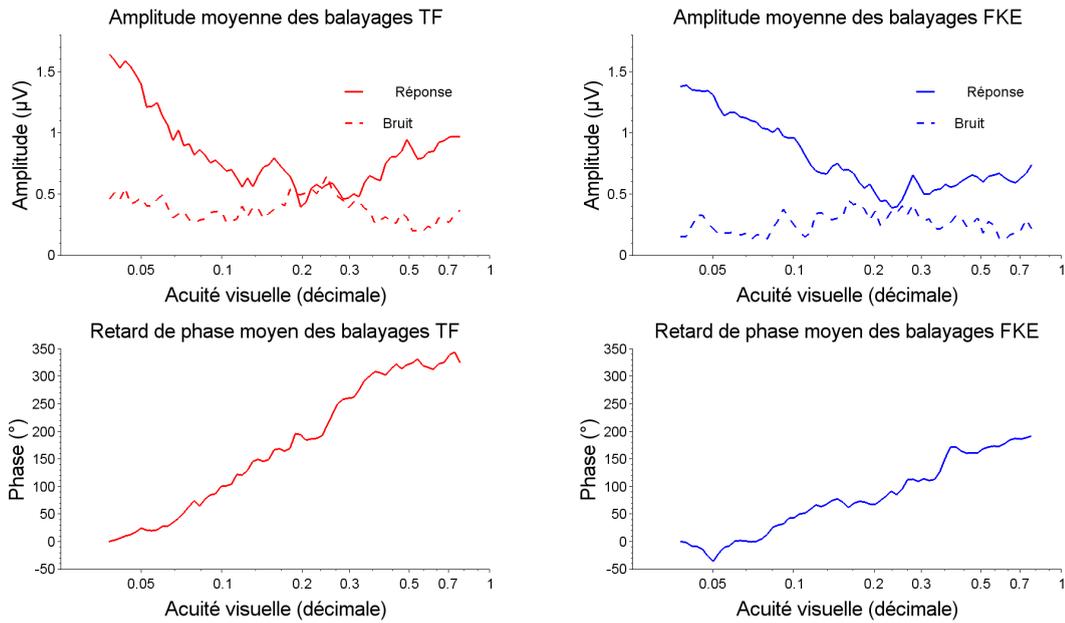
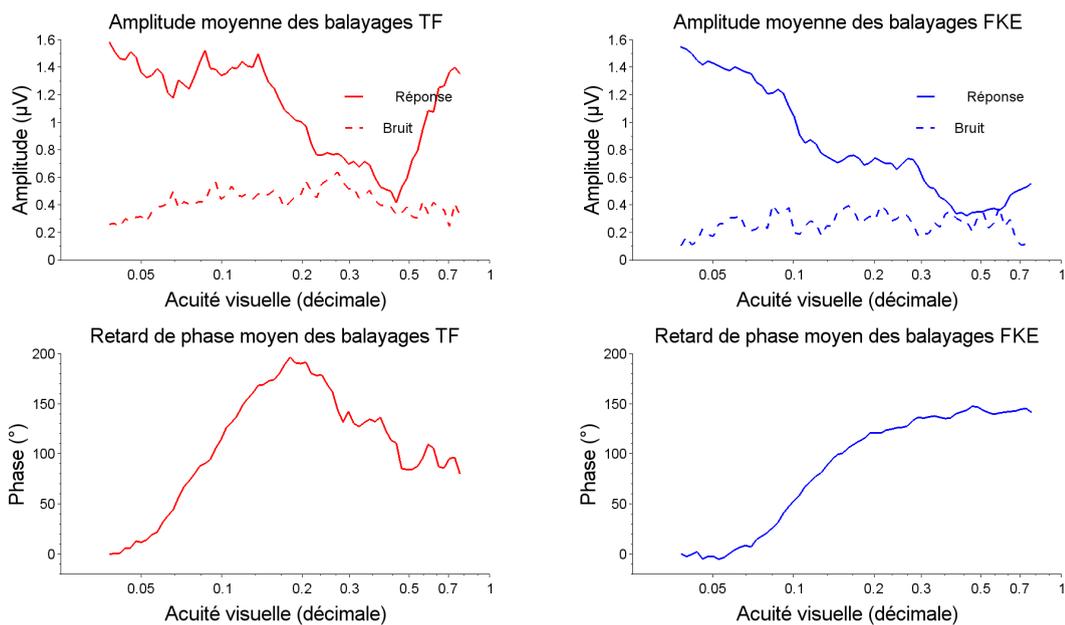


Figure C.30 V30

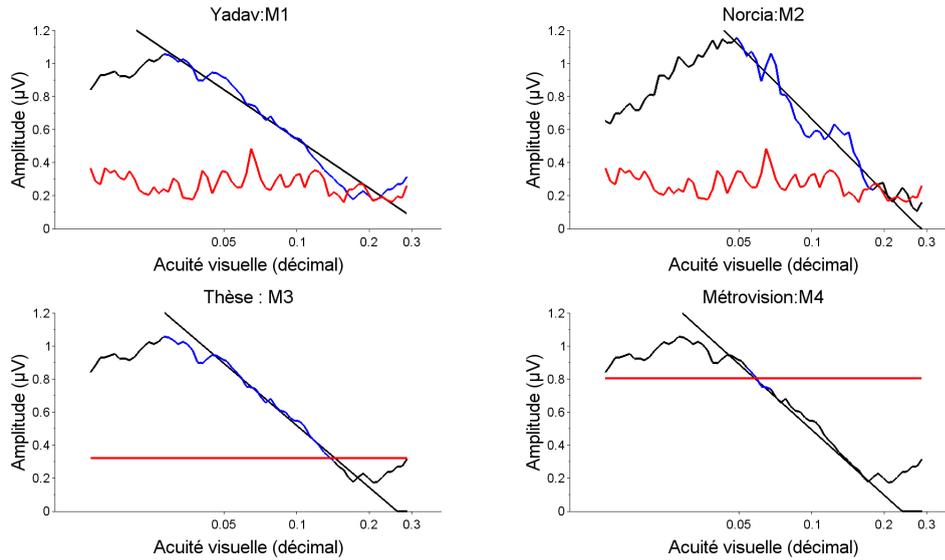


ANNEXE **D**

Estimation de l'acuité visuelle selon $M1$,
 $M2$, $M3$ et $M4$

Figure D.1 Estimation de l'acuité visuelle pour l'examen K1

Courbe noire : M1 M3 M4 moyenne des balayages, M2 balayage permettant d'avoir la meilleure acuité - Courbe rouge M1 M2 : estimation du bruit moyen à 14Hz - Droite rouge : 1.2 fois (M3) et 3 (M4) fois la moyenne du bruit moyen - Partie bleue : sélection prise en compte pour le calcul de la droite de régression (droite noire)

**Figure D.2** Estimation de l'acuité visuelle pour l'examen K2

Légende : voir D.1

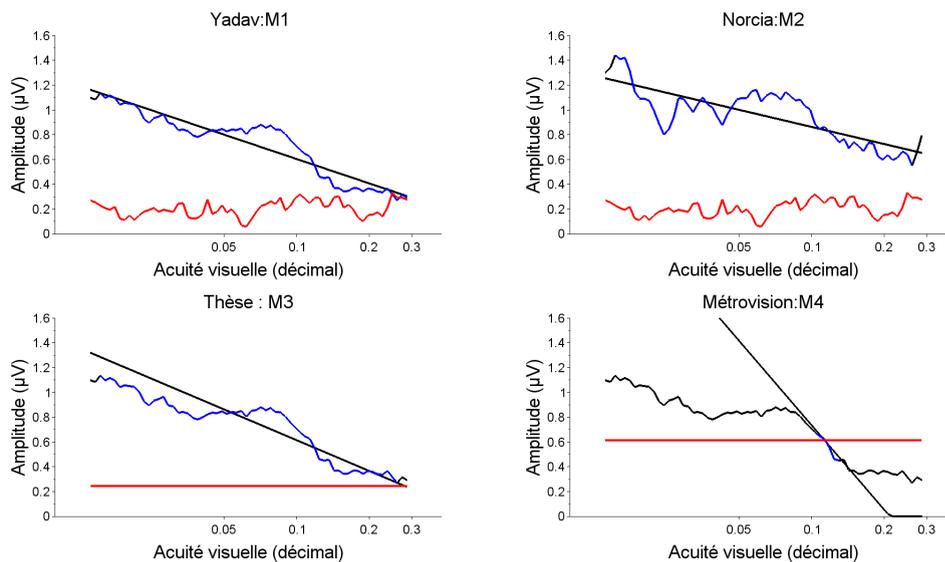


Figure D.3 Estimation de l'acuité visuelle pour l'examen K3
voir D.1

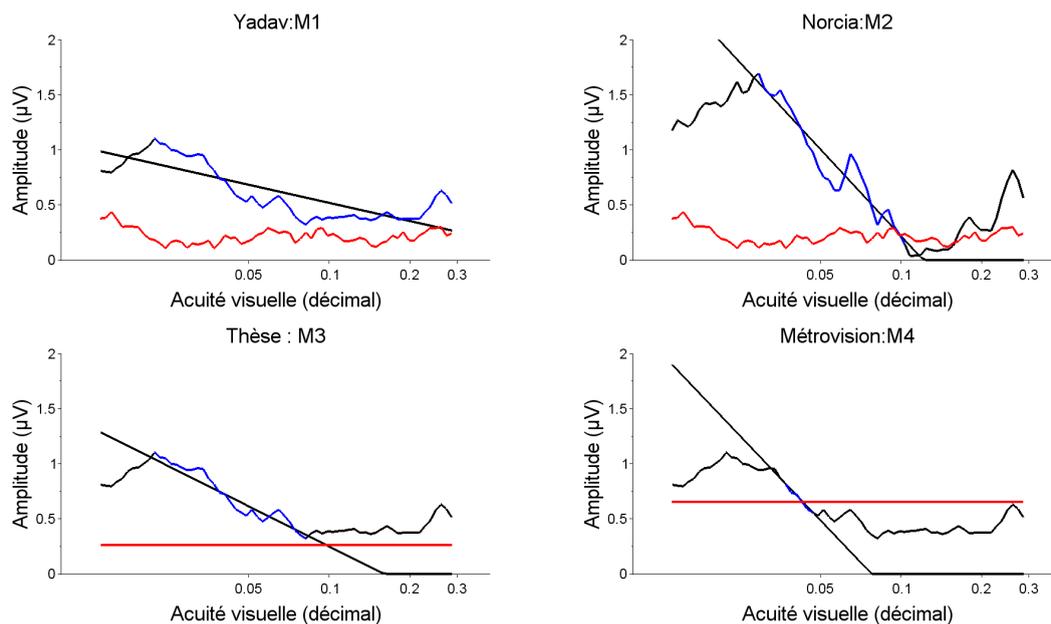


Figure D.4 Estimation de l'acuité visuelle pour l'examen K4
Légende : voir D.1

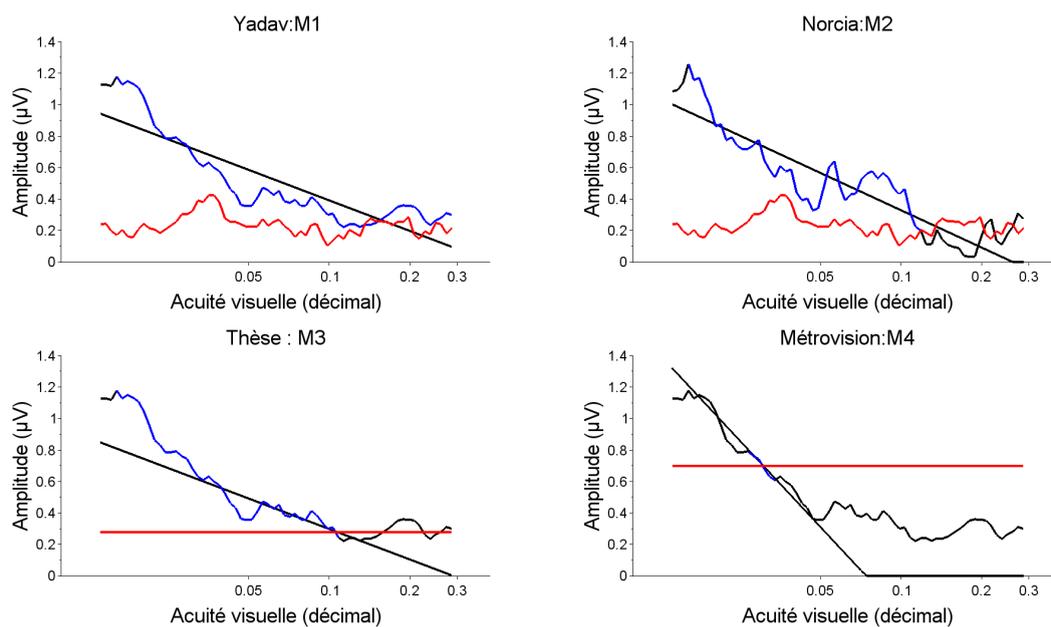


Figure D.5 Estimation de l'acuité visuelle pour l'examen K5
Légende : voir D.1

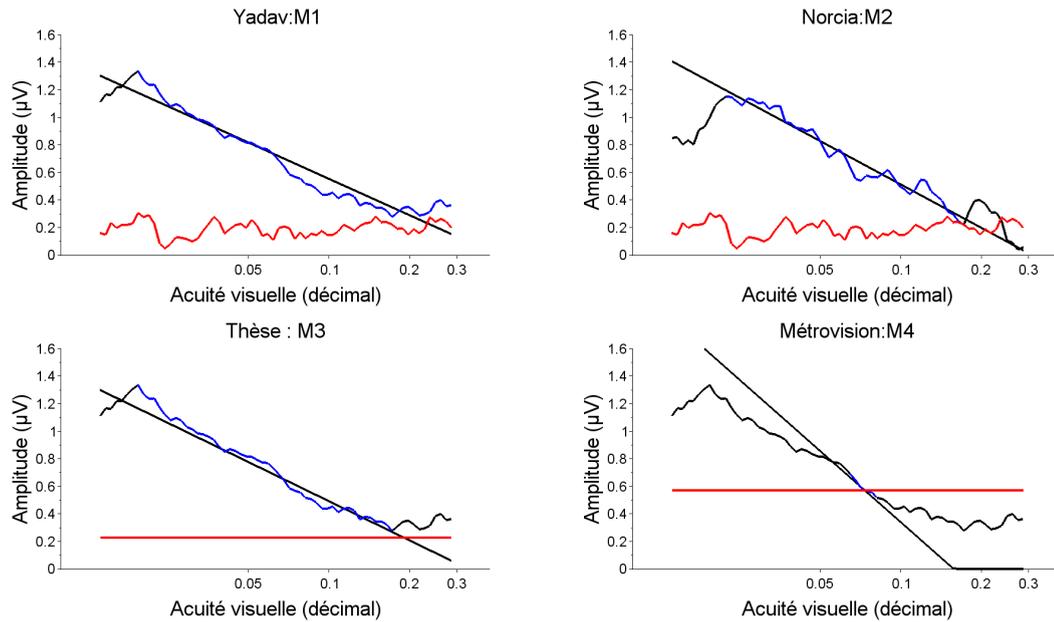


Figure D.6 Estimation de l'acuité visuelle pour l'examen K6
Légende : voir D.1

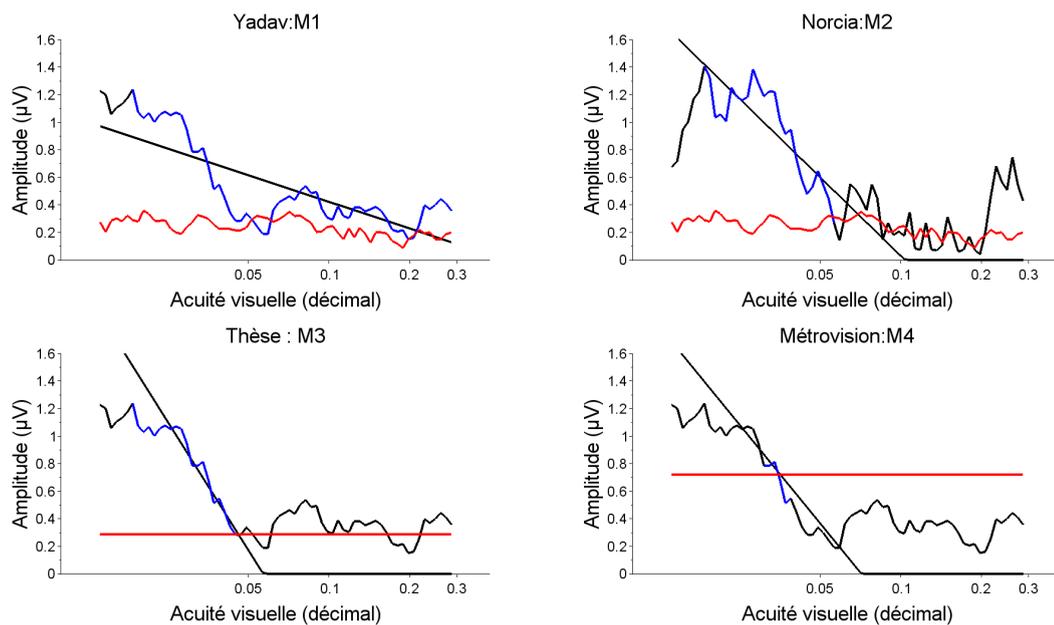


Figure D.7 Estimation de l'acuité visuelle pour l'examen K7
Légende : voir D.1

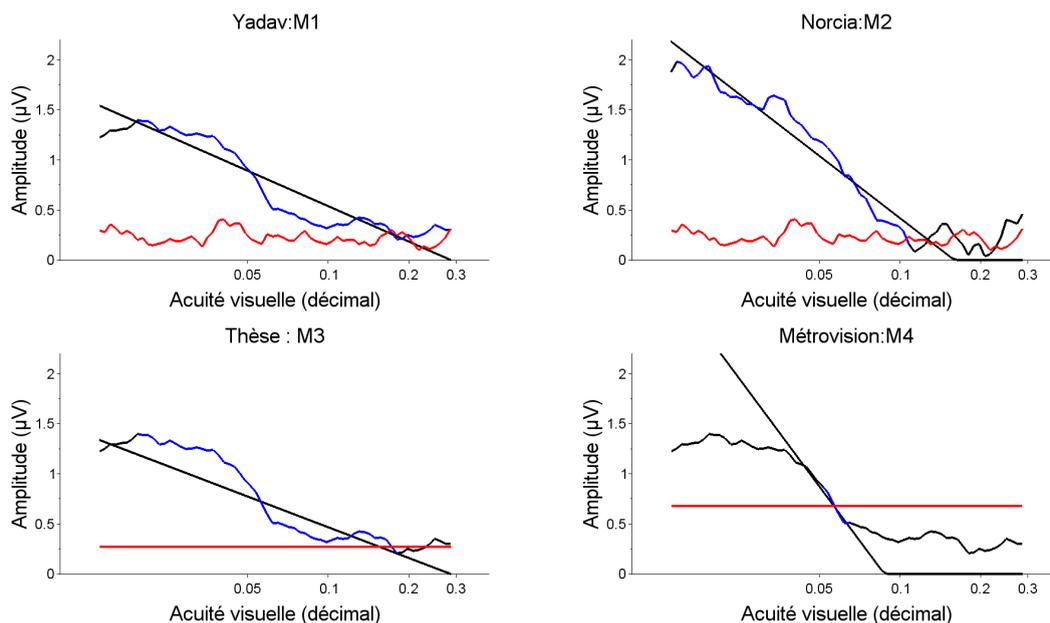


Figure D.8 Estimation de l'acuité visuelle pour l'examen K8
Légende : voir D.1

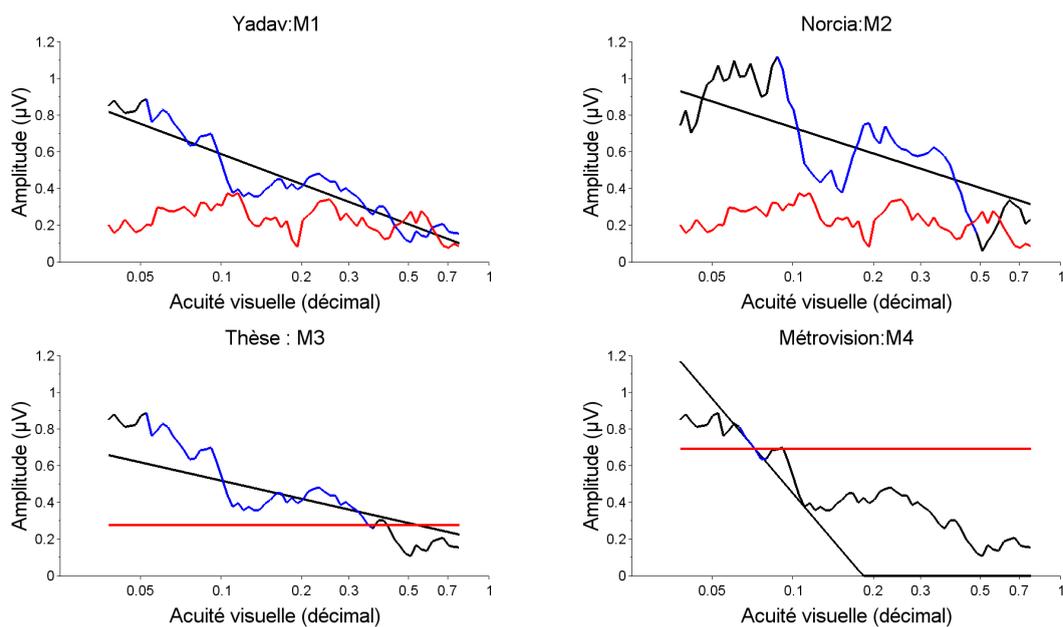


Figure D.9 Estimation de l'acuité visuelle pour l'examen K9
Légende : voir D.1

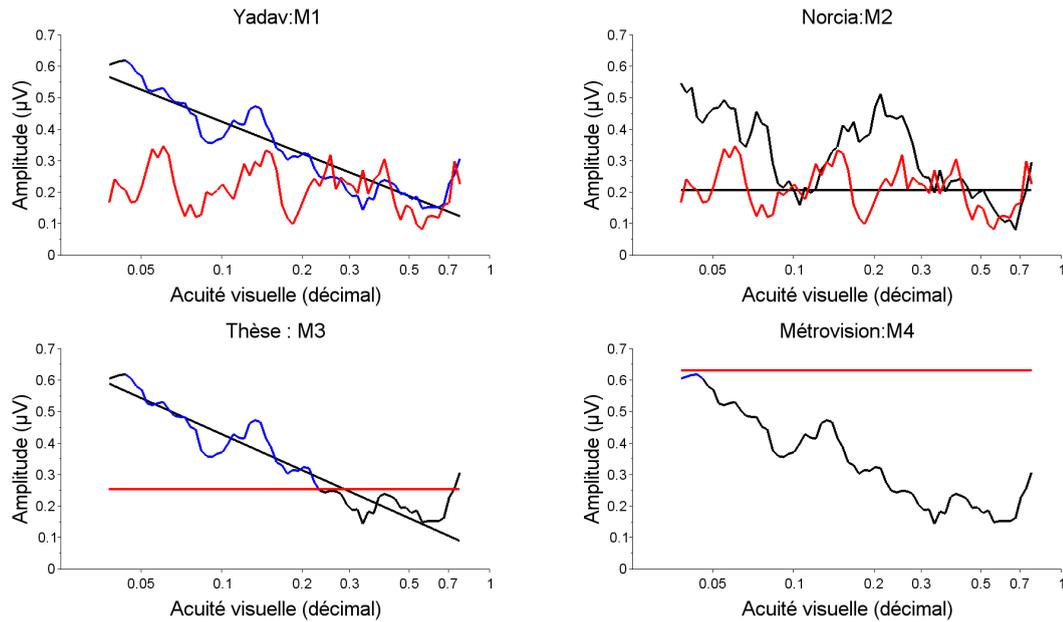


Figure D.10 Estimation de l'acuité visuelle pour l'examen K10
Légende : voir D.1

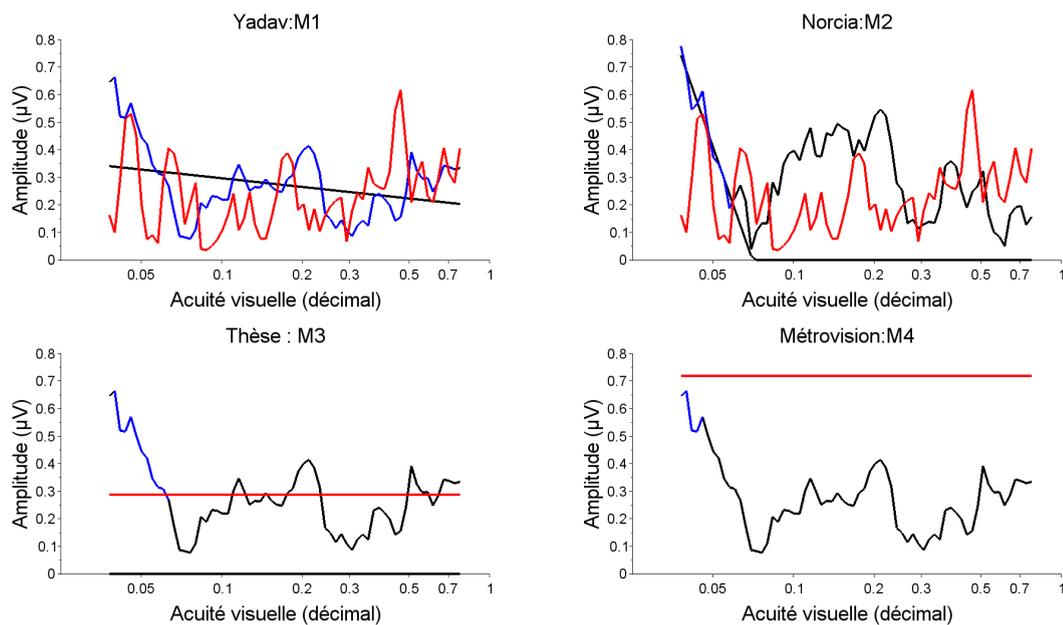


Figure D.11 Estimation de l'acuité visuelle pour l'examen K11
Légende : voir D.1

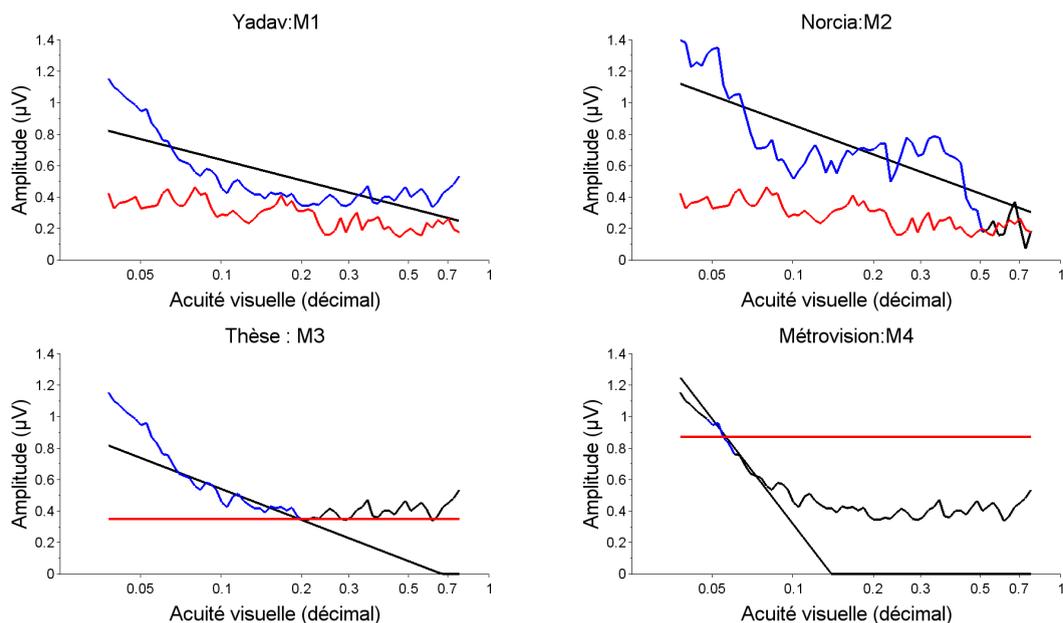


Figure D.12 Estimation de l'acuité visuelle pour l'examen K12
Légende : voir D.1

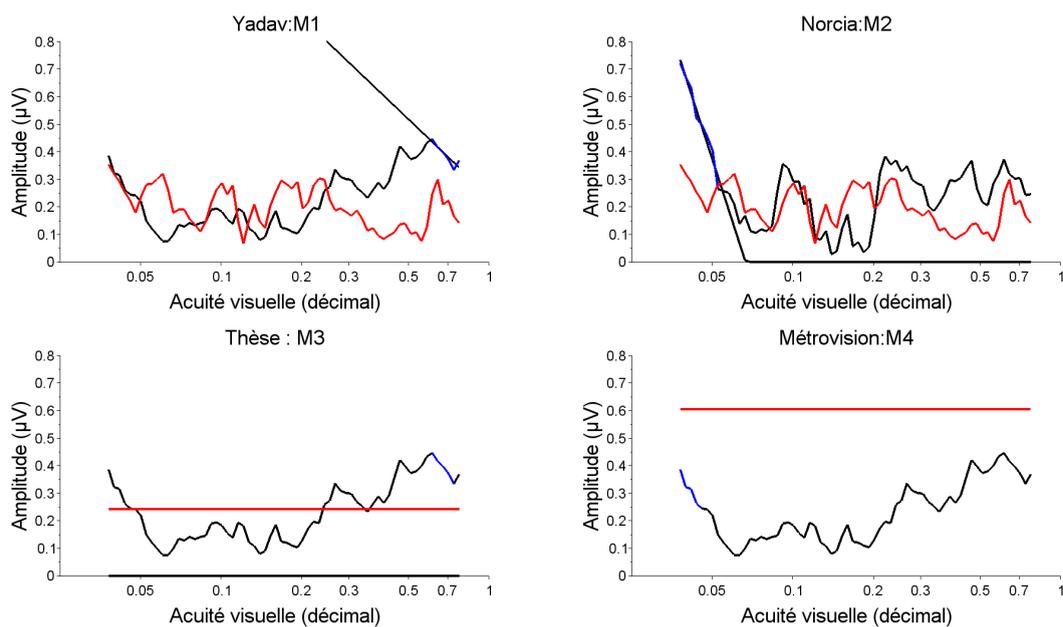
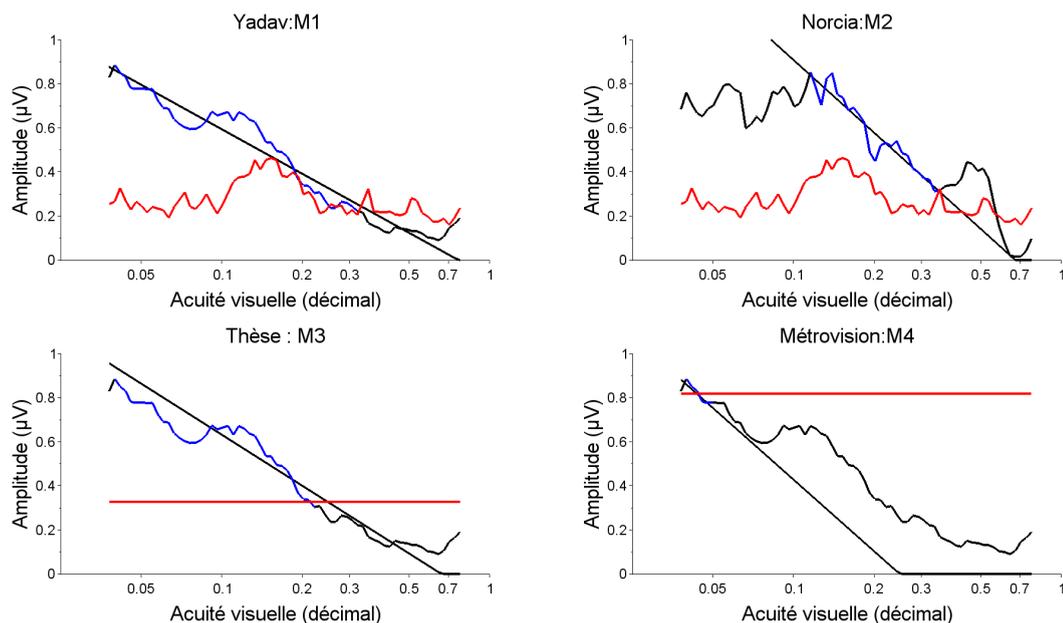


Figure D.13 Estimation de l'acuité visuelle pour l'examen K13

Légende : voir D.1

**Figure D.14** Estimation de l'acuité visuelle pour l'examen K14

Légende : voir D.1

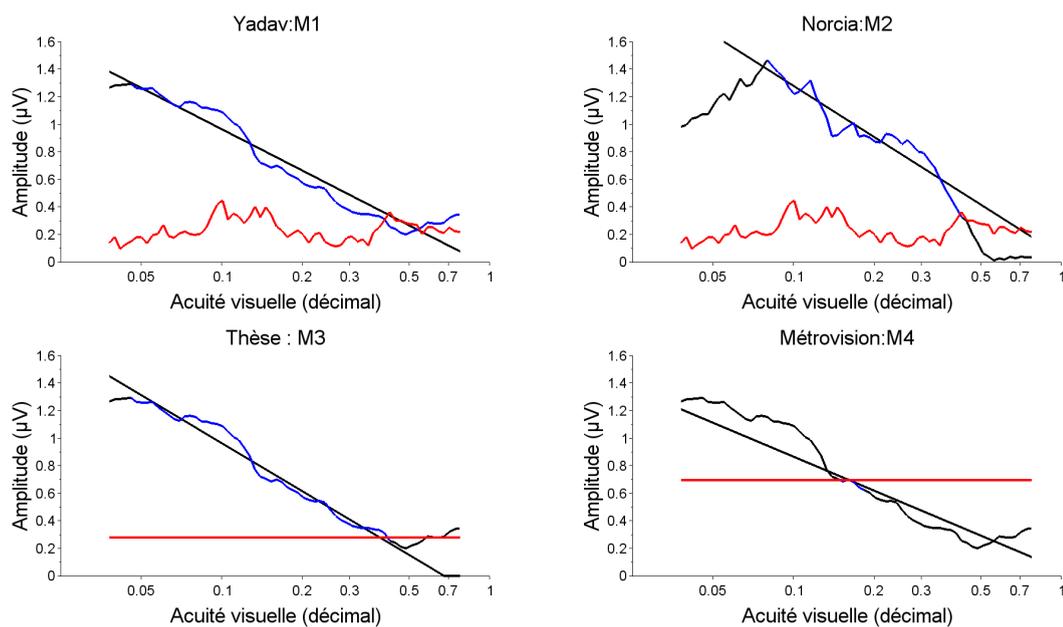


Figure D.15 Estimation de l'acuité visuelle pour l'examen P15
Légende : voir D.1

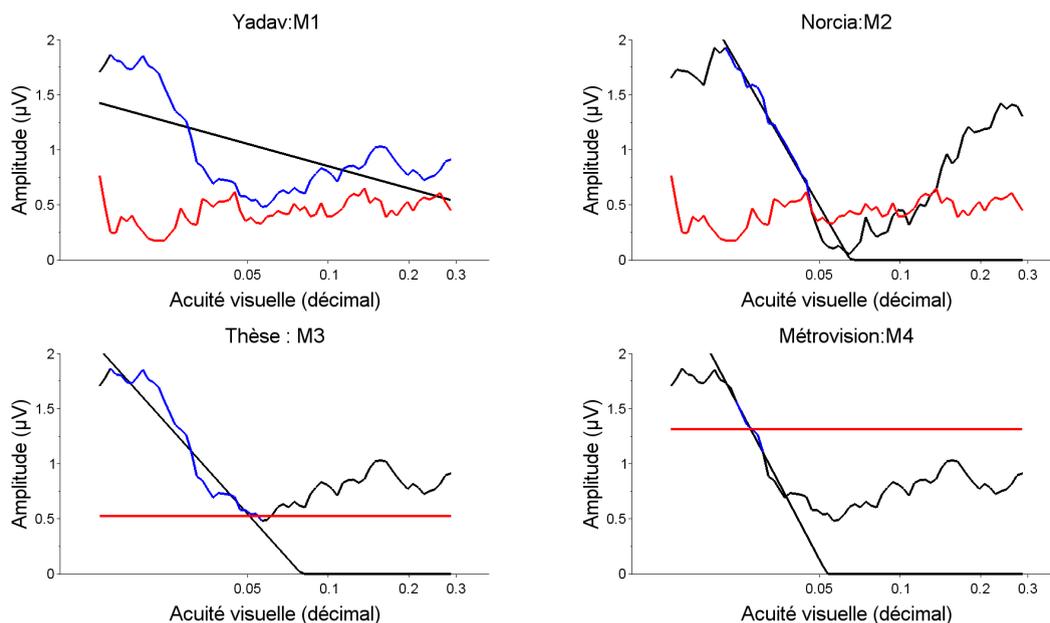


Figure D.16 Estimation de l'acuité visuelle pour l'examen P16
Légende : voir D.1

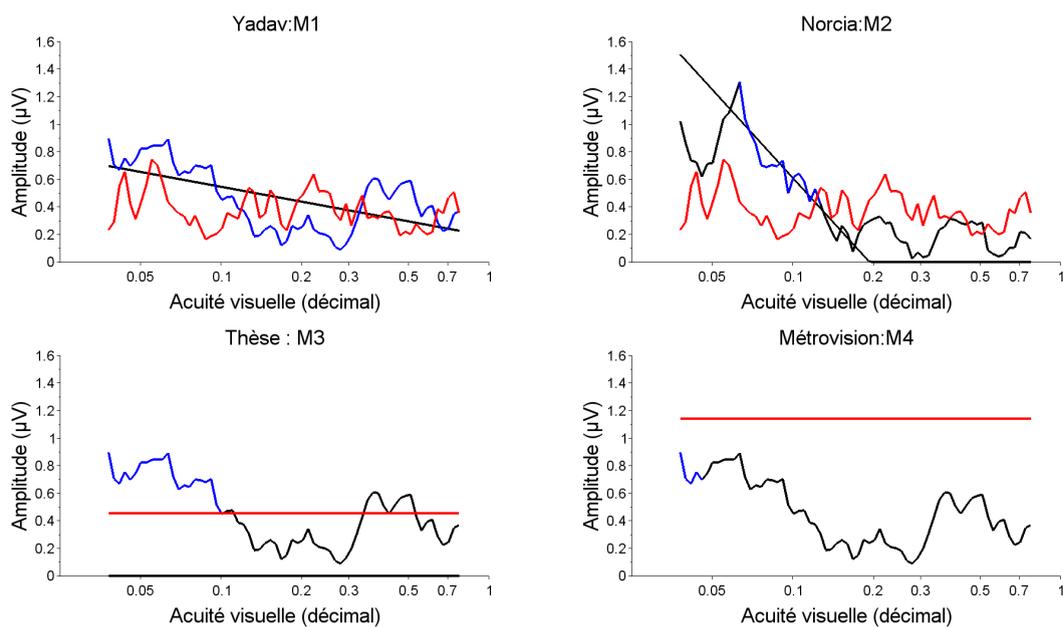
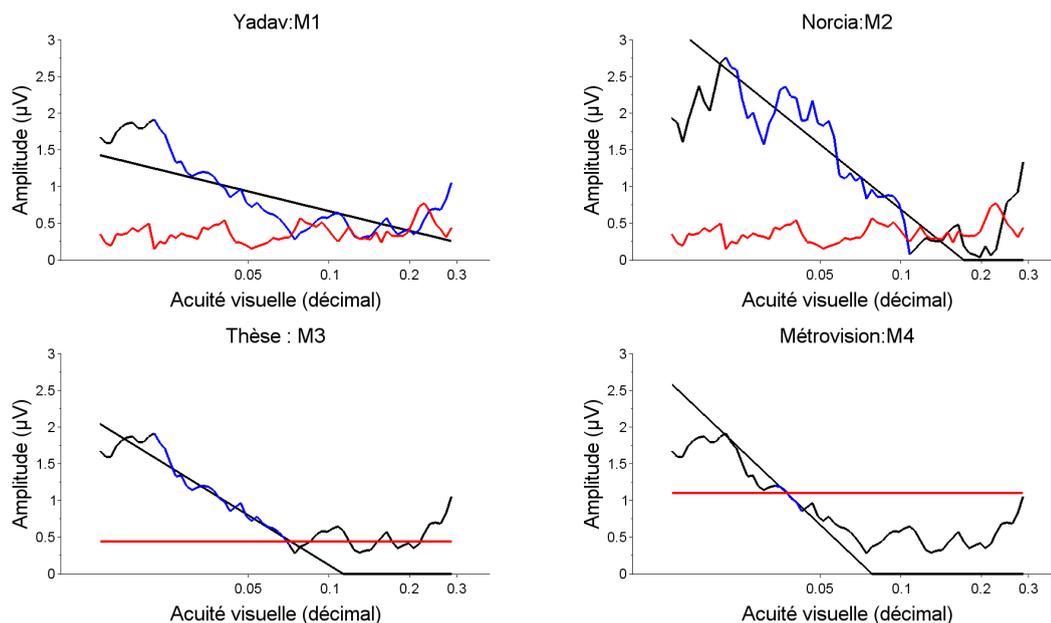


Figure D.17 Estimation de l'acuité visuelle pour l'examen P17

Légende : voir D.1

**Figure D.18** Estimation de l'acuité visuelle pour l'examen P18

Légende : voir D.1

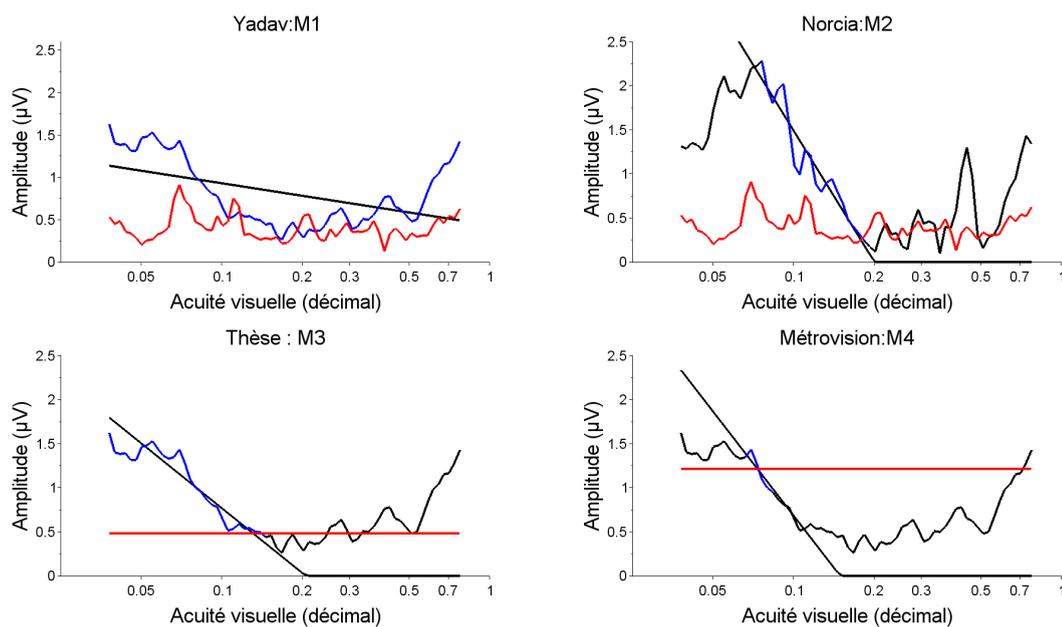


Figure D.19 Estimation de l'acuité visuelle pour l'examen P19
Légende : voir D.1

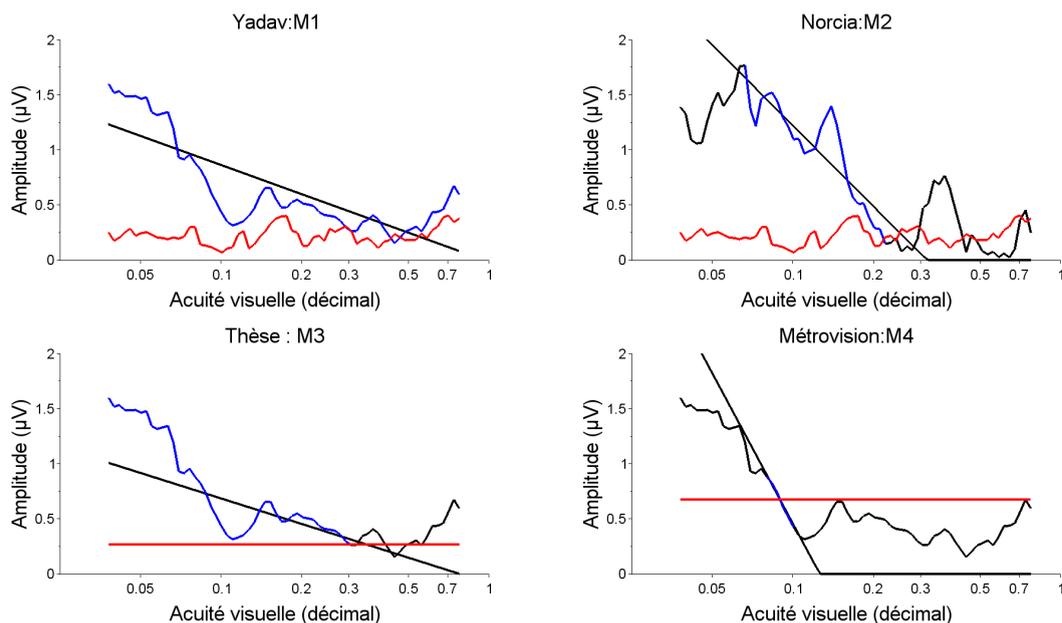


Figure D.20 Estimation de l'acuité visuelle pour l'examen P20
Légende : voir D.1

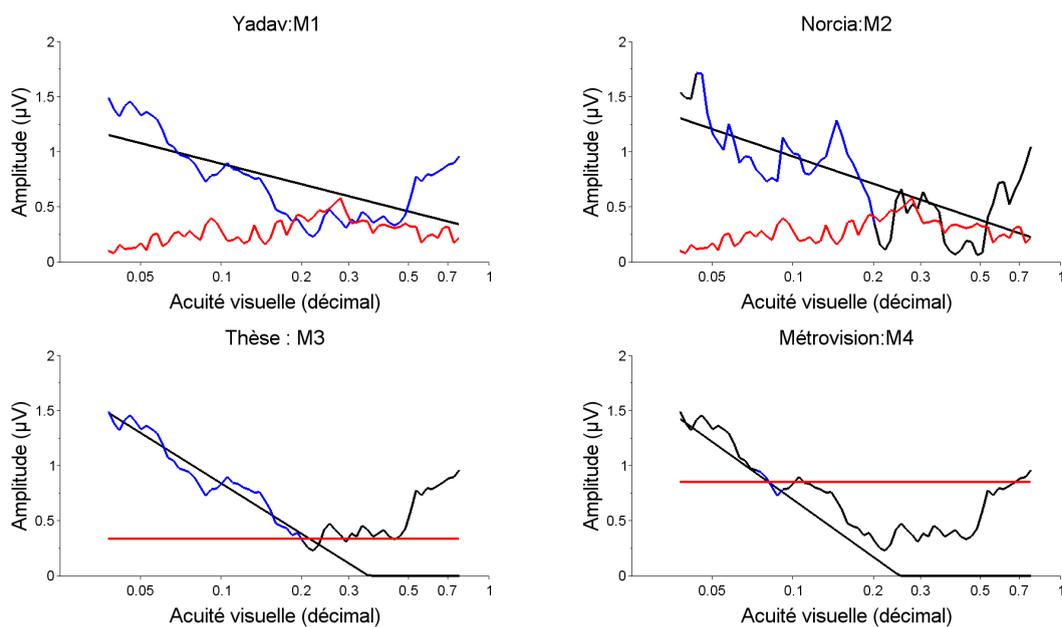


Figure D.21 Estimation de l'acuité visuelle pour l'examen P21
Légende : voir D.1

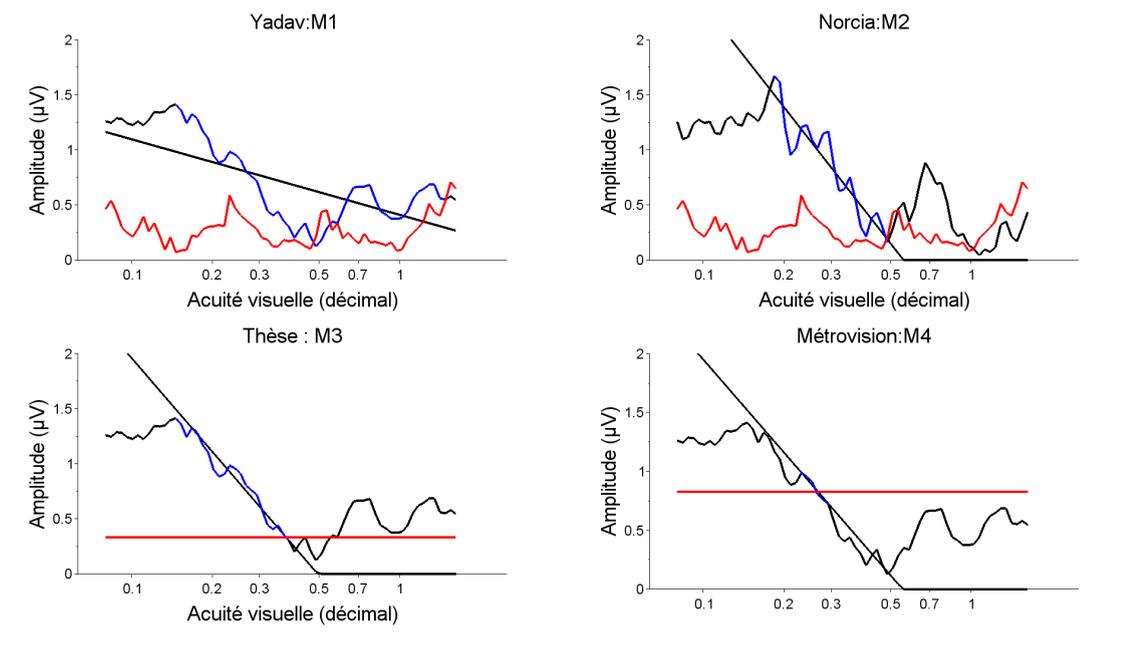


Figure D.22 Estimation de l'acuité visuelle pour l'examen P22
Légende : voir D.1

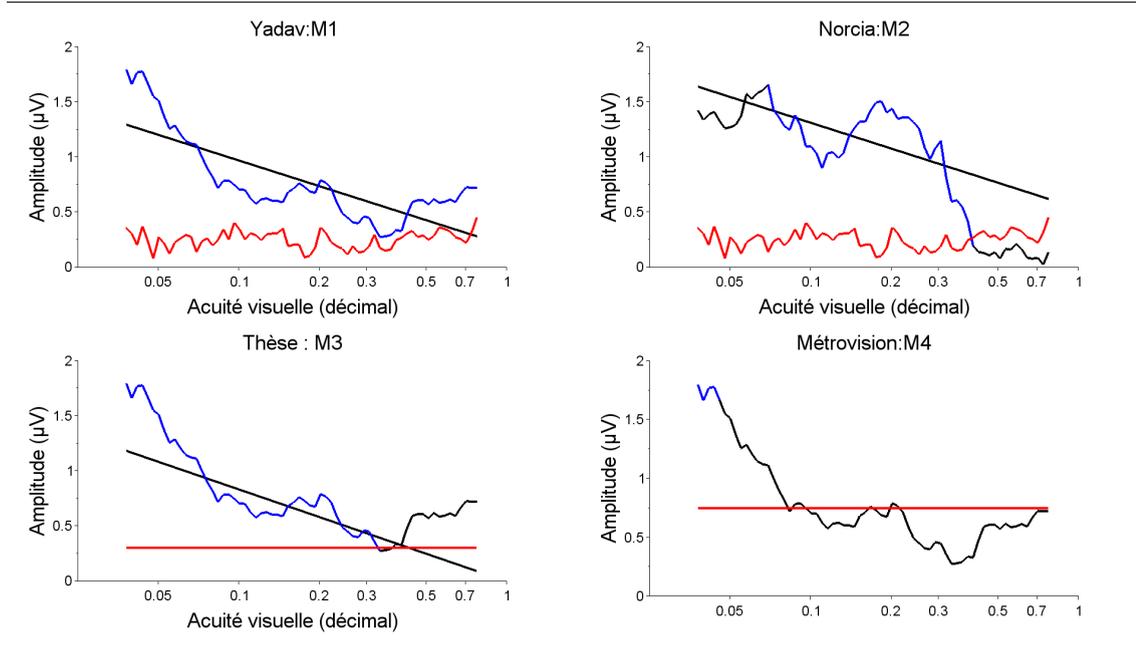


Figure D.23 Estimation de l'acuité visuelle pour l'examen P23
Légende : voir D.1

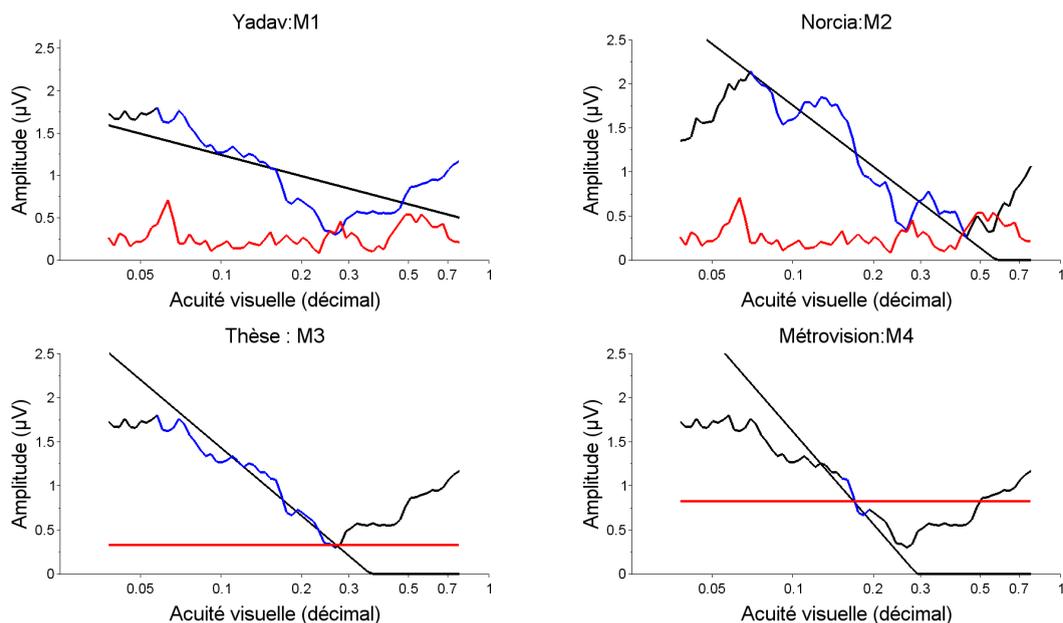


Figure D.24 Estimation de l'acuité visuelle pour l'examen V24
Légende : voir D.1

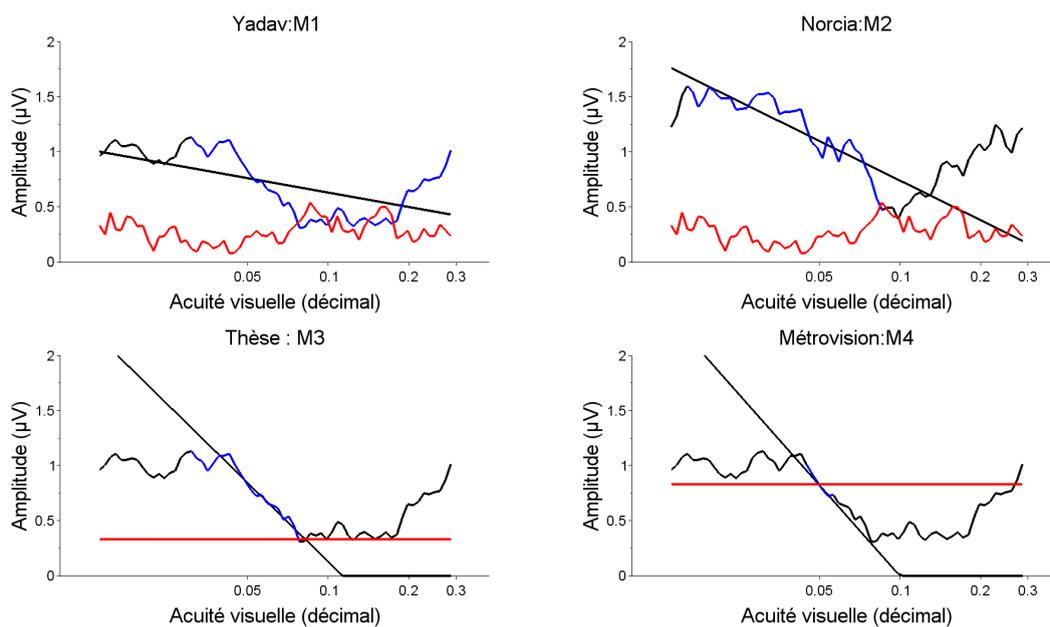
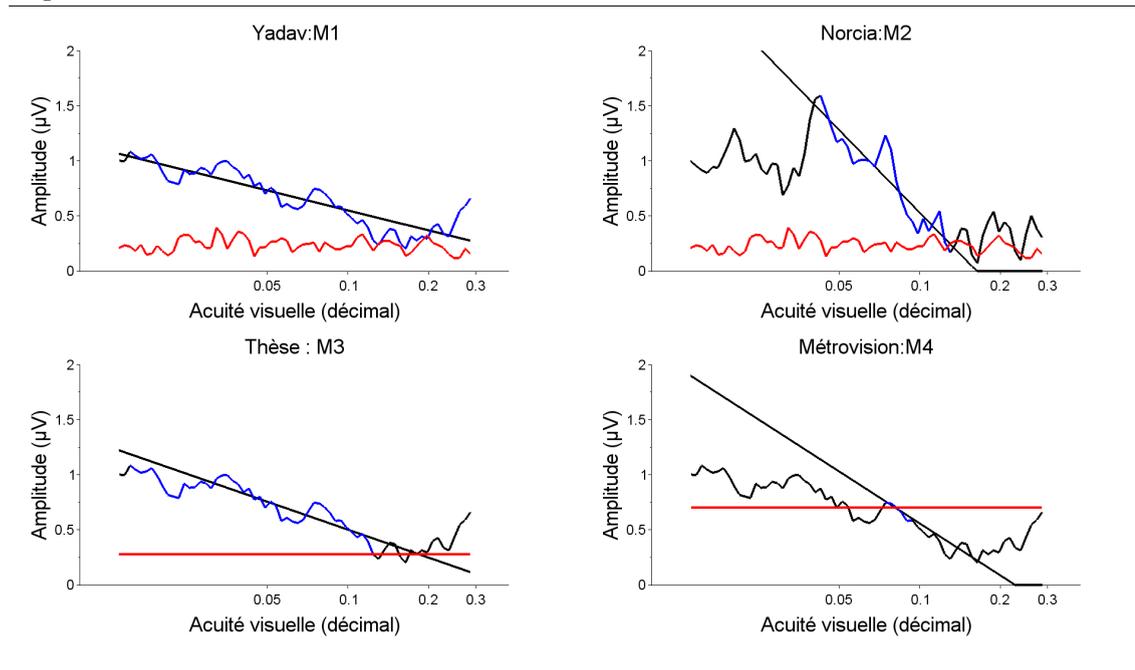


Figure D.25 Estimation de l'acuité visuelle pour l'examen V25

Légende : voir D.1

**Figure D.26** Estimation de l'acuité visuelle pour l'examen V26

Légende : voir D.1

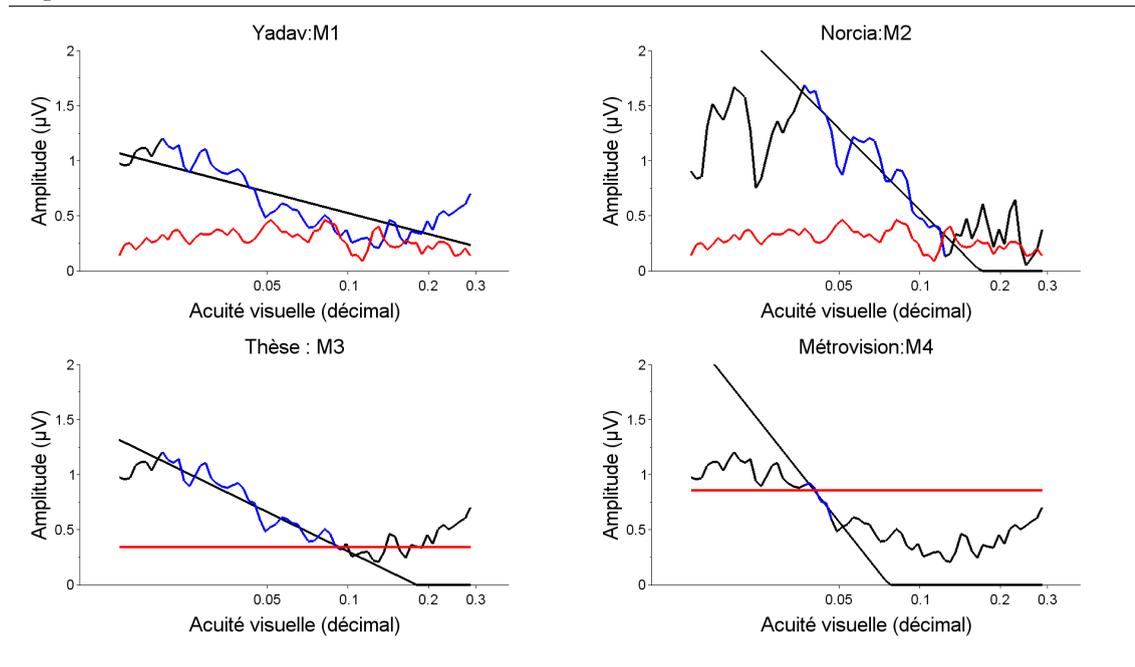


Figure D.27 Estimation de l'acuité visuelle pour l'examen V27
Légende : voir D.1

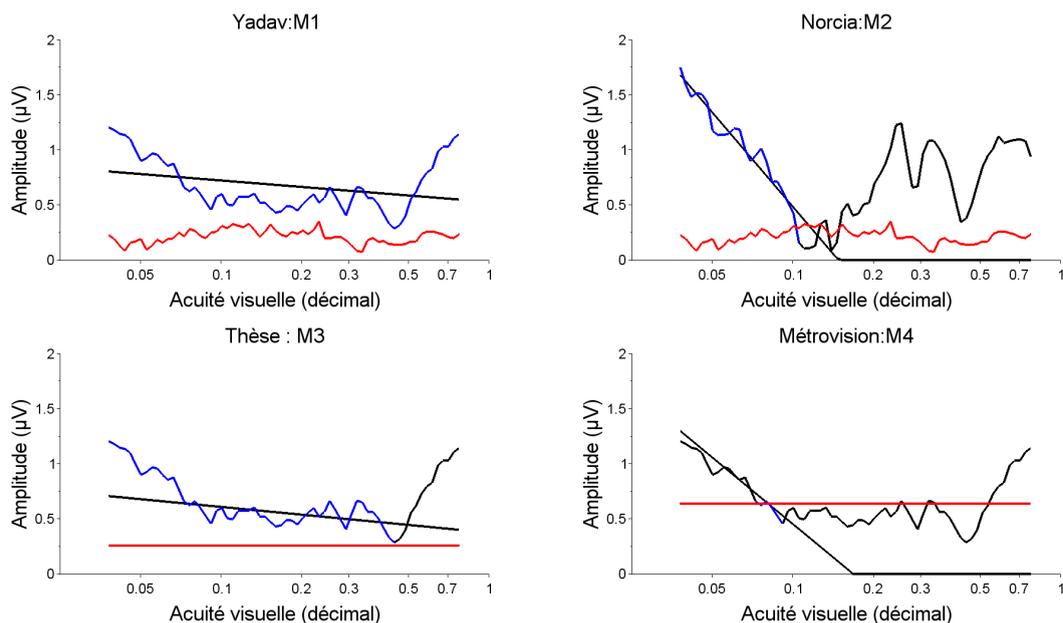


Figure D.28 Estimation de l'acuité visuelle pour l'examen V28
Légende : voir D.1

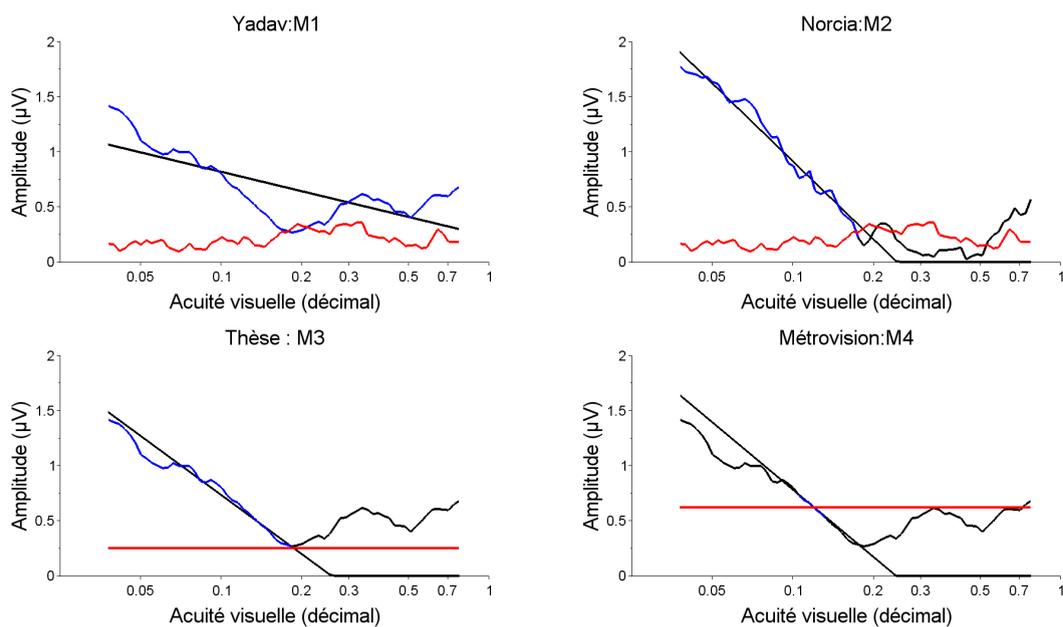
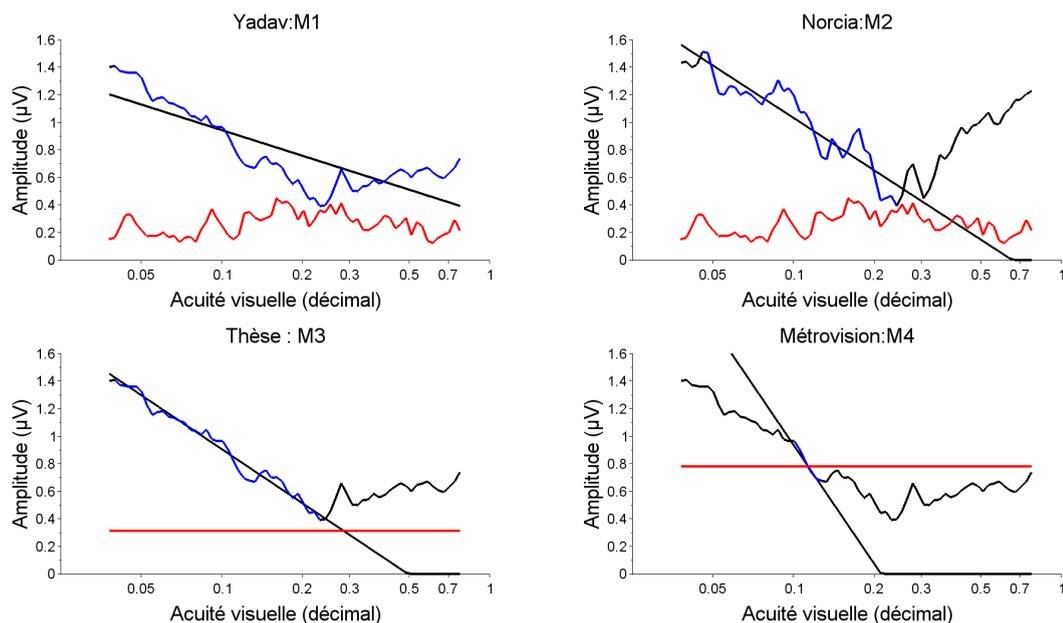
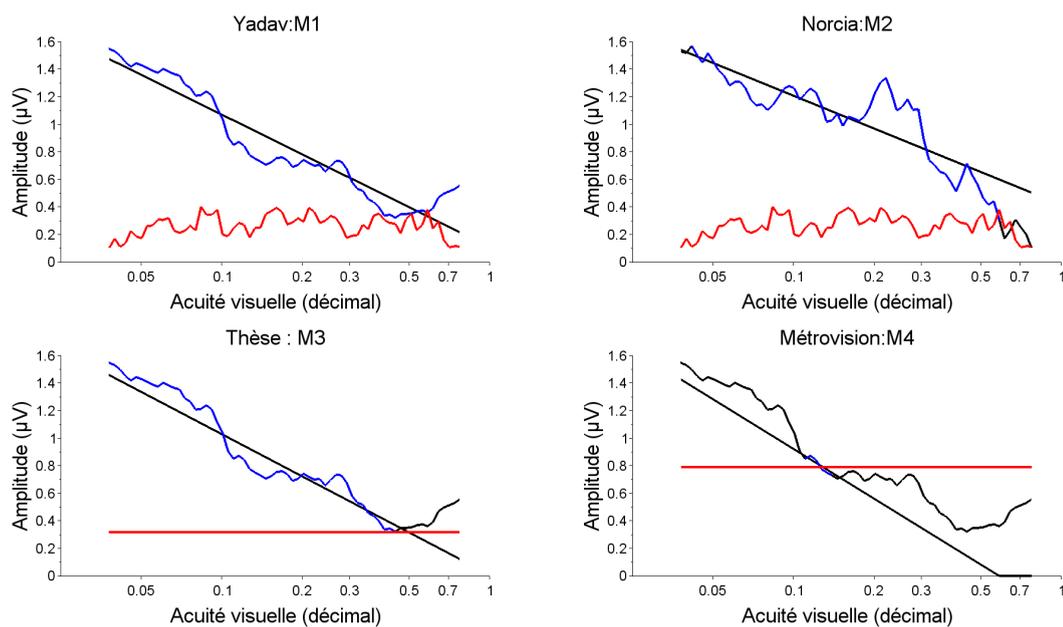


Figure D.29 Estimation de l'acuité visuelle pour l'examen V29

Légende : voir D.1

**Figure D.30** Estimation de l'acuité visuelle pour l'examen V30

Légende : voir D.1



ANNEXE **E**

Comparaison des résultats d'examens

Figure E.1 Comparaison du résultat d'examen sur le *Moniteur Ophtalmologique* : examen K1

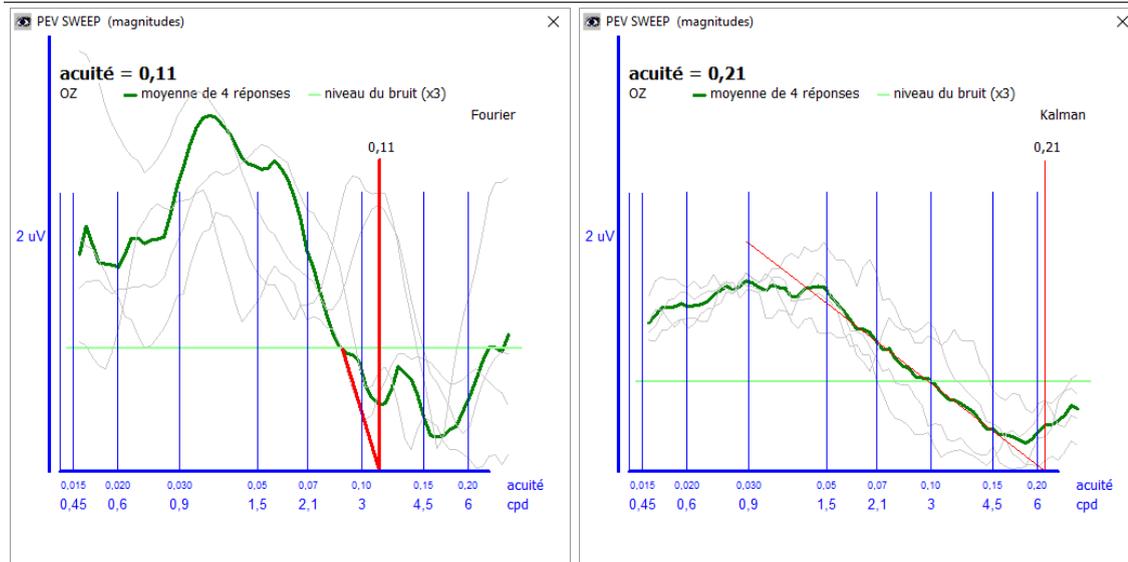


Figure E.2 Comparaison du résultat d'examen sur le *Moniteur Ophtalmologique* : examen K2

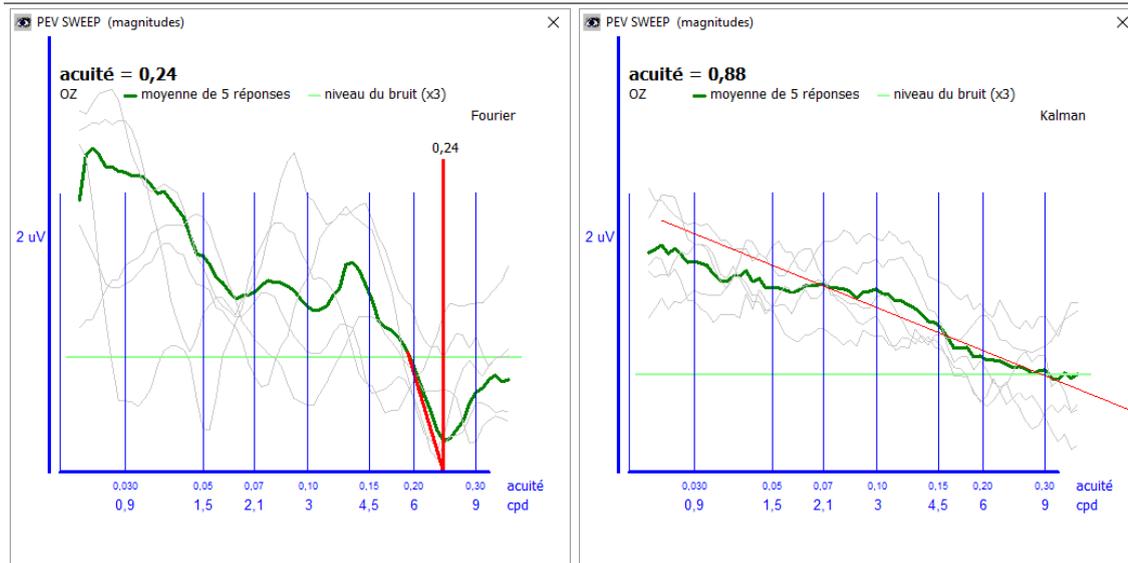


Figure E.3 Comparaison du résultat d'examen sur le *Moniteur Ophtalmologique* : examen K3

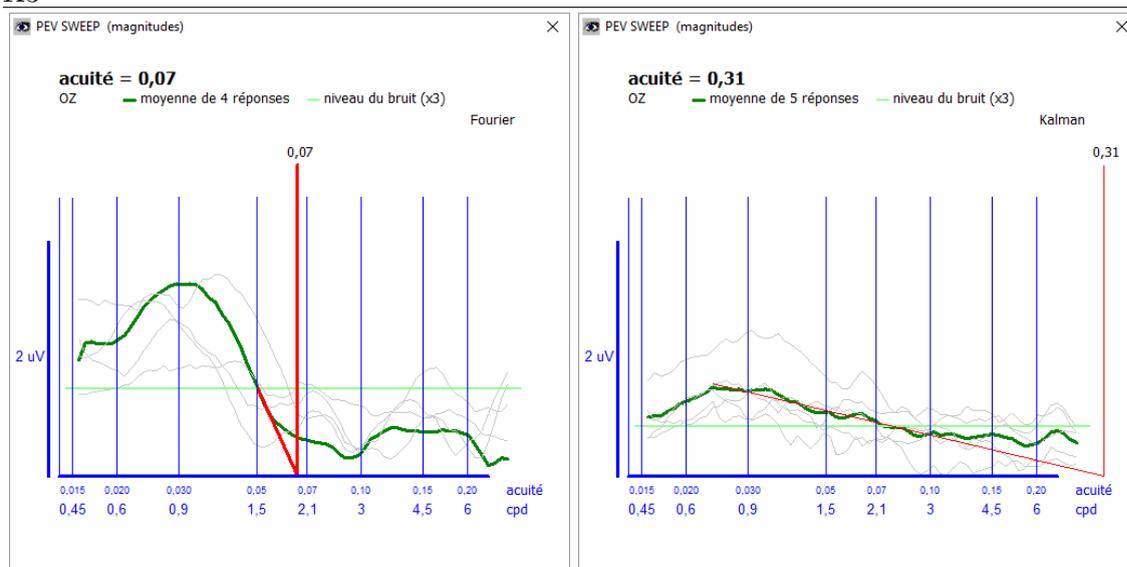


Figure E.4 Comparaison du résultat d'examen sur le *Moniteur Ophtalmologique* : examen K4

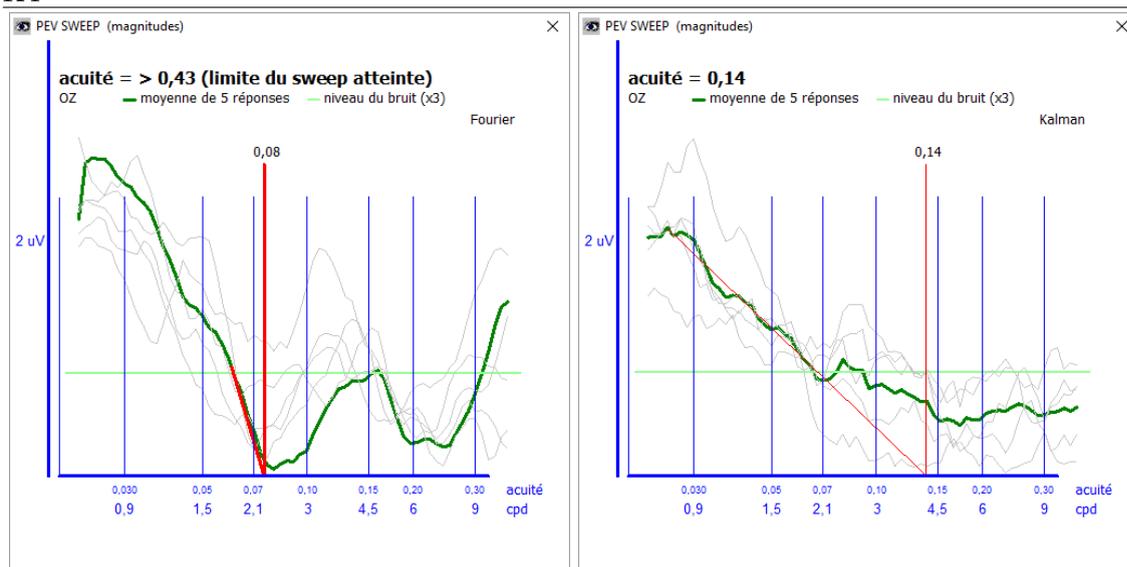


Figure E.5 Comparaison du résultat d'examen sur le *Moniteur Ophtalmologique* : examen K5

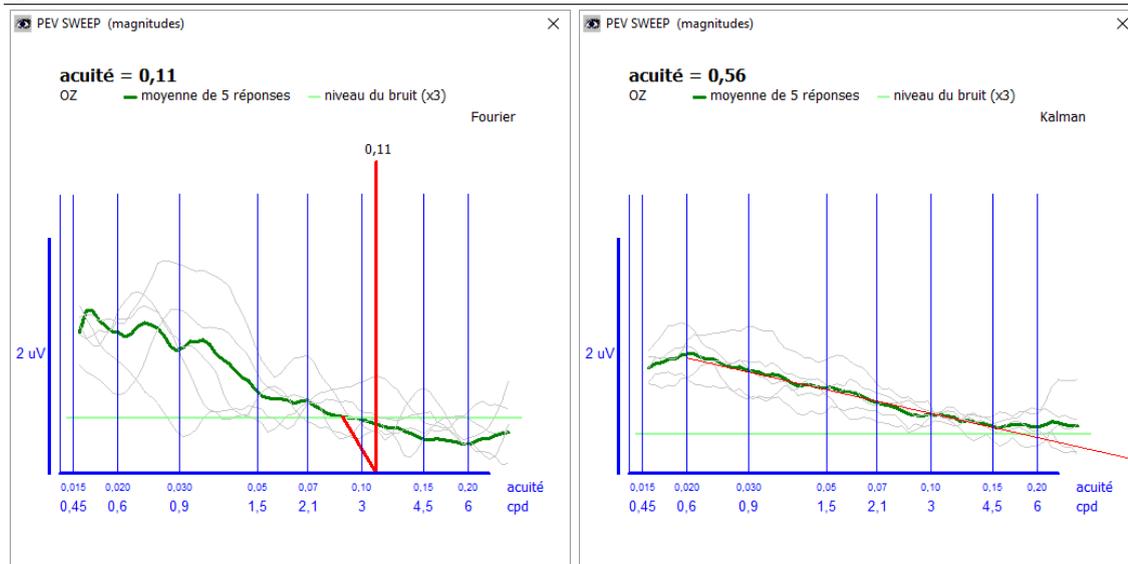


Figure E.6 Comparaison du résultat d'examen sur le *Moniteur Ophtalmologique* : examen K6

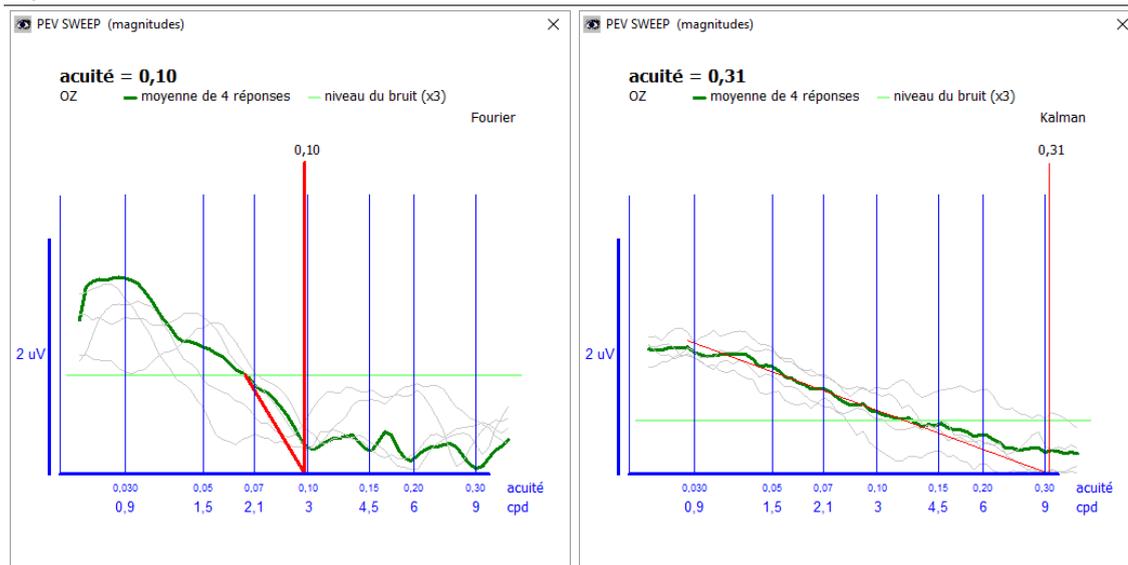


Figure E.7 Comparaison du résultat d'examen sur le *Moniteur Ophtalmologique* : examen K7

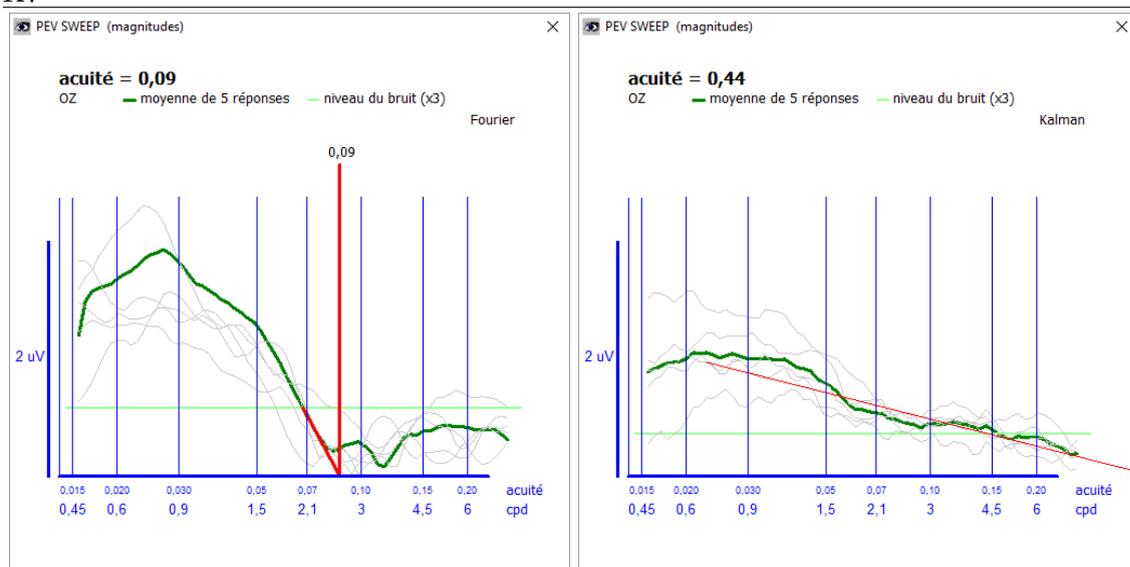


Figure E.8 Comparaison du résultat d'examen sur le *Moniteur Ophtalmologique* : examen K8

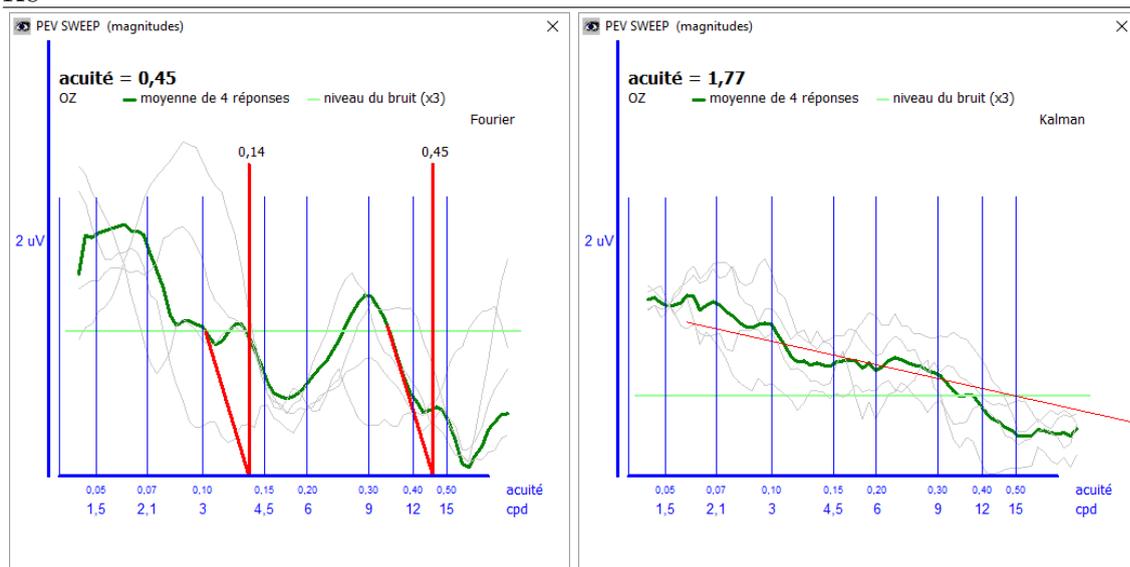


Figure E.9 Comparaison du résultat d'examen sur le *Moniteur Ophthalmologique* : examen K9

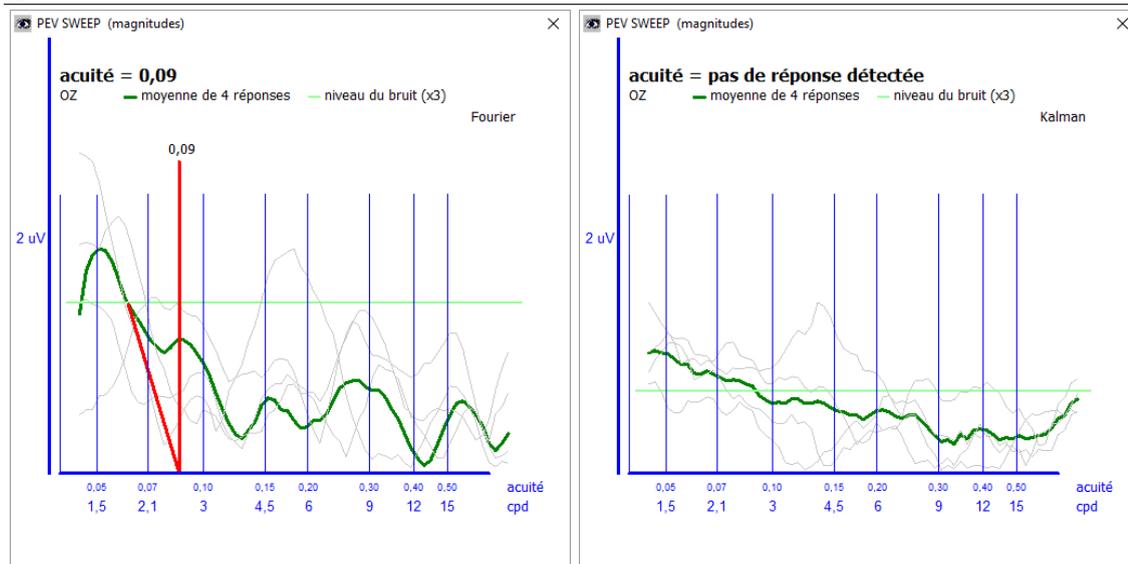


Figure E.10 Comparaison du résultat d'examen sur le *Moniteur Ophthalmologique* : examen K10

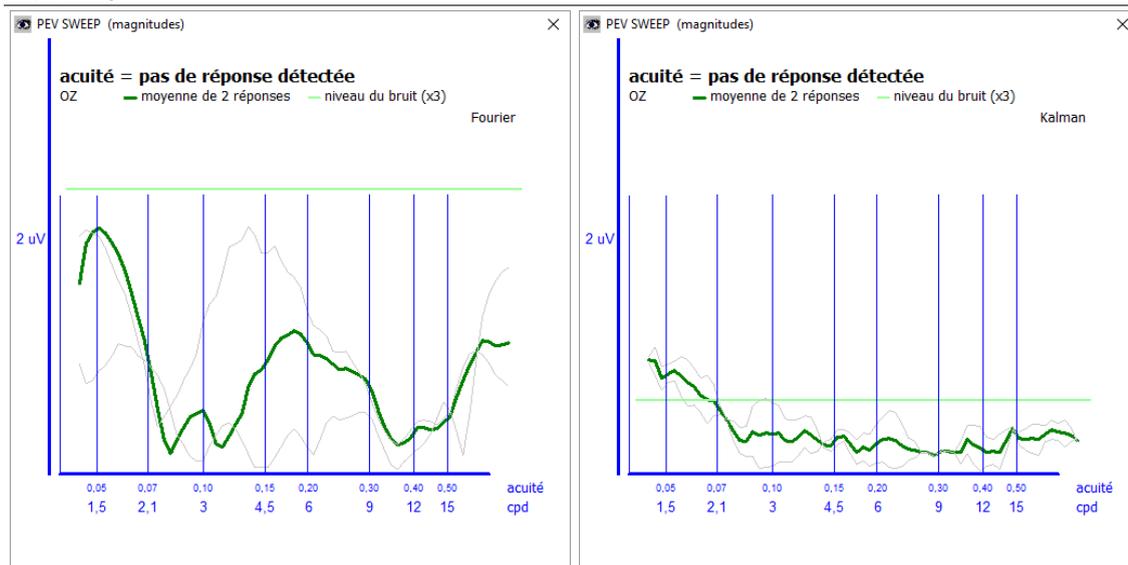


Figure E.11 Comparaison du résultat d'examen sur le *Moniteur Ophtalmologique* : examen K11

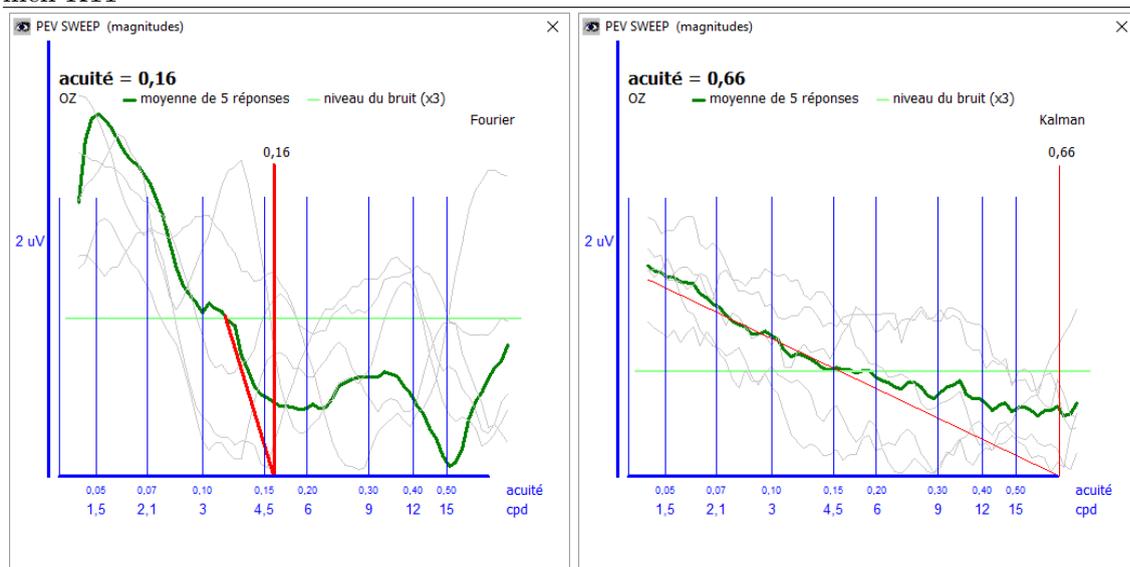


Figure E.12 Comparaison du résultat d'examen sur le *Moniteur Ophtalmologique* : examen K12

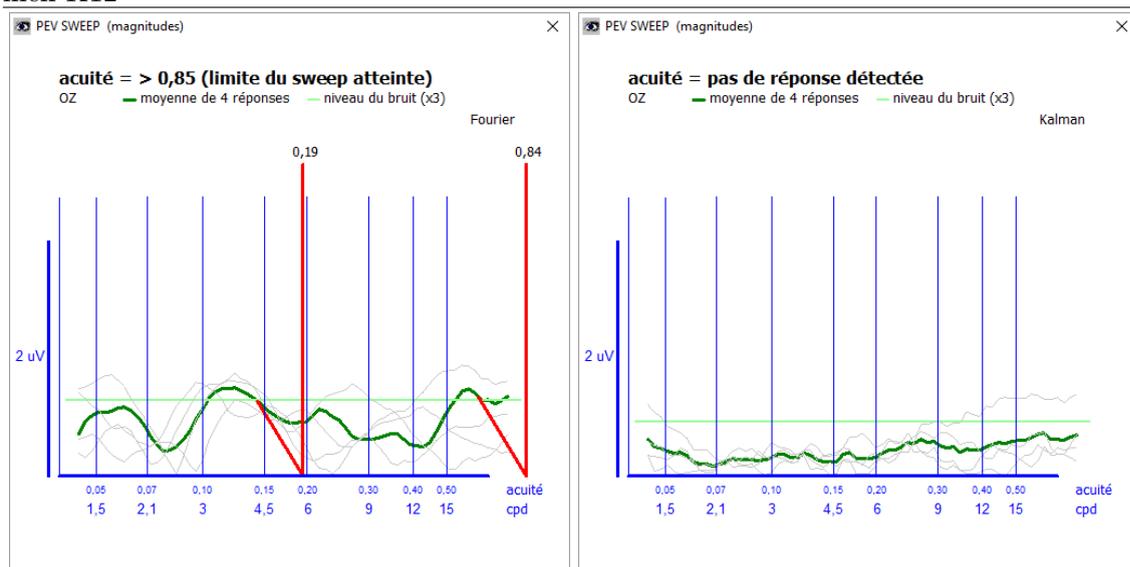


Figure E.13 Comparaison du résultat d'examen sur le *Moniteur Ophtalmologique* : examen K13

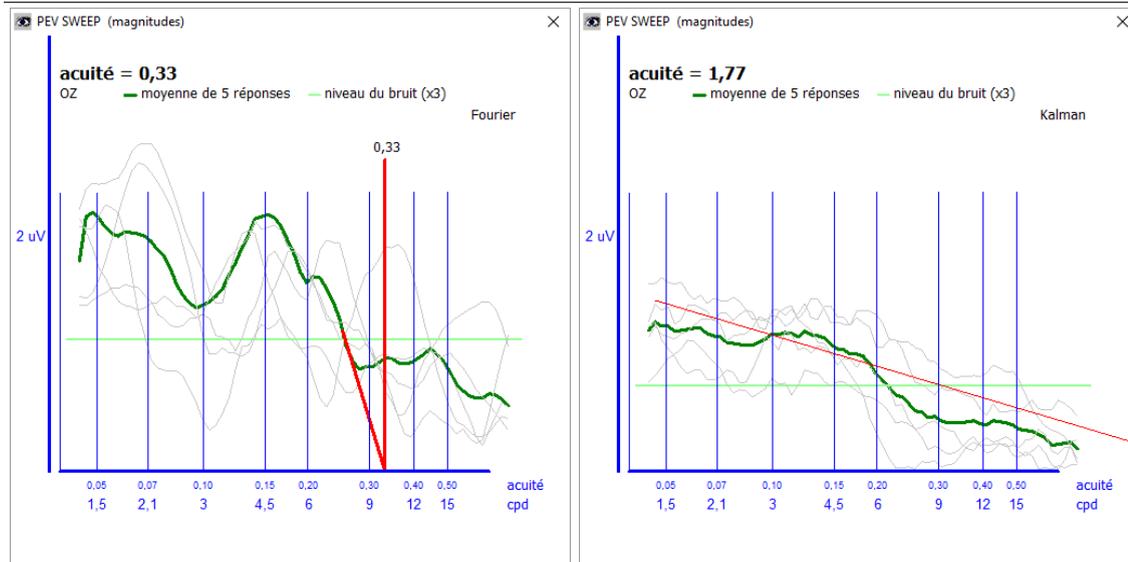


Figure E.14 Comparaison du résultat d'examen sur le *Moniteur Ophtalmologique* : examen K14

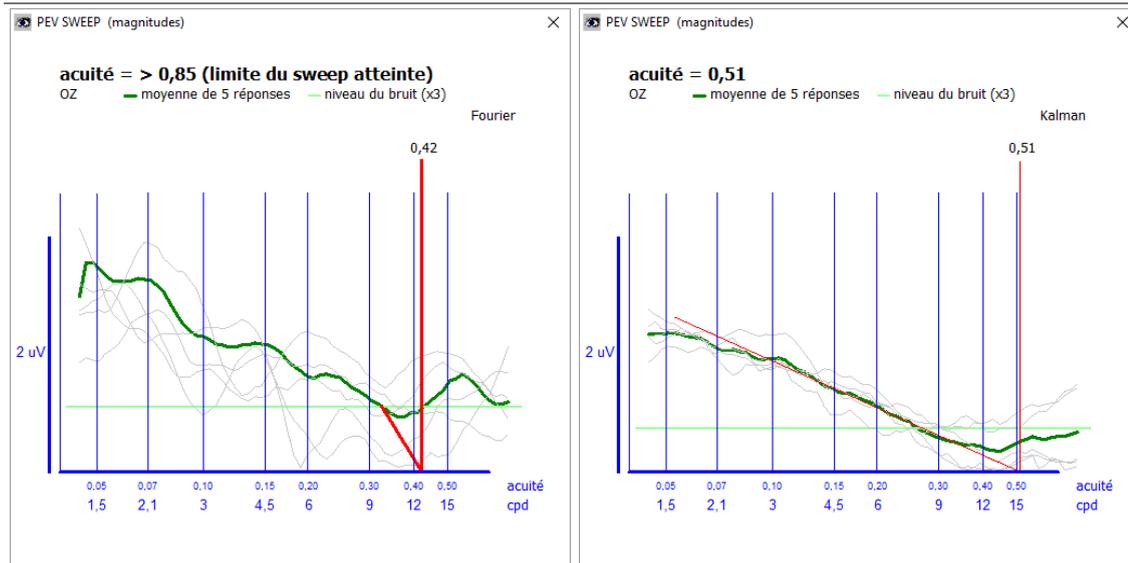


Figure E.15 Comparaison du résultat d'examen sur le *Moniteur Ophtalmologique* : examen P15

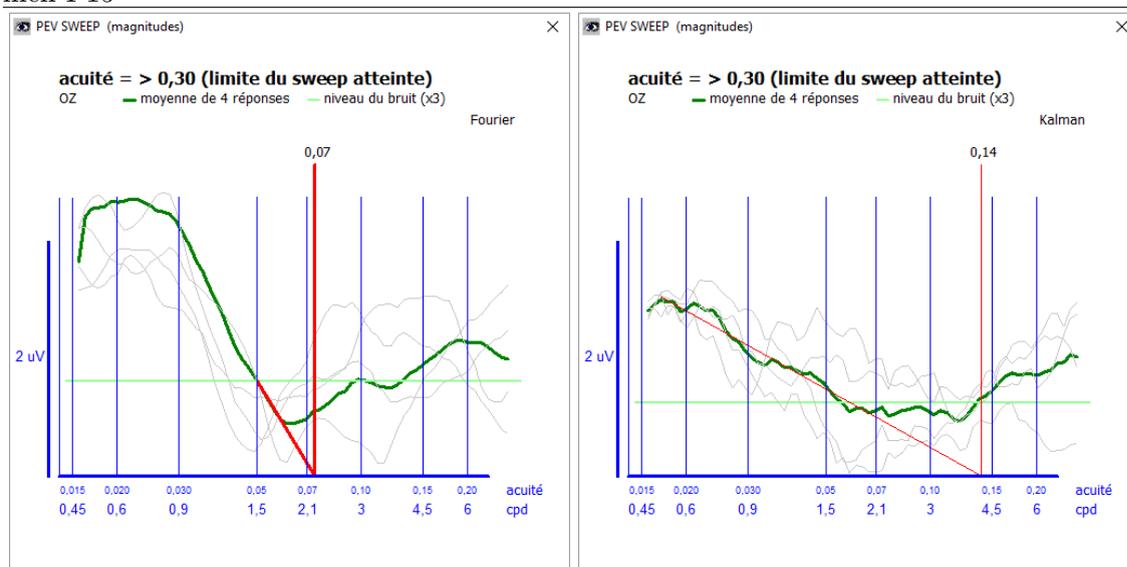


Figure E.16 Comparaison du résultat d'examen sur le *Moniteur Ophtalmologique* : examen P16

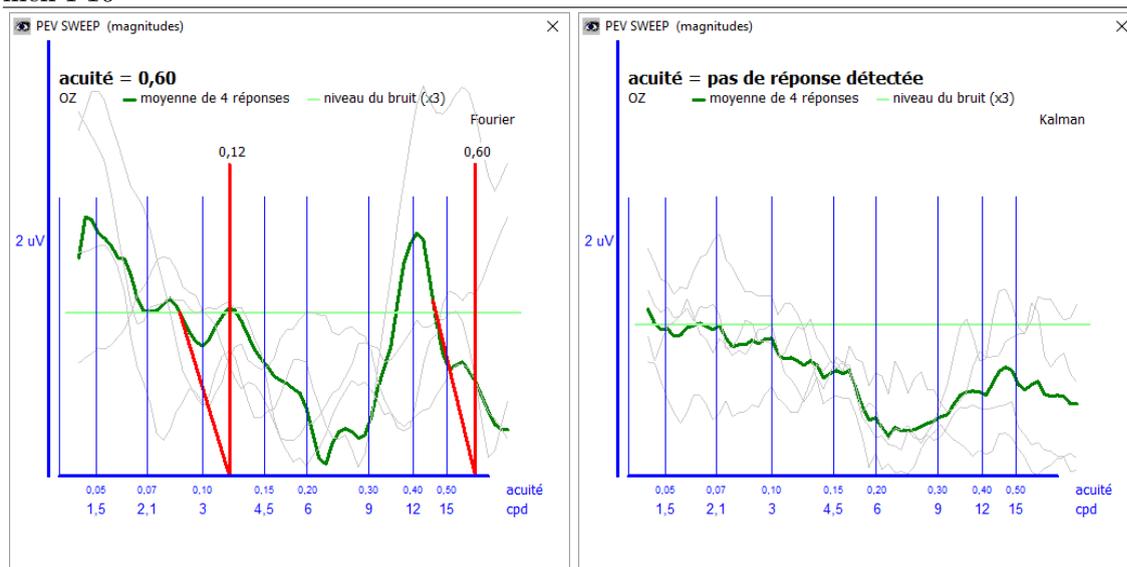


Figure E.17 Comparaison du résultat d'examen sur le *Moniteur Ophtalmologique* : examen P17

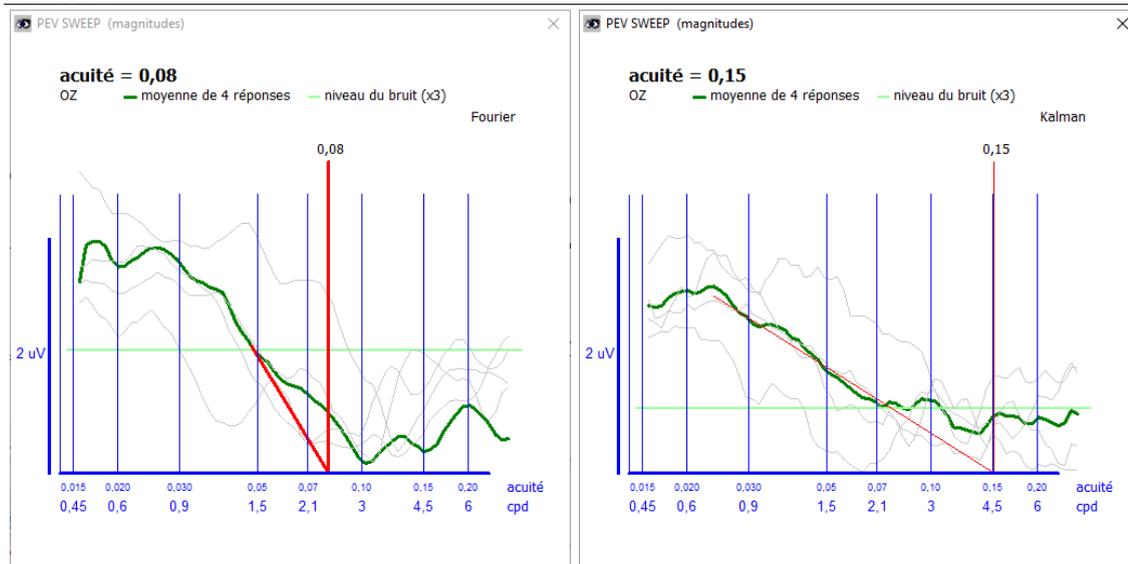


Figure E.18 Comparaison du résultat d'examen sur le *Moniteur Ophtalmologique* : examen P18

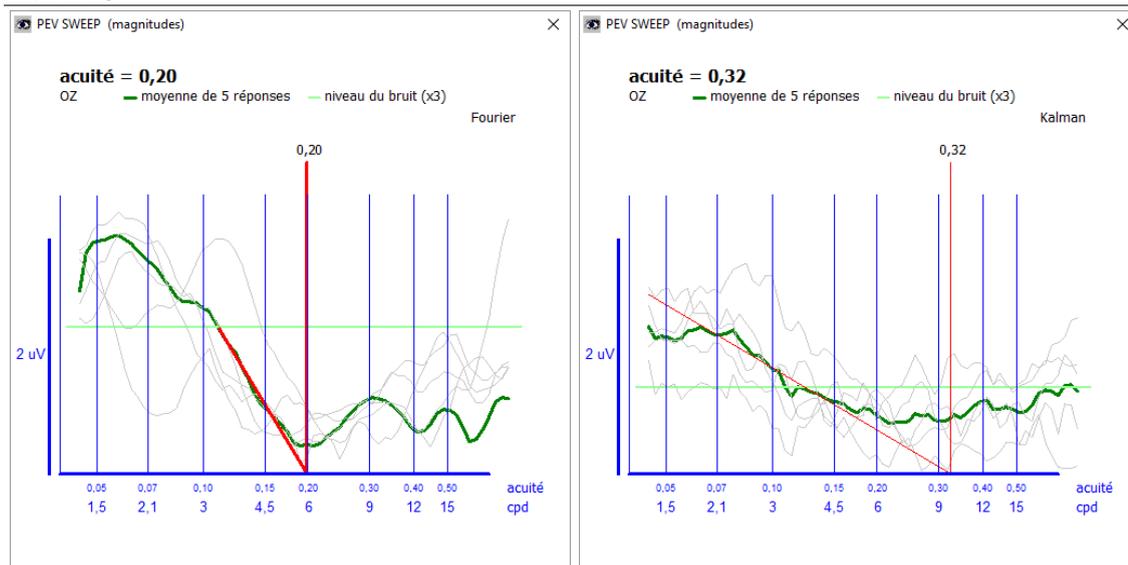


Figure E.19 Comparaison du résultat d'examen sur le *Moniteur Ophtalmologique* : examen P19

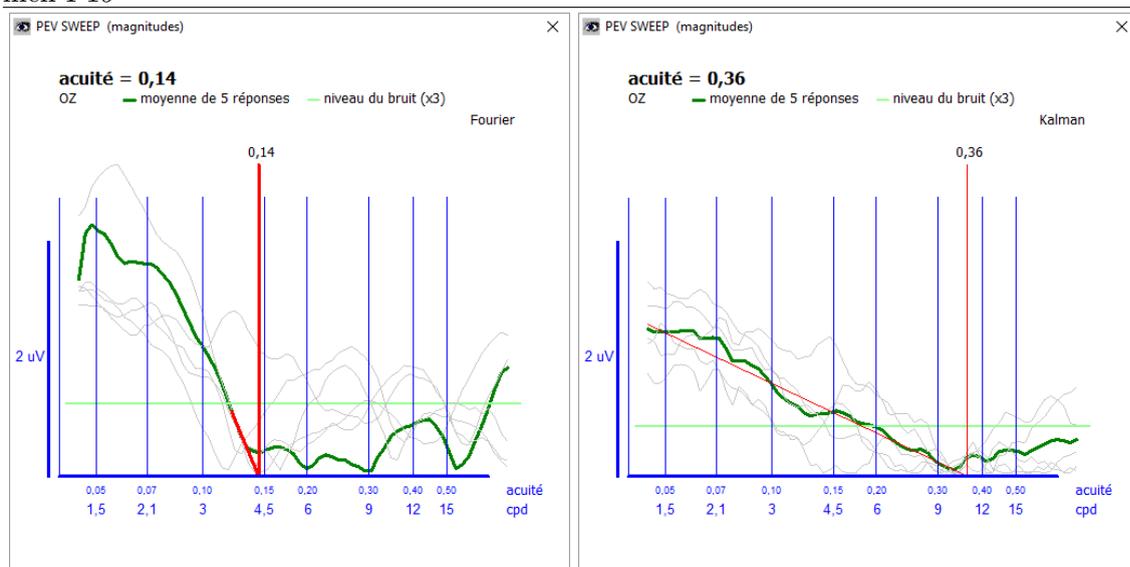


Figure E.20 Comparaison du résultat d'examen sur le *Moniteur Ophtalmologique* : examen P20

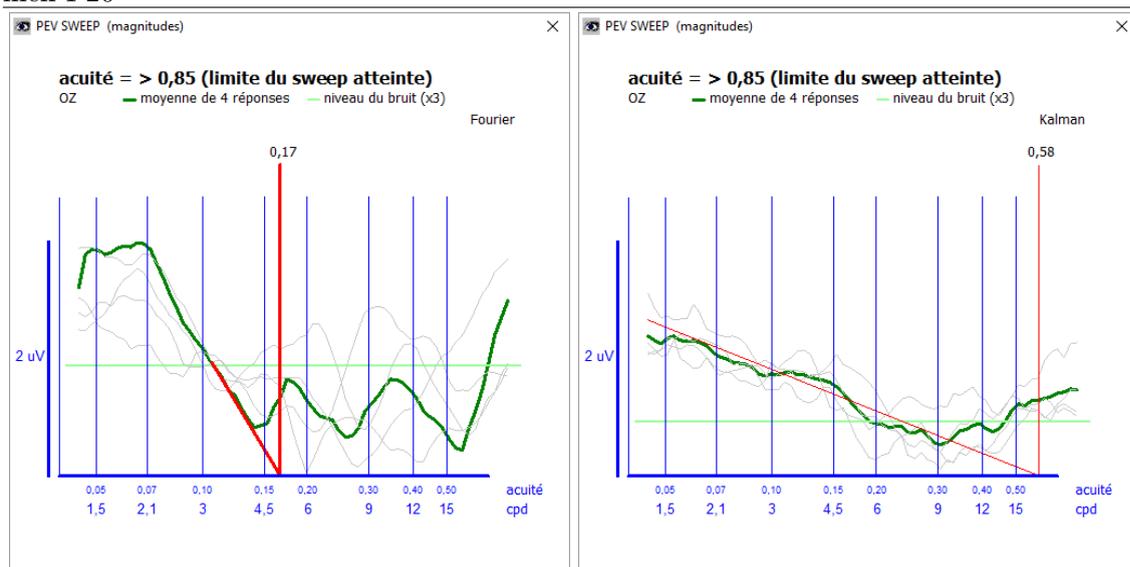


Figure E.21 Comparaison du résultat d'examen sur le *Moniteur Ophtalmologique* : examen P21

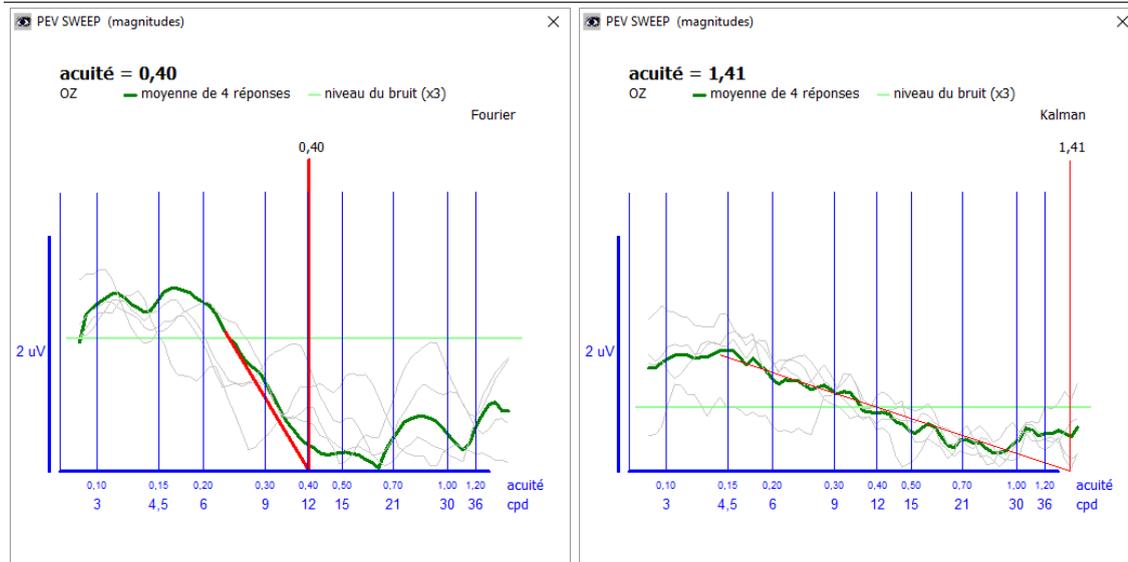


Figure E.22 Comparaison du résultat d'examen sur le *Moniteur Ophtalmologique* : examen P22

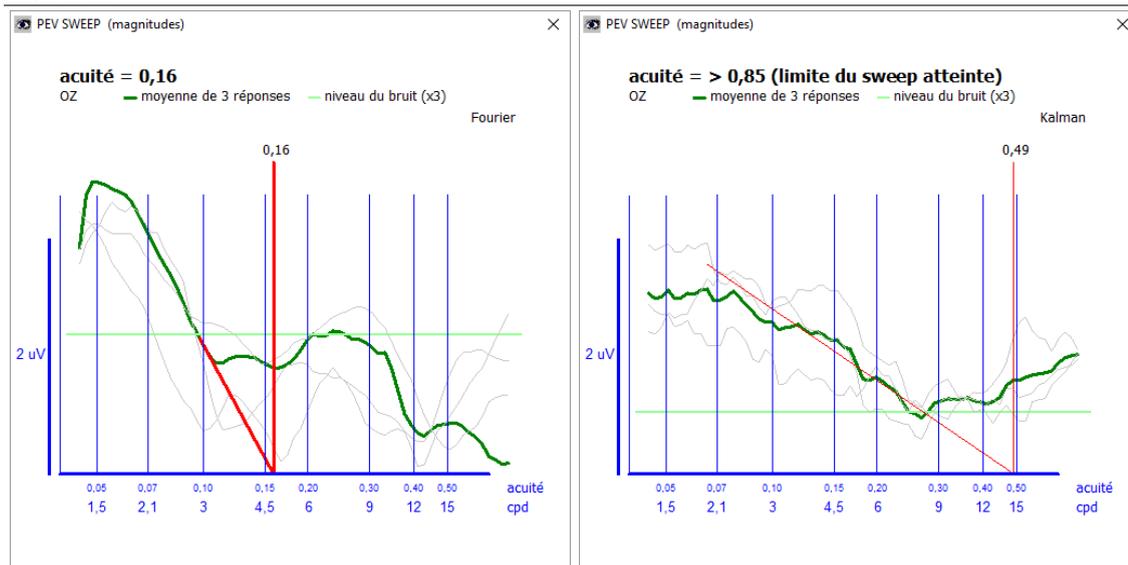


Figure E.23 Comparaison du résultat d'examen sur le *Moniteur Ophtalmologique* : examen P23

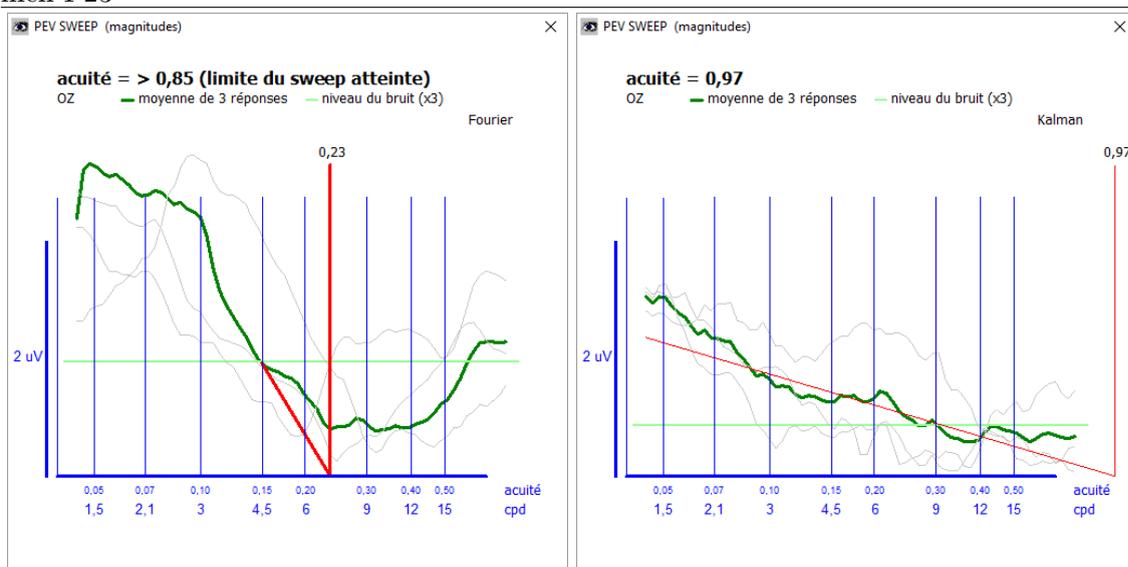


Figure E.24 Comparaison du résultat d'examen sur le *Moniteur Ophtalmologique* : examen V24

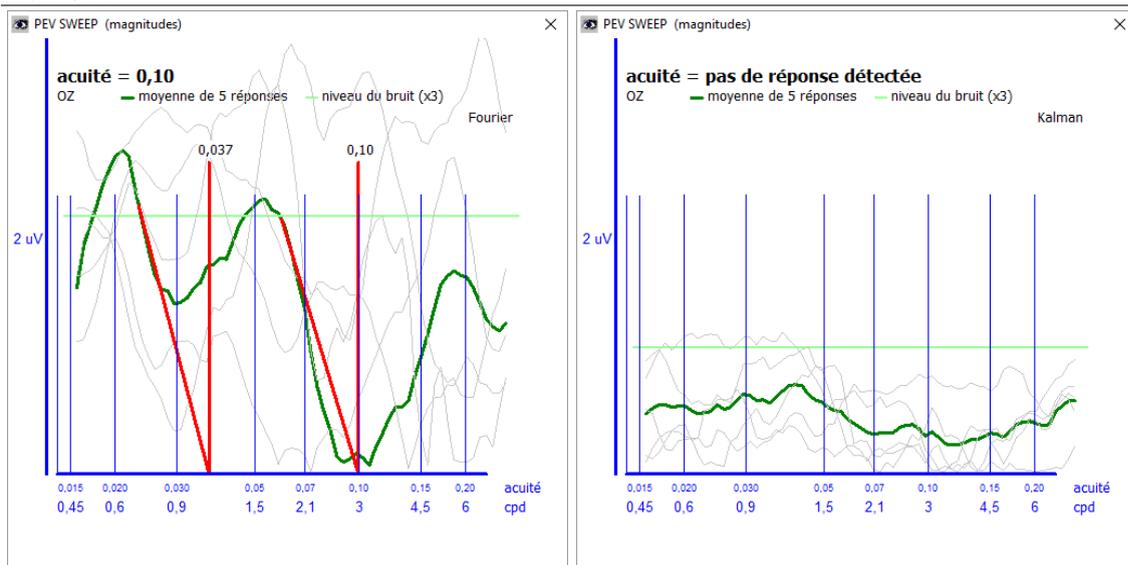


Figure E.25 Comparaison du résultat d'examen sur le *Moniteur Ophtalmologique* : examen V25

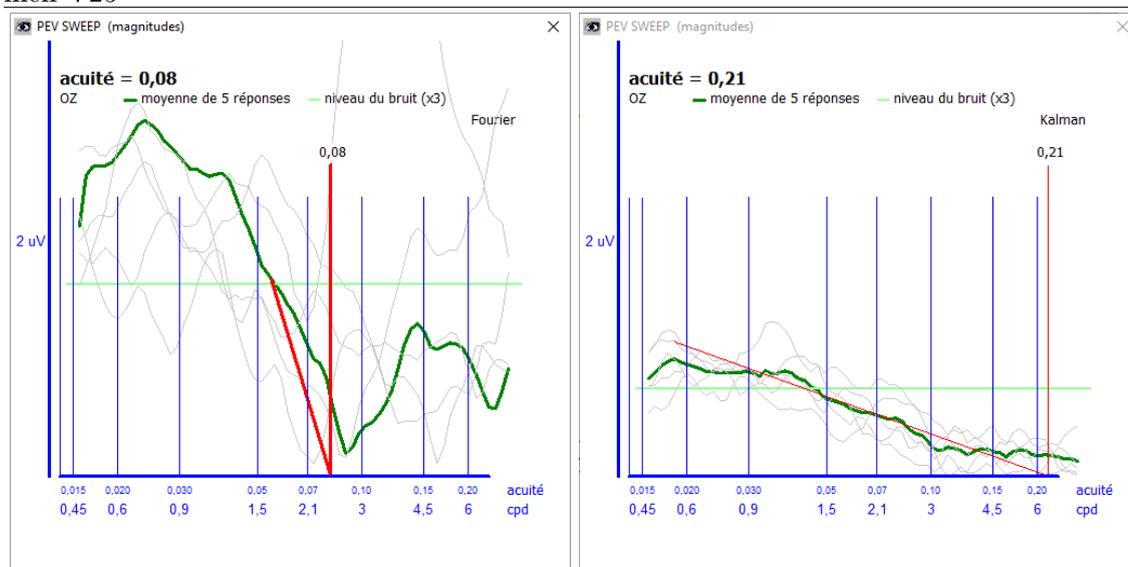


Figure E.26 Comparaison du résultat d'examen sur le *Moniteur Ophtalmologique* : examen V26

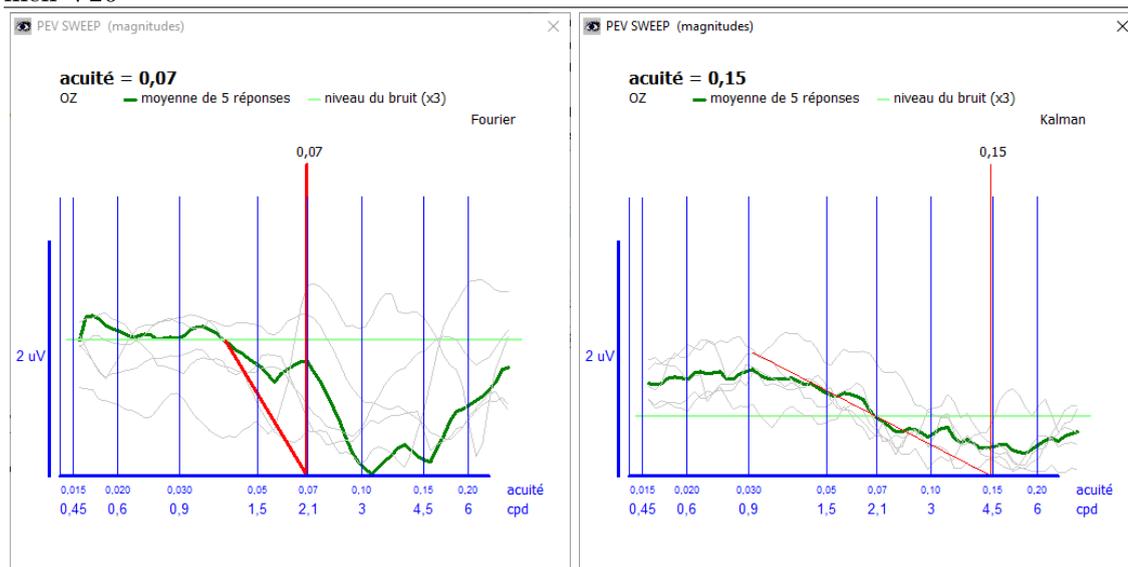


Figure E.27 Comparaison du résultat d'examen sur le *Moniteur Ophtalmologique* : examen V27

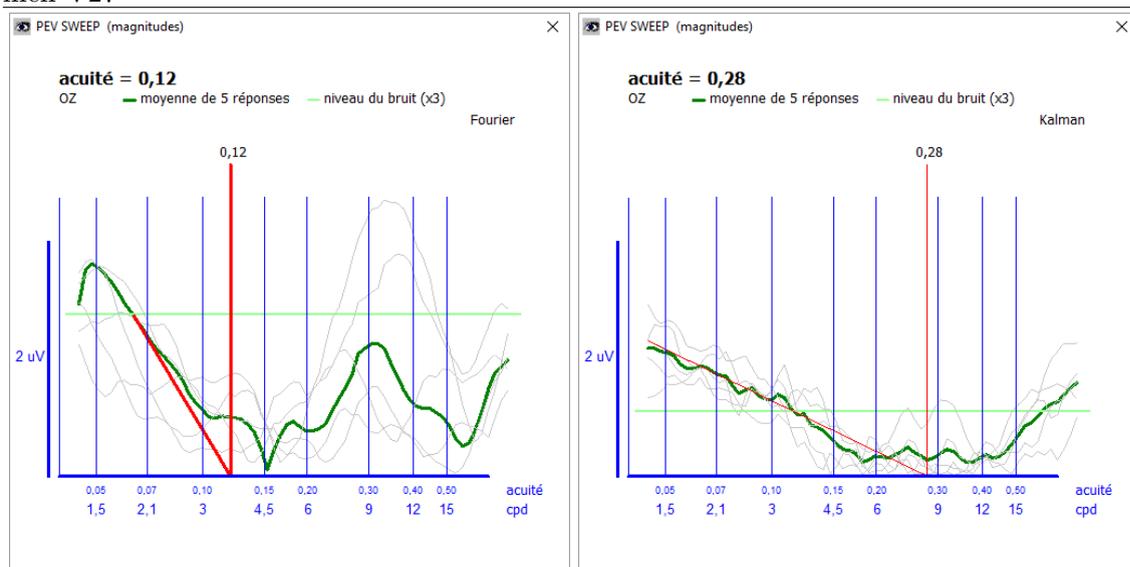


Figure E.28 Comparaison du résultat d'examen sur le *Moniteur Ophtalmologique* : examen V28

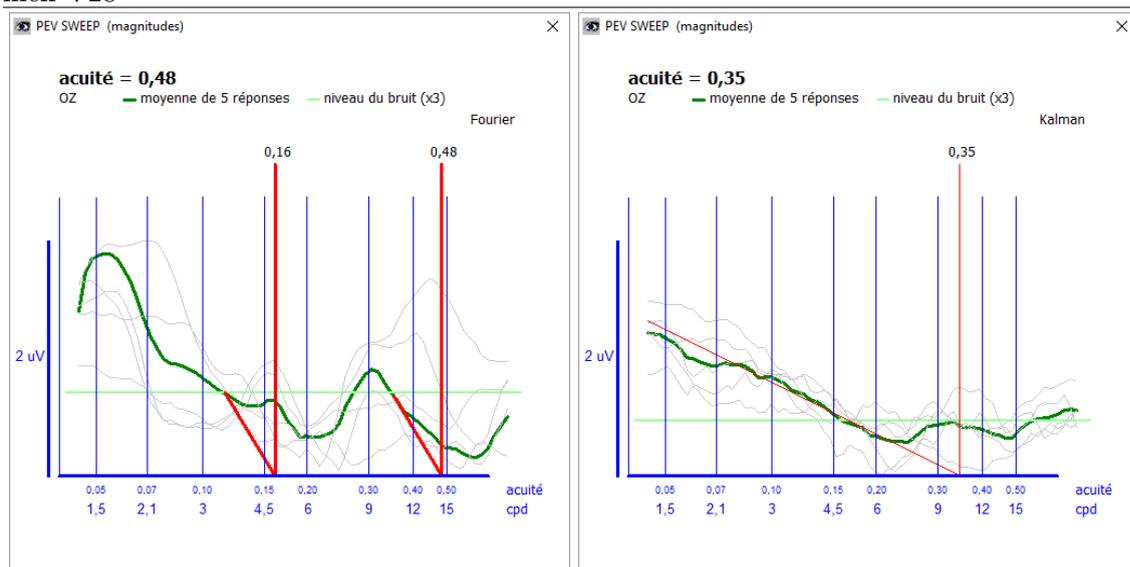


Figure E.29 Comparaison du résultat d'examen sur le *Moniteur Ophtalmologique* : examen V29

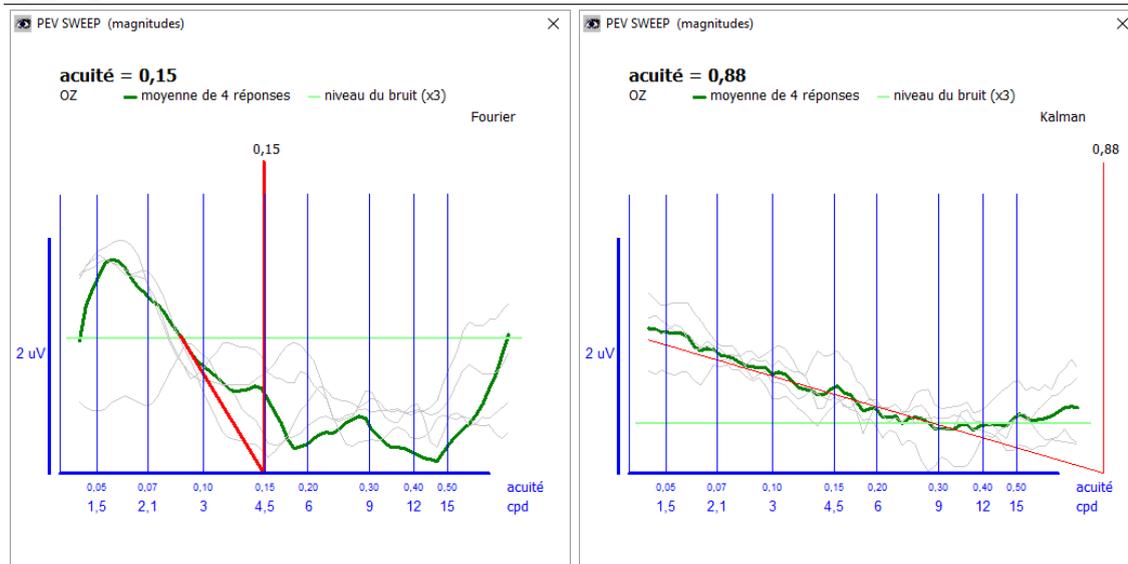
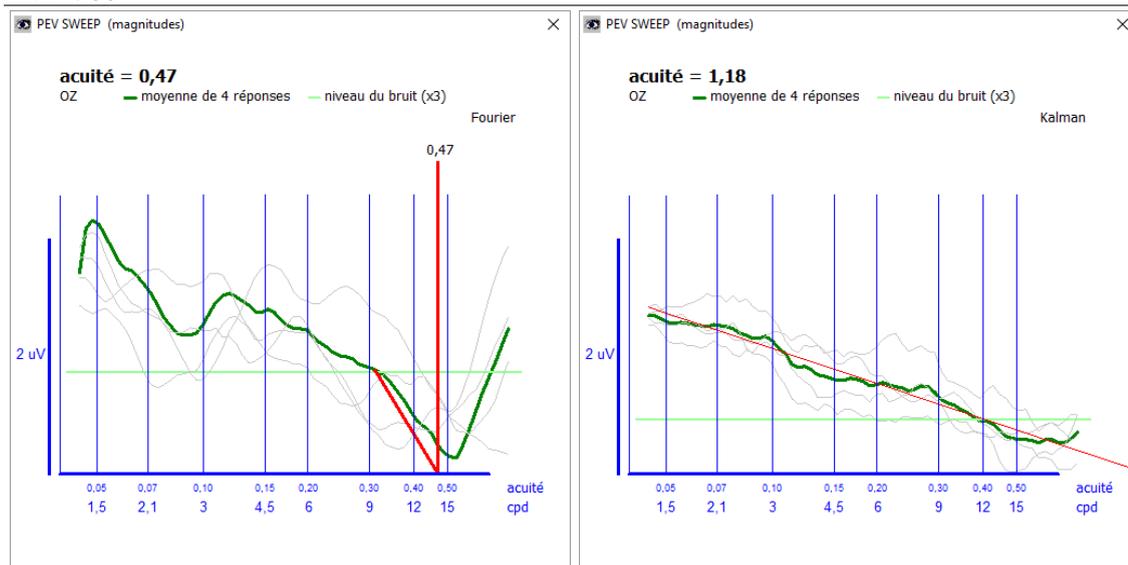


Figure E.30 Comparaison du résultat d'examen sur le *Moniteur Ophtalmologique* : examen V30



Nouvelle méthode de traitement des potentiels évoqués visuels pour l'estimation de l'acuité visuelle chez le jeune enfant

Résumé : L'examen *PEV* (*Potentiel Évoqué Visuel*) avec stimulation par balayage de fréquence spatiale est reconnu pour l'estimation de l'acuité visuelle (AV) chez le jeune enfant en raison de son objectivité et de sa faible durée d'examen. Néanmoins, plusieurs études ont souligné la variabilité des réponses et pour certains cas, des atténuations à certaines fréquences spatiales. Dans cette thèse, nous démontrons la relation entre la phase du signal et ces atténuations lorsque la transformée de Fourier à court terme (*TFCT*) est utilisée. Nous présentons une nouvelle méthode de traitement du signal qui prend en compte les variations de phase, basée sur la transformée en ondelettes discrète stationnaire (*TODS*) pour le débruiter le signal et sur le filtre de Kalman étendu (*FKE*) pour l'estimer la réponse du système visuel. La nouvelle méthode est testée sur deux ensembles d'examens. Le premier provient du CHRU de Lille et le second de notre laboratoire. La *TODS* améliore le rapport signal sur bruit de 10.9 dB en moyenne (IC_{95} [6.3, 15.6]) et réduit les artéfacts dus aux clignements et aux mouvements. Le *FKE* permet une estimation de la réponse du système visuel plus précise. Grâce à la prise en compte de la phase du signal, la forme de la réponse présente moins de variations. La dispersion entre les balayages est divisée par 1.4 en comparaison à la méthode actuelle. La corrélation entre l'AV ETDRS et l'estimation de l'acuité visuelle de la nouvelle méthode est meilleure (indice de Spearman=0.71, valeur-p=6.9 10^{-5} , écart-type=0.26 logMAR) que celle de la méthode actuelle (indice de Spearman=0.57, valeur-p=1.1 10^{-3} , écart-type=0.45 logMAR).

Mots-clés : électrophysiologie, enfants, acuité visuelle, ondelettes, transformée de Fourier, filtre de Kalman

New signal processing method of visual evoked potentials for visual acuity assessment in infants

Abstract : Sweep VEP (visual evoked potentials) is known to be a valuable exam to estimate visual acuity (VA) in infants because of its objectivity and its rapidity. Nevertheless, several studies have pointed out the variability of the responses and sometimes attenuations at some spatial frequencies called "notches". In this thesis, we demonstrate a relationship between the phase of the signal and these attenuations when the short-time discrete Fourier transform (STDFT) is used. We introduce a new method of signal processing which takes in account the phase shifting, based on stationary discrete wavelet transform (SDWT) for the denoising and on extended Kalman filtering (EKF) for the estimation of the visual system response. The new method is tested on two sets of exams. The first one comes from the CHRU of Lille and the second one from our laboratory. The SDWT improves the signal to noise ratio on average by 10.9 dB (CI_{95} [6.3, 15.6]) and reduces artefacts caused by blinking or eyes movements. Thanks to the EKF, the estimation of the response of the visual system is more precise. By taking into account the phase of the signal, the shape of the response presents less variations. The dispersion among the sweeps is divided by 1.4 compared to the DSTFT. The correlation between ETDRS VA and the VA estimation of the new method (Spearman's correlation=0.71, p-value=6.9 10^{-5} , root mean squared error (RMSE)=0.26 logMAR) is better than that of the current method (Spearman's correlation=0.57, p-value=1.1 10^{-3} , RMSE=0.45 logMAR).

Keywords : electrophysiology, children, visual acuity, wavelets, Fourier transform, Kalman filter