



**HAL**  
open science

**ANR Tecsan 07 - Epimouv Livrable 1-2-3 Partie CHU  
Caractérisation de la sémiologie motrice des crises  
épileptiques dans une unité d'épileptologie. Second  
système d'acquisition en clinique Logiciel de  
caractérisation des crises et Rapport d'évaluation.  
Guillaume Jean-Paul Claude Becq, Philippe Kahane, Lorella Minotti**

► **To cite this version:**

Guillaume Jean-Paul Claude Becq, Philippe Kahane, Lorella Minotti. ANR Tecsan 07 - Epimouv Livrable 1-2-3 Partie CHU Caractérisation de la sémiologie motrice des crises épileptiques dans une unité d'épileptologie. Second système d'acquisition en clinique Logiciel de caractérisation des crises et Rapport d'évaluation.. [Rapport de recherche] Gipsa-Lab. 2011. hal-00617167

**HAL Id: hal-00617167**

**<https://hal.science/hal-00617167>**

Submitted on 26 Aug 2011

**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.



Open licence - etalab

ANR Tecsan 07 - Epimouv  
Livrable 1-2-3  
Partie CHU

Caractérisation de la sémiologie motrice des crises  
épileptiques dans une unité d'épileptologie.

Second système d'acquisition en clinique  
Logiciel de caractérisation des crises  
et  
Rapport d'évaluation

G. Becq, P. Kahane, L. Minotti

27 juin 2011

# Table des matières

<b>I</b>	<b>Introduction</b>	<b>6</b>
1	Introduction	7
<b>II</b>	<b>Essai Clinique</b>	<b>8</b>
2	Essai Clinique	9
2.1	Installation des appareils en clinique . . . . .	9
2.2	Dossier soumis au comité de protection des personnes . . . . .	9
2.3	Description de la base de données des individus . . . . .	10
2.4	Problèmes rencontrés . . . . .	10
2.5	Epidéo . . . . .	11
<b>III</b>	<b>Caractérisation des manifestations motrices</b>	<b>12</b>
3	Caractérisation des manifestations motrices	13
3.1	Logiciel de relecture et marquage des évènements . . . . .	13
3.2	Description de la base de données des crises . . . . .	13
3.3	Extractions des caractéristiques . . . . .	13
3.3.1	Norme de l'accélération . . . . .	15
3.3.2	Puissances dans une bande de fréquence . . . . .	16
3.3.3	Pic de fréquence . . . . .	17
3.3.4	Entropie . . . . .	17
3.3.5	Analyse en ondelettes . . . . .	17
3.3.6	Normalisation quantile . . . . .	18
3.4	Classification par analyse discriminante . . . . .	21
3.4.1	Problèmes à 5 classes . . . . .	22
3.4.2	Problèmes à 4 classes . . . . .	23
3.4.3	Problèmes à 3 classes . . . . .	25
3.5	Représentation des classifications en motorogrammes . . . . .	26
<b>IV</b>	<b>Détection de crises TC secondairement généralisées</b>	<b>28</b>
4	Détection de crises TC secondairement généralisées	29
4.1	Détection des crises TC secondairement généralisées . . . . .	29
4.2	Evaluation des performances . . . . .	29

<b>V</b>	<b>Conclusion</b>	<b>32</b>
5	Conclusion	33
<b>VI</b>	<b>Annexes</b>	<b>34</b>
<b>A</b>	<b>Calibration et Synchronisation des fichiers</b>	<b>35</b>
A.1	Calibration . . . . .	35
A.1.1	Installation des Tridents dans les chambres . . . . .	35
A.1.2	Calibration . . . . .	35
A.1.3	Influence de la calibration . . . . .	35
A.2	Calibration sous Micromed . . . . .	36
A.2.1	Conversion Trident Micromed . . . . .	36
A.2.2	Conversion Micromed . . . . .	36
A.3	Synchronisation . . . . .	37
A.4	Synchronisation des systèmes Trident et Micromed . . . . .	37
A.4.1	Décalage entre les instants des marqueurs des systèmes . . . . .	37
<b>B</b>	<b>Liste des individus</b>	<b>39</b>
<b>C</b>	<b>Tables de la base de données par des fenêtrages d'une seconde</b>	<b>41</b>
C.1	Liste des évènements par individu . . . . .	41
C.2	Tables de la base de données . . . . .	43
C.3	Liste des individus identiques . . . . .	43
<b>D</b>	<b>Liste des fichiers</b>	<b>46</b>
<b>E</b>	<b>Motorogrammes</b>	<b>52</b>
<b>F</b>	<b>Publications aux journées françaises de l'épilepsie</b>	<b>72</b>
F.1	Dorlin et Boschetti, JFE 2010 . . . . .	72
F.2	Becq et Al., JFE 2010 . . . . .	72
<b>G</b>	<b>Essai clinique et autres publications</b>	<b>74</b>

# Liste des tableaux

2.1	Statistiques de la base de données . . . . .	10
3.1	Classes de manifestations motrices . . . . .	14
3.2	Liste des caractéristiques retenues . . . . .	15
3.3	Probabilités a posteriori et transformations des données . . . . .	18
3.4	Comparaison des résultats des classifieurs . . . . .	23
3.5	Confusion 5C * . . . . .	24
3.6	Confusion 5C HnA . . . . .	24
3.7	Confusion 4C * . . . . .	25
3.8	Confusion 3C * . . . . .	25
3.9	Confusion 3C HnA . . . . .	26
3.10	Analyse des motorogrammes . . . . .	27
4.1	Valeurs des courbes Roc . . . . .	30
B.1	Base de données individus . . . . .	39
C.1	Base de données des crises par individu . . . . .	41
C.2	Statistiques de la base de données évènements sur des fenêtres de 1 s . . . . .	43
C.3	Localisation des capteurs . . . . .	43
C.4	Distribution des données en fonction des fichiers . . . . .	44
C.5	Distribution des données par sujet . . . . .	44
C.6	Distribution des classes . . . . .	44
C.7	Patients identiques . . . . .	45
D.1	Liste des fichiers *.evt de crises . . . . .	46
D.2	Liste des fichiers *.trc de crises . . . . .	48
E.1	Table des motorogrammes . . . . .	52

# Table des figures

3.1	Logiciel de visualisation et de marquage des crises . . . . .	14
3.2	Analyse spectrale vs Rotation . . . . .	16
3.3	Taux de mauvaise classification par caractéristique . . . . .	22
4.1	Courbe ROC . . . . .	30
4.2	AUC en fonction des capteurs . . . . .	31
A.1	Influence de la calibration pour le calcul des valeurs sur Ax, Ay, Az, Mx, My, Mz	36
A.2	Dérive de synchronisation en utilisant l'horodatage Trident . . . . .	37

# Rapport ANR

Ce rapport décrit les 3 livrables réalisés par le CHU au terme du projet Epimouv. Il décrit le travail réalisé par le CHU et l'analyse des données réalisée pour classer les manifestations motrices au cours des crises. A partir de ces classifications, un algorithme pour détecter les crises les plus fréquentes et les plus problématiques, les crises tonico-cloniques secondairement généralisées est proposé et évalué. Une représentation de l'évolution stéréotypiques des classes de manifestations motrices au cours du temps est aussi proposée en fonction des pathologies.

Faits marquants :

01 fév. 2009 Embauche de G.Becq, postdoctorant au CHU.

13 mars 2009 Obtention de l'accord du Comité de Protection des Personnes pour l'essai clinique Capametrin2.

26 juin 2009 Installation du deuxième appareil de mesure Trident.

15 juil. 2009 Inclusion du premier patient.

03 oct. 2010 Démission de G.Becq pour prise de fonction au CNRS, laboratoire Gipsa-lab, en tant qu'Ingénieur de Recherches.

22 oct. 2010 Inclusion du dernier patient.

11 nov. 2010 Présentation aux Journées Françaises de l'Epilepsie [7, 6].

22 nov. 2010 Restitution au CEA/Leti des systèmes Trident.

01 jan. 2011 Publication d'un article dans la revue internationale Computers in Biology and Medicine [5].

15 juin 2011 Diffusion du rapport.

# Première partie

## Introduction



# Chapitre 1

## Introduction

Le compte rendu s'articule autour des 3 points du projet Epimouv correspondant au WP4 :

- la constitution de la base de donnée au CHU de Grenoble,
- l'analyse des manifestations motrices,
- la détection de crises.

La constitution de la base de données a nécessité la mise en place d'un essai clinique soumis à un comité de protection des personnes. Les éléments nécessaires à l'expérimentation ont été mis en place au CHU. L'acquisition s'est parfaitement déroulée grâce au travail des infirmières et à leur formation vis à vis de cet essai. Ceci a permis d'enregistrer 50 patients. 98 crises ont été générées par ces patients. 30 crises ont présenté des manifestations motrices d'intérêts. Un essai suivant le schéma du WP2 a été mis en place mais n'a pas fourni de résultats, en partie par la non robustesse des capteurs sans fil utilisés ou des logiciels implantés. Nécessitant un travail supplémentaire trop important et déviant trop des dispositions initiales, les différents partenaires n'ont pas voulu poursuivre dans cette voie.

Une analyse de la nouvelle base de données adjointe aux anciennes a permis de faire ressortir des caractéristiques des signaux au cours des manifestations motrices épileptiques. Des classificateurs ont été évalués et présentés au cours des réunions d'équipe, dans des journaux, ou dans des conférences nationales, et permettent d'obtenir des performances variant suivant le nombre de classes retenues. Ils indiquent des performances appréciables de l'ordre de 25% de mauvaises classification pour un problème à 4 classes. L'analyse des résultats précise les difficultés rencontrées lors de l'utilisation des composantes spectrales du signal. On remarque une dispersion des caractéristiques en fonction des classes mise en évidence par la machine : les épisodes sans mouvements (N), les automatismes (A), les manifestations toniques (T) et celles tonico-cloniques (TC) ont des bandes spectrales qui se recoupent : N (3 - 6.9 Hz, 4.7)(interquartile, mediane), A (0.2 - 2.9 Hz, 1), T (0.2 - 0.4 Hz, 0.2), TC (1.8 - 5.5 Hz, 3). Il y a donc partage de certaines bandes de fréquences suivant plusieurs classes lorsqu'on se base sur la décomposition proposée par les expert. L'ambiguïté des classes n'est pas levée par une approche multidimensionnelle. Cette étude montre que la méthode utilisée pour la classification en manifestations motrices reste donc limitée. Elle pourrait être améliorée en considérant des sous classes de mouvements observées au cours des épilepsies, en particulier lors des épisodes tonico cloniques (travail à approfondir). Les classifications obtenues ont permis de proposer des représentations sous la forme de motorogrammes qui permettent de suivre l'évolution spatio temporelle et les concordances avec l'expert.

Nous avons proposé une détection simple des crises tonico-cloniques secondairement généralisées, reposant sur un classifieur entraîné à partir d'une décomposition en trois classes sur une caractéristique d'entropie de la norme de l'accélération. Une détection en 5 s avec 1 capteur montre qu'une sensibilité de 94% pour une spécificité de 84% sont obtenues sur la base de données collectées.

Deuxième partie

Essai Clinique

# Chapitre 2

## Essai Clinique

### 2.1 Installation des appareils en clinique

Le recueil des données a été réalisé au moyen de deux systèmes de mesures de données. L'un correspond aux données électroencéphalographiques (EEG) - vidéo, l'autre aux données accélérométriques et magnétométriques (3A3M). Le premier correspond au système de mesures EEG-vidéo du laboratoire de neurophysiopathologie de l'épilepsie du CHU de Grenoble (LNPPE) qui permet d'enregistrer des données EEG et des données vidéo synchronisées. C'est un système Brain Quick 98 développé par la société Micromed SARL désigné par la suite système Micromed. Le second système correspond à une chaîne de mesure développée par le CEA/Leti pour la capture des données accélérométriques et magnétométriques tri axes. Le système s'appelle Trident. Le système Trident est cadencé aux alentours de  $46\text{ Hz}$ . et reçoit un signal extérieur via une sortie Micromed pour enregistrer un marqueur disponible pour la synchronisation des systèmes. Trois capteurs accélérométriques et magnétométriques tri axes (X, Y et Z) sont reliés par liaisons filaires au système Trident. Dans notre étude, ces capteurs ont été positionnés ainsi : un sur le poignet droit dit aussi membre supérieur gauche (MSG, capteur 1), un sur le poignet droit dit aussi membre supérieur droit (MSD, capteur 2), et un sur la tête (T, capteur 3).

Au cours des essais cliniques précédents, un système Trident a été installé dans une chambre et laissé en place pour continuation. Pour la nouvelle étude, un second système a été mis en place dans la seconde chambre non équipée. La mise en place des systèmes Trident à l'hôpital a été finalisée le 26/06/2009, après fourniture des systèmes par le CEA (mis en conformité CE au 12/06/2009).

A la fin de l'essai clinique, les deux systèmes Trident ont été désinstallés et restitués au CEA/Leti le 22/11/2010.

### 2.2 Dossier soumis au comité de protection des personnes

Un dossier Capametric2, joint en annexe, a été soumis au promoteur, la Délégation à la Recherche Clinique et à l'Innovation (DRCI), le 29/12/2008 qui lui a attribué les références Promotion CHU de Grenoble 0905 n°2009-A00196-51, en vue d'une soumission au Comité de protection des personnes (CPP) [10]. Le dossier a été soumis en première commission le 11/03/2009. L'accord a été donné le 13/05/2009. L'agence française de sécurité sanitaire des produits de santé (AFSSAPS) a donné son accord le 08/04/2009. La conformité des systèmes a été validée par le CEA le 12/06/2009. L'inclusion du premier sujet a été effectuée le 15/07/2009. La clôture a été réalisée au 22/10/2010. Un rapport final est à rendre à la DRCI dans un délai d'un an, soit le 22/10/2011. L'expérimentation a été saisie dans le système international d'enregistrements de protocoles Clinical Trials : <http://www.clinicaltrials.gov> qui lui a donné

TABLE 2.1 – Statistiques de la base de données. Les bases de données correspondent aux périodes de collecte suivantes : DB0 2005-2006, DB1 2006-2007, DB2 2009-2010, DBx =  $\cup_i$  DBi.

	DB0	DB1	DB2	DBx
Age				
moyenne	24.11	26.28	28	26.83
écart-type	10.84	9.5	12.15	11.36
min	8	12	6	6
max	45	47	59	59
médiane	21	23.5	26.5	25.5
Homme	6	6	30	42
Femme	12	12	20	44
N	18	18	50	86

l'identifiant NCT01025401.

Le travail du personnel infirmier pour le recueil des données a été présenté aux Journées Françaises de l'Epilepsie [7].

## 2.3 Description de la base de données des individus

Durant la période de l'essai clinique du 13/05/2009 au 22/10/2010, 50 sujets ont participé à l'étude. 98 crises ont été enregistrées : 68 (-) ne sont pas intéressantes pour notre étude (sensations de crises sans manifestations motrices, peu de manifestations motrices, manifestations psychogènes) et 30 (+) sont d'intérêts. Deux bases de données anciennes collectées en 2005-2006 (DB0) et 2006-2007 (DB1) ont été adjointes à cette nouvelle base de données (DB2). Elles contiennent respectivement 18 sujets, 28 crises (13 -, 15 +) et 18 sujets, 42 crises (34-, 8+). Au final, DB0 contient 15 crises, DB1, 8 crises et DB2 30 crises. La frontière entre les crises d'intérêt ou non peut varier. Une description des critères est donnée en Annexe table D.2.

Une description des 86 individus et de leur pathologie est proposée table B.1. Il y a autant d'hommes (42) que de femmes (44). Les âges sont répartis  $27 \pm 11$  ( $m, s$ )<sup>1</sup> entre 6 et 59 ans. La latéralisation (Gauche G, Droite D, bilatérale \*) des crises est équilibrée : 17 G, 22 D, 11 \* et 36 restent indéterminées (?). Une analyse de la population des bases de données est proposée table. 2.1. Ces données indiquent que la population de la base de données est équilibrée en hommes et femmes, en latéralisation, et en âge.

Pour chaque individu, les fichiers Micromed et Trident ont été fusionnés. Les problèmes soulevés par cette fusion sont énoncés dans le paragraphe suivant et ont pris beaucoup de temps sur l'analyse des données.

## 2.4 Problèmes rencontrés

Au cours de la constitution de la base de données, plusieurs problèmes ont été rencontrés :

- Perte de temps compte tenu de l'instabilité des fréquences d'acquisition des systèmes annoncés à 46 Hz par le CEA-Leti et variant au cours de l'enregistrement (45.9 – 46.1 Hz). Un rapport a été proposé concernant cette problématique [3]. La méthode de synchronisation retenue est expliquée en annexe A.1.
- Capteurs hors services suite à la déconnection de fils à l'intérieur des capteurs qui nuisent à la qualité des données (difficilement visible à l'oeil nu).

---

1.  $m$  moyenne empirique,  $s$  écart-type empirique

- Le passage par un seul système d’acquisition aurait fait gagner du temps ( $> 15$  min par enregistrement au moins et 6 mois de diagnostic, débogage et recherche de solutions pour synchroniser les systèmes). Ceci aurait aussi permis d’améliorer la qualité des données en particulier pour se rendre compte en cours d’acquisition de la visualisation des données non disponibles avec le logiciel CEA. Les capteurs avec anomalies auraient pu être détectés plus rapidement en particulier par le tracé de graphiques dans le logiciel CEA comme nous avons proposé, mais non pris en compte.

## 2.5 Epidéo

Un essai clinique de 6 mois a été conduit sur le couplage Epidéo (système d’acquisition vidéo avec sauvegarde avant et après la crise) - Epilog (Capteurs de mouvement sans fils) suivant les spécificités du WP2 [1, 9, 2]. Cet essai n’a pas été concluant pour le CHU qui n’a pas obtenu de données pertinentes pour la caractérisation des crises.

L’étude clinique Epidéo-Epilog a fait ressortir des dysfonctionnements matériels, logiciels ou d’utilisation à l’hôpital qui pourraient être corrigés ou exploités. Sur les 10 patients enregistrés, 7 n’ont pas généré de crises au cours de leur hospitalisation. Pour les 3 restants, nous avons observé 1 vrai positif, 4 faux négatifs et 8 faux positifs en utilisant le système de détection développé par le CEA-Leti. Les signaux enregistrés n’ont pas contribué à améliorer le système de détection de crises, néanmoins la mise en pratique a permis de faire ressortir des points limitants pour l’utilisation en foyer (constante de temps pour la détection, gestion des alarmes).

Troisième partie

Caractérisation des manifestations  
motrices

# Chapitre 3

## Caractérisation des manifestations motrices

### 3.1 Logiciel de relecture et marquage des événements

L'analyse des crises a nécessité la mise en place d'un logiciel de relecture et d'analyse des signaux synchronisés. Ce logiciel a été déposé sur le site Mathworks pour être accessible à une communauté d'utilisateurs sous licence BSD [4]. Le logiciel permet de gérer visuellement les faibles décalages de synchronisation ( $\leq 1s$ ) lors de l'analyse des mouvements et permet de marquer précisément les débuts et fins des manifestations motrices. Grâce à ce logiciel réalisé sous Matlab, chaque crise a été décomposée en événements tels que présentés dans l'article paru dans le journal *Computers in Biology and Medicine* [5] et joint en annexe. La saisie informatique de ces événements permet en outre de retrouver facilement les données lors d'un traitement informatisé.

### 3.2 Description de la base de données des crises

Les fichiers ont été analysés par Guillaume Becq puis revus en présence des médecins Lorella Minotti ou Philippe Kahane pour corrections. L'analyse conduit à ne retenir que les crises d'intérêt et éliminer celles au cours desquelles peu de manifestations motrices sont observées. Dans la suite de l'étude nous avons travaillé avec les résultats de l'analyse qui sont présentés dans la table Tab. C.1.

Les classes retenues sont présentées Tab. 3.1. Les sous classes V, HT, C et ATF, utilisées lors du marquage des crises, ont été considérées comme T, T, TC et O respectivement, lors de l'analyse automatique.

### 3.3 Extractions des caractéristiques

Des caractéristiques ont été extraites sur des fenêtres de 1 ou 4 s. La liste des caractéristiques retenues est donnée Tab. 3.2.

Pour chaque fenêtre au cours d'une crise, une classe a été attribuée suivant l'évènement observée en observant au mieux sur la vidéo les manifestations motrices. Seuls les événements propres, ne contenant qu'une seule classe et non artéfactés, ont été conservés pour la classification. Cela conduit aux répartitions des données présentées Tab. C.1 pour des épisodes de 1 s.

Pour chaque crise, les données contenues dans l'intervalle temporel 300 s avant le début de la crise marquée à partir de l'EEG ( $t_0$ ) et 300 s après la fin de la crise ( $t_2$ ) ont été retenues. 2

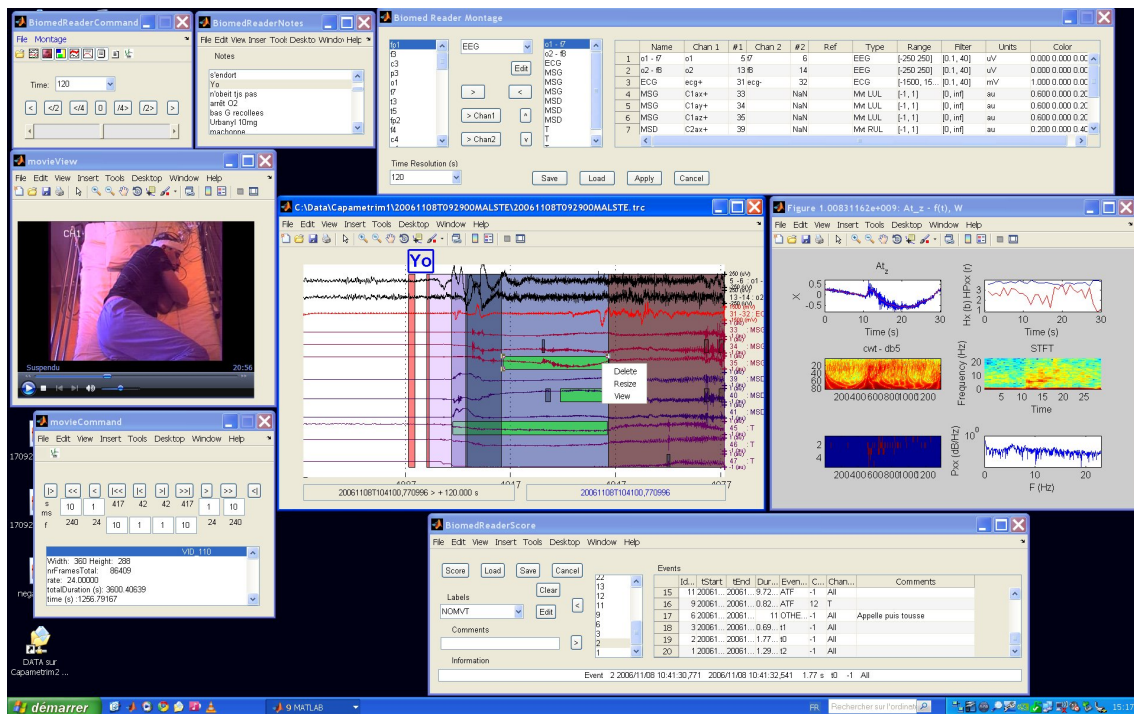


FIGURE 3.1 – Logiciel de visualisation et de marquage des évènements développé sous Matlab.

TABLE 3.1 – Classes de manifestations motrices et notations retenues.

Abbréviations	Manifestations
N, NOMVT	Pas de mouvements
A, AUTO	Automatismes
T, TONIC	Manifestations Toniques
	V, VERSIF
	M. versives
	HT
	M. hyper toniques
TC	M. tonico cloniques
	C, CLONIC
	M. cloniques
H, HM, HYPER	M. hypermotrices
O, OTHERS	Autres manifestations motrices
	non pathologiques ou complexes
	ATF
	Artefacts
NaN	non scorés



TABLE 3.2 – Liste des caractéristiques retenues

1	mnA	moyenne $\ \vec{A}\ $
2	snA	écart-type $\ \vec{A}\ $
3	HnA	entropie $\ \vec{A}\ $
4	PxxA	Puissance spectrale totale maximale sur Ax, Ay ou Az
5	0-1	Puissance absolue maximale dans la bande [0, 1] Hz
6	1-2	– [1, 2]
7	2-3	– [2, 3]
8	3-4	– [3, 4]
9	4-5	– [4, 5]
10	5-13	– [5, 13]
11	13-23	– [13, 23]
12	r0-1	Puissance relative maximale dans la bande [0, 1] Hz
13	r1-2	– [1, 2]
14	r2-3	– [2, 3]
15	r3-4	– [3, 4]
16	r4-5	– [4, 5]
17	r5-13	– [5, 13]
18	r13-23	– [13, 23]
19	1-5	Puissance absolue maximale dans la bande [1, 5] Hz
20	r1-5	Puissance relative maximale dans la bande [1, 5]
21	pFAy	Fréquence du pic de puissance sur Ay
22	PpFAy	Puissance spectrale de la fréquence du pic

crises successives ont été dupliquées deux fois par cette méthode (GENMEL 20060405T142736 et 20060405T142813) générant deux doublons de crises dans la base de données.

Nous nous sommes principalement intéressés aux caractéristiques fréquentielles qui ressortent lors de la visualisation des manifestations motrices. Pour cela, nous avons calculés des puissances dans des bandes de fréquences : 0-1, 1-2, 2-3, 3-4, 4-5, 5-13, 13-23, 1-5 Hz. Ceci a été réalisé en vue de déterminer les bandes de fréquences les plus discriminantes pour chaque classe de manifestation motrice.

Une observation simple montre que l’analyse fréquentielle réalisée sur les signaux de rotations calculés par la méthode 3A3M présentée dans [5] ne permet pas de retrouver les bonnes caractéristiques des signaux alors que la seule utilisation des signaux accélérométriques le permet. L’exemple présenté Fig. 3.3 met en évidence la différence des spectres calculés à partir des signaux de rotation et des signaux accélérométriques. L’exemple montre également que la valeur maximale du spectre de puissance sur les 3 composantes correspond à la composante la plus fiable.

### 3.3.1 Norme de l’accélération

La norme de l’accélération est une variable aléatoire souvent étudiée lors de l’utilisation de capteurs accélérométriques triaxiaux [8]. Elle se calcule suivant :

$$nA^2(t) = \sum_{i \in \{x,y,z\}} A_i^2(t) \quad (3.1)$$

La moyenne et l’écart-type empirique de cette variable aléatoire sur une fenêtre de durée fixée sont retenus :

$$\begin{aligned} mnA &= \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N nA(i) \\ snA^2 &= \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (nA(i) - mnA)^2 \end{aligned} \quad (3.2)$$

Lorsque le signal est au repos et si le capteur est bien calibré on a  $mnA = 1$  qui correspond à la norme de l’accélération de la pesanteur et  $snA$  nul car il n’y a pas de mouvement.

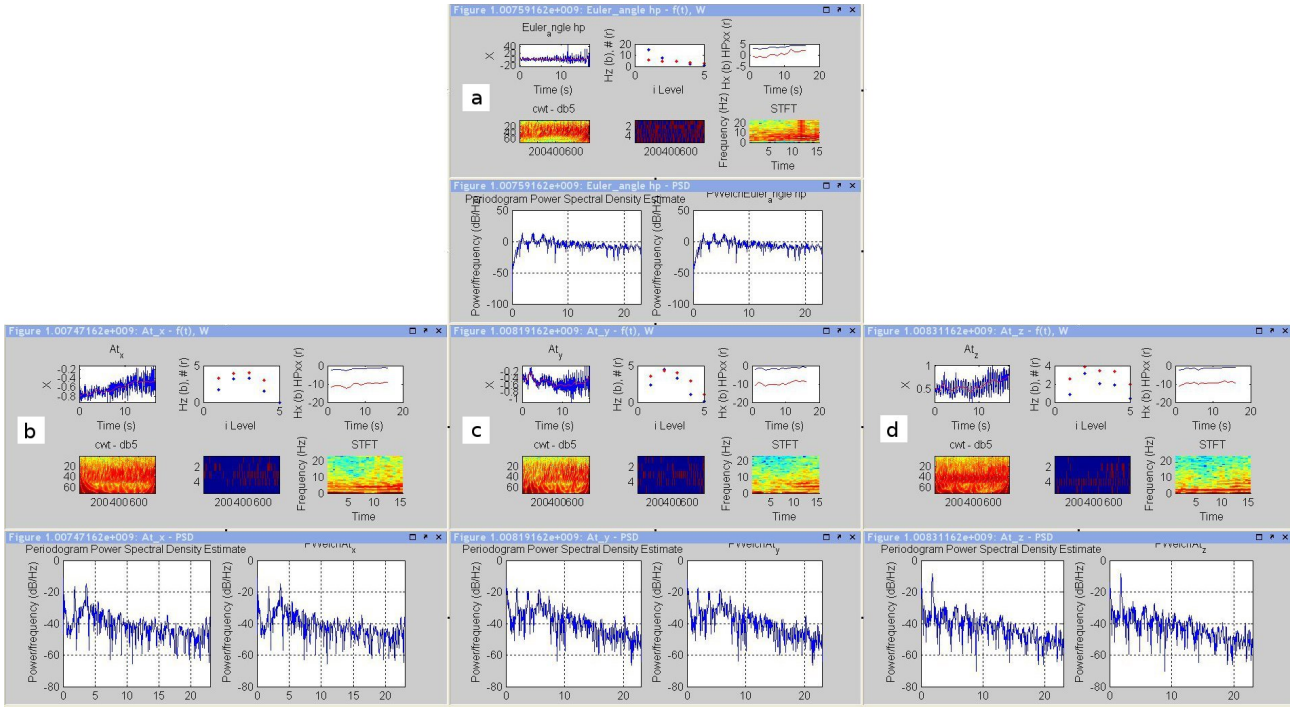


FIGURE 3.2 – Exemple d'analyses spectrales réalisées a) sur le signal de rotation tel que calculé dans [5], b – d) sur les signaux accélérométriques  $A_x$  (b)  $A_y$  (c) et  $A_z$  (d). Seul sur le signal  $A_z$  (d), la composante pure à 2 Hz ressort correctement et correspond à la fréquence de l'automatisme telle qu'observée sur la vidéo. Le spectre de puissance pour cette fréquence est alors maximal sur  $A_z$ .

### 3.3.2 Puissances dans une bande de fréquence

La densité spectrale de puissance du signal  $x = x_1 \cdots x_N$  pour la fréquence  $f_i$  est calculée par une méthode du périodogramme selon :

$$p_{xx}(f_i) = \frac{1}{F_s N} \left| \sum_{k=1}^N x_k \exp(-j(2\pi \frac{f_i}{F_s} k)) \right|^2 \quad (3.3)$$

Avec  $N = 1024$  points, fenêtre rectangulaire et bourrage de zéros (zero padding). La puissance absolue dans la bande de fréquence  $[f_i, f_j]$  est alors :

$$P_{xx,abs}([f_i, f_j]) = (f_j - f_i) \sum_{k=i}^{j-1} p_{xx}(f_k) \quad (3.4)$$

La puissance totale s'écrit :

$$P_{xx,tot} = (F_s/2) \sum_{i=1}^N p_{xx}(f_i) = P_{xx,abs}([0, F_s/2]) \quad (3.5)$$

La puissance relative dans une bande de fréquence est :

$$P_{xx,rel}([f_i, f_j]) = \sum_{k=i}^{j-1} P_{xx}(f_k) / P_{xx,tot} \quad (3.6)$$

### 3.3.3 Pic de fréquence

Une estimation du pic de fréquence sur la composante  $A_y$  du signal accélérométrique, pour chaque fenêtre a aussi été calculée suivant :

$$pFAy = \arg \max_{f_i} (P_{xx}(f_i)) \quad (3.7)$$

La valeur de la puissance PpFAy pour cette valeur de fréquence a aussi été retenue.

### 3.3.4 Entropie

Soit  $r = x_{max} - x_{min}$  l'étendue du signal (range) et  $\epsilon_b$  l'étendue du bruit. On requantifie le signal sur  $Q$  niveaux tels que :  $Q = r/\epsilon_b$ . Dans notre cas, pour la norme  $nA$  :  $\epsilon_b \approx 0.01 g$  et  $[x_{min}, x_{max}] = [0, 1.7\sqrt{3}] g$ . Ceci donne  $Q \approx 300$ . L'objectif de cette requantification permet de ne pas considérer un niveau pour chaque nouvel échantillon prenant une nouvelle valeur du signal, mais permet de classer les échantillons en considérant des niveaux plus larges déterminés en fonction du bruit observé. Ainsi, si il n'y a pas de mouvement sur la fenêtre d'observation, on obtiendra une entropie faible, voire nulle si le signal reste dans un seul niveau. Chaque niveau est alors défini sur l'intervalle :

$$q(i) = [x_{min} + (i - 1) \epsilon_b, x_{min} + i \epsilon_b] \quad (3.8)$$

pour  $i \in [1, Q]$ . On compte alors les éléments de l'échantillon dans chaque intervalle :

$$n(i) = \sum_j \mathbf{1}_{q(i)}(x(j)) \quad (3.9)$$

avec  $\mathbf{1}_{q(i)}$  fonction indicatrice d'appartenance à  $q(i)$ . La fréquence dans cet intervalle, qui donne une estimation de la densité de probabilité de  $x$  est alors :

$$p(i) = n(i)/N \quad (3.10)$$

L'entropie d'un niveau est alors :

$$\begin{aligned} h(i) &= p(i) \log_2(p(i)) \quad si \quad p(i) > 0 \\ &= 0 \quad si \quad p(i) = 0 \end{aligned} \quad (3.11)$$

Dont la somme donne l'entropie :

$$H = \sum_i h(i) \quad (3.12)$$

Pour cette étude, on a utilisée la caractéristique  $HnA = H(||\vec{A}(t)||)$  sur la fenêtre d'analyse.

### 3.3.5 Analyse en ondelettes

Les travaux de Niejsen [11] indiquent qu'une analyse en ondelette pourrait être pertinente. Nous n'avons pas mis en évidence l'intérêt d'une telle analyse. Une analyse en ondelette avec une décomposition sur des ondelettes de type Daubechies d'ordre 5 telle qu'indiquée dans Niejsen a été réalisée. Un exemple de décomposition des mouvements avec des ondelettes est proposé Fig. 3.3. Nous avons testé le nombre de valeurs dépassant un seuil dans des bandes d'ondelettes avec un seuil fixé empiriquement comme caractéristique. Cette caractéristique devient pertinente pour une fenêtre d'analyse de longue durée ( $> 10 s$ ) mais n'est pas intéressant pour des fenêtres de 1 à 4 s retenues dans ce rapport.

### 3.3.6 Normalisation quantile

Les premiers résultats tels que ceux présentés Fig. 3.3 indiquent que les caractéristiques fréquentielles ne ressortent pas par analyse discriminante. L'observation de la distribution de ces variables montre des comportements voisins des lois gamma pour les puissances absolues (somme de lois de puissance), ou de lois beta (rapport et complémentarité des variables).

Afin de comparer aux mieux les données nous avons retenu une transformation vers une loi uniforme par le biais de l'estimation de la fonction quantile obtenue à partir des distributions empiriques des statistiques d'ordre. Soit  $F(x)$  la fonction de répartition associée à la variable aléatoire  $X$  :

$$F(x) = \text{Proba}\{X \leq x\} = u \quad (3.13)$$

avec  $u \in [0, 1]$  On utilise une transformation des données  $g$  telle que :

$$y = g(x) = G^{-1}(u) = G^{-1}(F(x)) \quad (3.14)$$

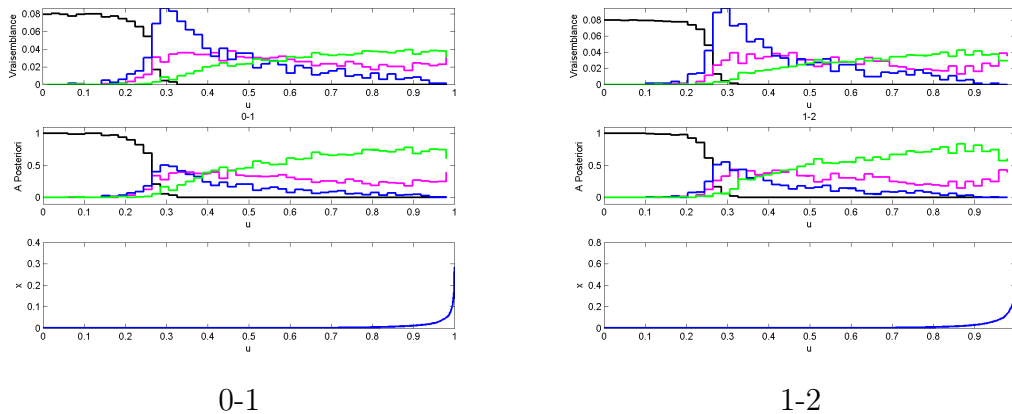
Cette transformation peut aussi être qualifiée de normalisation quantile. Cette transformation est aussi désignée comme méthode de l'anamorphose dans [12]. On constate qu'on peut aussi écrire :

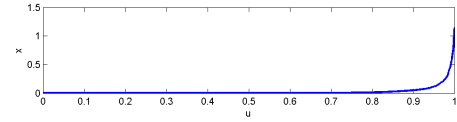
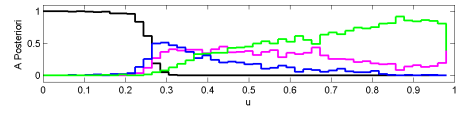
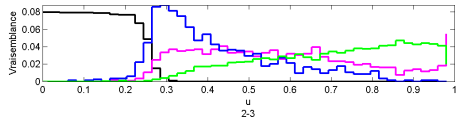
$$x = g^{-1}(y) = F^{-1}(G(y)) \quad (3.15)$$

Pour  $G$  fonction de répartition d'une loi de Laplace-Gauss, on obtient une transformation vers une loi de Laplace-Gauss. Pour  $G = I$ , fonction identité, on obtient une transformation vers une loi uniforme. On a alors  $y = u$ , quantiles (ou fractiles selon la terminologie) de la v.a.  $X$  et on retrouve les valeurs  $x$  par la transformation  $x = F^{-1}(u)$  (telles que présentées Tab. 3.3).

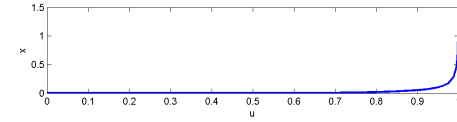
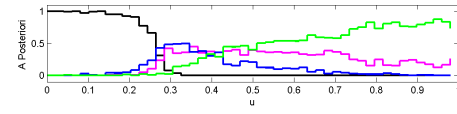
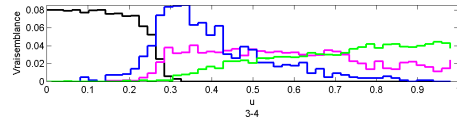
Les probabilités a posteriori après transformation des données sont présentées Tab. 3.3 et permettent d'évaluer les distributions des variables en fonction des classes.

TABLE 3.3: Probabilités a posteriori et transformations des données. Chaque élément représente les figures obtenues pour la caractéristique dont le nom est précisé en dessous. La figure supérieure correspond aux vraisemblances par classe. La figure du milieu correspond aux distributions a posteriori par classe. C'est sur ces distributions que se réalise la discrimination. La figure inférieure correspond à la transformation nécessaire pour obtenir une distribution uniforme de la caractéristique sans tenir compte des classes.

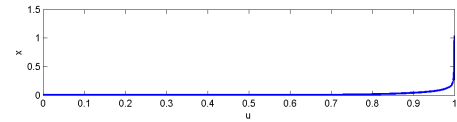
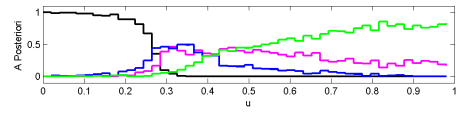
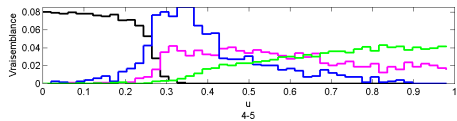




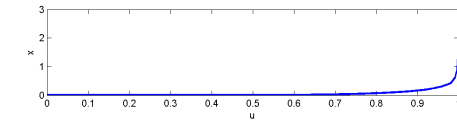
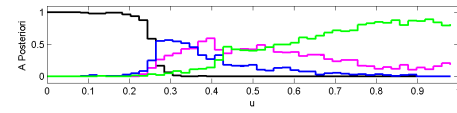
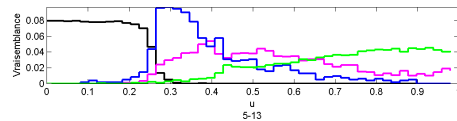
2-3



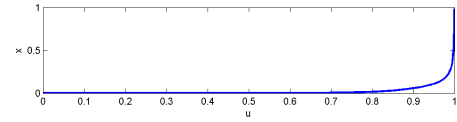
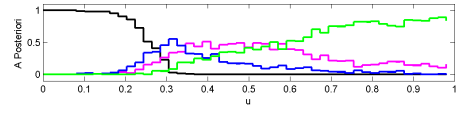
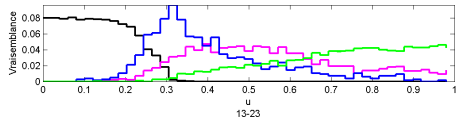
3-4



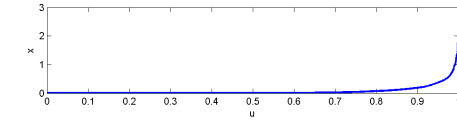
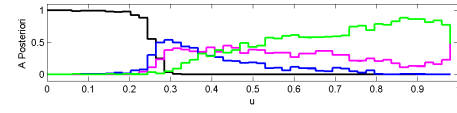
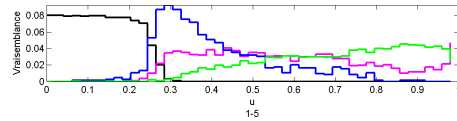
4-5



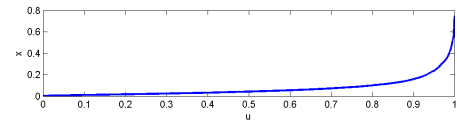
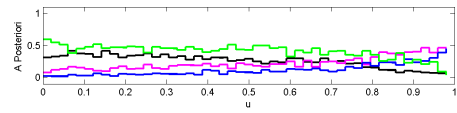
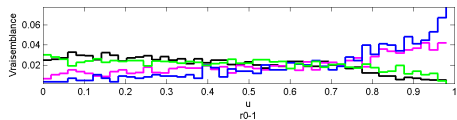
5-13



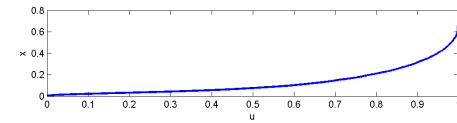
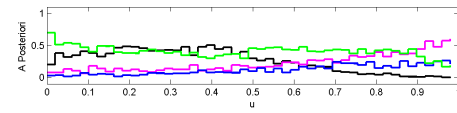
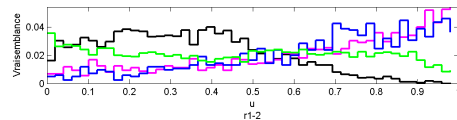
13-23



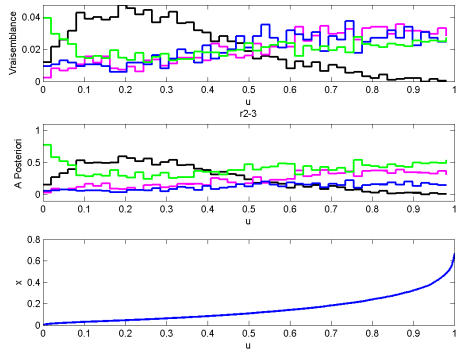
1-5



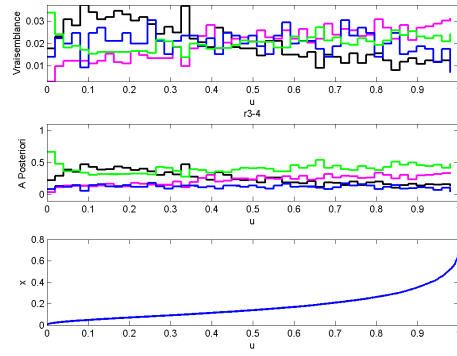
r0-1



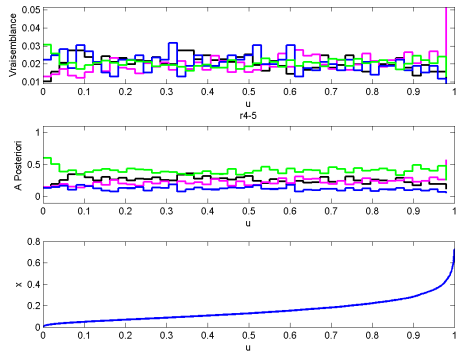
r1-2



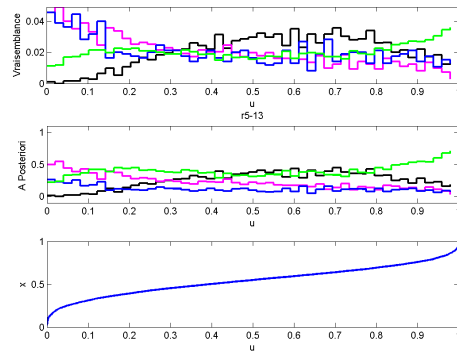
r2-3



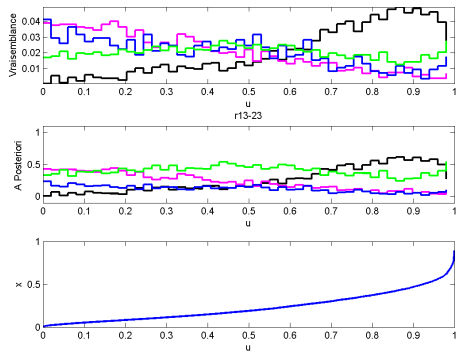
r3-4



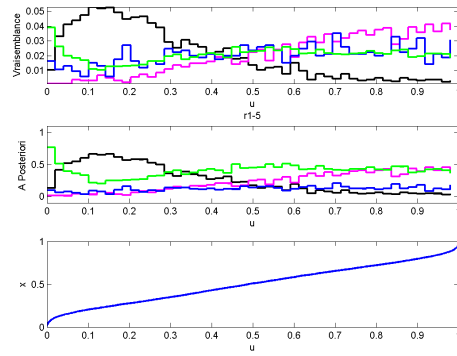
r4-5



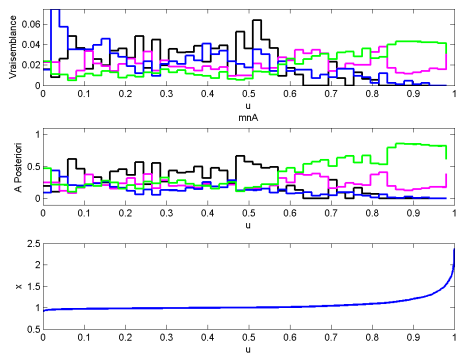
r5-13



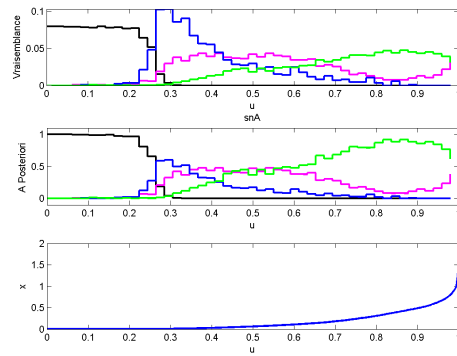
r13-23



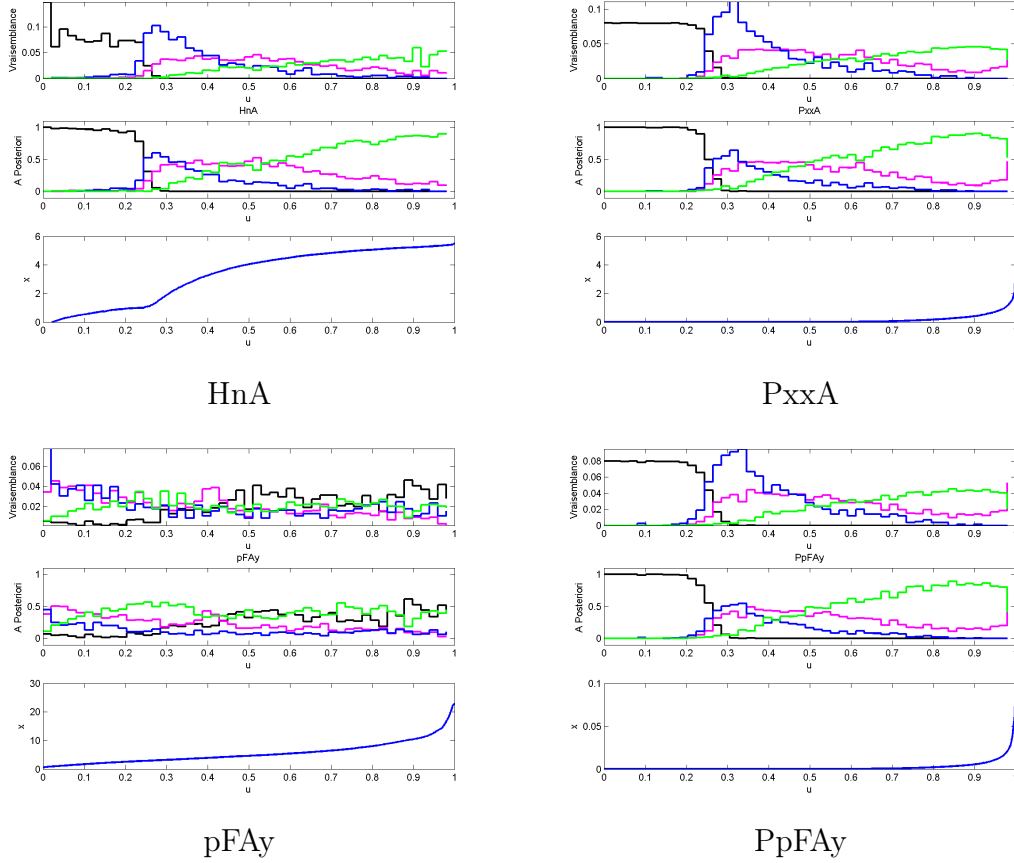
r1-5



mnA



snA



On remarque que  $snA$ ,  $HnA$ ,  $PxxA$ ,  $Pf1-f2$  ont les mêmes distributions. Pour  $mnA$ , les données restent autour de 1 pour les mouvements de faible amplitude et on retrouve l'accélération de la pesanteur (1 g). Il y a déviation pour les clonies et les automatismes. Les puissances relatives sont pour la plupart équiprobables, en particulier dans la bande 4-5 Hz. On constate néanmoins des différences : dans la bande 2-3 Hz bas rapport pour N ; dans la bande 0-1, 1-2 Hz pour T et A, haut rapport ; dans la bande 5-13 Hz, 13-23 Hz haut rapport pour N et TC, bas pour A ; dans la bande 1-5 Hz, bas rapport pour N bien marqué, haut pour A et TC.

Un point important concerne la bande 4-5 Hz. On constate que le rapport est constant sauf pour les basses fréquences où l'on constate qu'une faible puissance relative dans cette bande correspond à une TC. Ces distributions doivent correspondre aux hypertonies riches en hautes fréquences (on remarque d'ailleurs que TC a des bas rapports pour 0-5 Hz).  $mnA$  permet de s'assurer de la bonne calibration des mesures. Les automatismes très énergétiques tels que les pédalages se retrouvent en particulier dans les hautes valeurs de  $HnA$  par exemple.

Les valeurs obtenues sur  $snA$  permettent de classer les données en petits moyens et grands mouvements tels que proposés par Pierre Jallon au CEA-Leti. On a alors les valeurs suivantes obtenues sur la base de données : N,  $snA < 0.005 g$  ; T,  $snA < 0.020 g$  ; A,  $snA < 0.100 g$  ; TC,  $snA \geq 0.100 g$ .

### 3.4 Classification par analyse discriminante

Une analyse discriminante a été retenue pour la simplicité du réglage des paramètres qui permet de se focaliser sur la pertinence des variables, et non sur le réglages des classifieurs. Les classifieurs ont été appris avec une validation croisée en 10 parties. Le taux de mauvaises classifications (misclassification rate, MCR) a été retenu comme critère de performances. Les

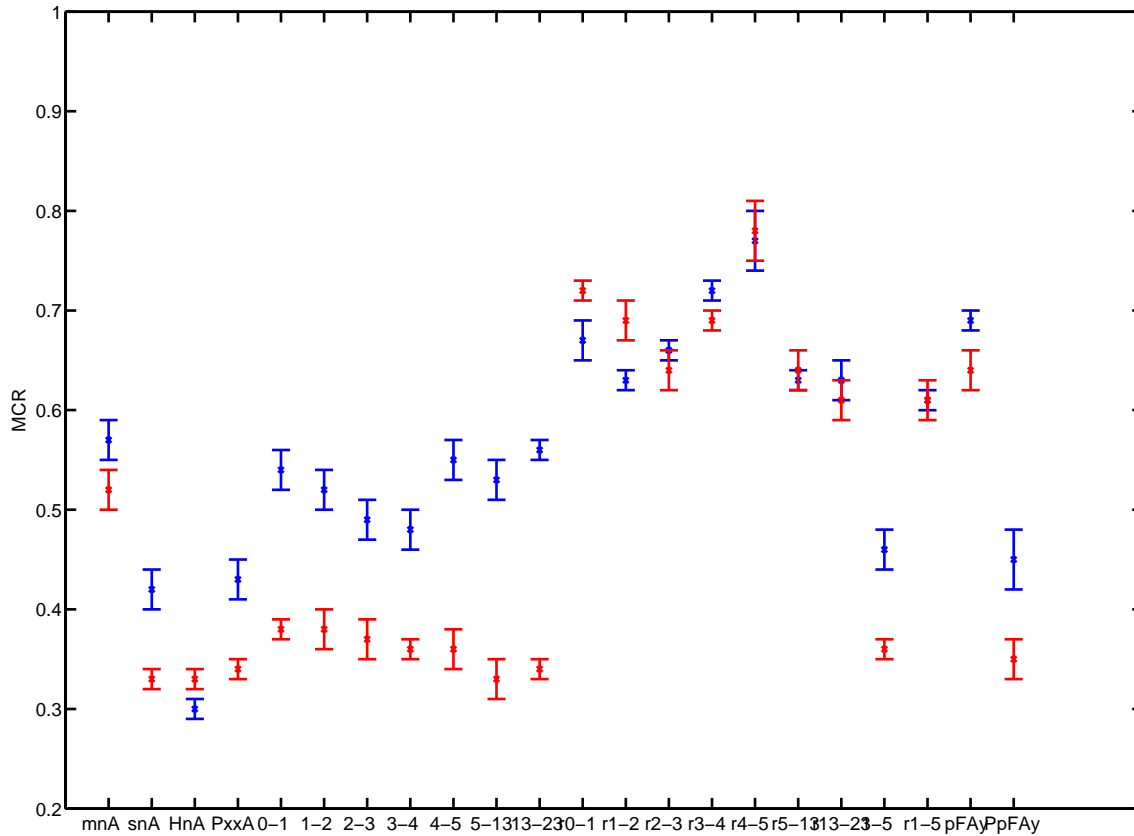


FIGURE 3.3 – Taux de mauvaise classification par caractéristique. avant (bleu) et après (rouge) transformation des données vers une loi uniforme pour un problème à 4 classes (N, T, A, TC).

résultats d’une comparaison pour chaque caractéristique individuelle sont donnés Figure 3.3. par analyse discriminante linéaire. On constate qu’après transformation des données les caractéristiques fréquentielles sont compétitives avec l’entropie de la norme de l’accélération qui obtient les meilleures performances lors d’une classification sans transformation.

Les combinaisons de caractéristiques ont été testées au moyen d’une sélection séquentielle ascendante (sequential forward selection SFS) telle que décrite dans [5] avec une analyse discriminante quadratique. Les résultats de la sélection sont proposés Table 3.4 pour différentes problématiques : problème à 5 classes (N, A, T, TC, HM) ; 4 classes (N, A, T, TC) ; 3 classes (N, T, TC), avec ou sans transformation des données.

### 3.4.1 Problèmes à 5 classes

La matrice de confusion pour le meilleur classifieur retenu avec un problème à 5 classes est donnée Table 3.5. On constate que :

- N : est bien classé malgré quelques T.
- A : est bien classé à 39 %. La principale confusion est obtenue avec T (38 %). Certains épisodes sont classés en H ou C (23%).
- H : est bien classé à 92 %.
- T : est bien classé à 77 %. On remarque des confusions avec toutes les classes de 2 à 8 %.
- TC : est bien classé à 69 %. Des confusions avec A, H et T de l’ordre de 10 % par classes sont observées.



TABLE 3.4 – Comparaison des résultats des classifieurs. Des validations croisées en 10 parties ont été réalisées. Une sélection ascendante séquentielle (SFS) a été poursuivie jusqu’à stagnation des performances. Le taux de mauvaise classification (Misclassification rate MCR) en pourcentage est donné en moyenne et écart-type :  $m$  ( $s$ ). Les classifieurs sont : HnA, entropie de la norme de l’accélération uniquement; best : SFS sur toutes les caractéristiques confondues; CBM : le classifieur retenu dans [5]; All : SFS sur toutes les caractéristiques et celles définies dans CBM; Z : Classifieur avec transformation des données vers une loi uniforme. Les performances des différents classifieurs sont comparables et permettent d’espérer pour une classification : à 1 s – 5C 32%, 4C 26%, 3C 10%; à 4 s – 5C 22%, 4C 22%, 3C 10%. Les performances sont meilleures à 4 s. HnA obtient de bonnes performances pour 3C. Le classifieur CBM obtient généralement de moins bonnes performances. La transformation des données suivie d’une SFS apporte peu de gain en performances en général sauf pour le problème à 5C. Cependant, avec cette transformation vers une distribution uniforme, certaines caractéristiques fréquentielles deviennent compétitives avec HnA.

	5C		4C		3C	
	1 s	4 s	1 s	4 s	1 s	4 s
HnA	54.4 (1.6)	34.6 (3.2)	30.0 (2.0)	26.1 (4.2)	11.4 (1.4)	10.8 (2.7)
best	36.5 (1.8)	30.2 (2.9)	27.7 (2.0)	25.0 (3.3)	10.7 (1.0)	09.4 (2.5)
CBM	49.0 (0.8)	40.9 (3.1)	37.8 (2.2)	35.1 (3.6)	20.3 (1.9)	17.8 (4.4)
all	36.4 (1.0)	29.6 (3.2)	27.5 (1.8)	24.8 (2.6)	10.1 (1.0)	08.3 (2.0)
Z HnA	49.1 (2.3)	41.4 (3.6)	33.4 (1.5)	31.4 (3.9)	18.3 (1.8)	16.6 (3.7)
Z best	31.6 (1.6)	23.9 (2.8)	26.4 (1.6)	21.0 (3.0)	12.4 (1.0)	09.0 (2.3)
Z CBM	46.1 (2.0)	39.7 (4.8)	35.1 (1.4)	30.4 (3.2)	17.1 (1.6)	13.6 (2.3)
Z all	32.0 (1.5)	21.7 (2.0)	26.3 (1.9)	21.5 (4.1)	11.6 (1.2)	09.8 (2.2)

Le classement des manifestations Others O et non scorées NaNs indiquent comment se comporte le classifieur avec des données non scorées ou n’ayant pas servi à l’apprentissage du classifieur. On obtient :

- O : La plupart des mouvements sont classés en T (47 %). A et TC sont aux alentours de 15 %; N à 12 % et H à 9 %.
- NaNs : 58 % des épisodes sont classés sans mouvements. Sur les 42 % des épisodes avec mouvements, 32 % sont considérés comme T, les 10% restant sont considérés à 7% comme A, 2% comme TC et 1 % comme H.
- Au total : par proportions décroissantes les épisodes sont considérés comme N (55%), T (32%), A (6%), TC (4%), H (2%).

La matrice de confusion sur ce même problème à 5 classes obtenue avec la seule caractéristique HnA est présentée Table 3.6. Les différences avec la matrice précédente concerne principalement :

- A est moins bien classé et on remarque plus de confusion avec H.
- H est moins bien classé.
- TC est moins bien classé avec une grande confusion avec H.
- D’un point de vue global, on a moins d’épisodes TC, A et plus de N et H.

### 3.4.2 Problèmes à 4 classes

La matrice de confusion pour le meilleur classifieur retenu avec un problème à 4 classes (H exclu) est présentée Table 3.7.

On remarque :

- Il y a peu de différences avec le problème a 5 classes.

TABLE 3.5 – Table de confusion 5 classes avec les meilleures caractéristiques retenues. E, expert, M, Machine. Pour chaque cellule, le chiffre de gauche indique le nombre de périodes, le chiffre entre parenthèses indique le pourcentage par rapport à la classification experte proposée en ligne. La ligne du bas totalise et propose un pourcentage par rapport aux classes utilisées par la machine.

E \ M	N	A	H	T	TC
O	554 (11.95)	772 (16.65)	415 (08.95)	2166 (46.72)	729 (15.72)
NaN	58748 (57.99)	6954 (06.86)	1052 (01.04)	32758 (32.34)	1787 (01.76)
N	<b>1780 (96.06)</b>	8 (00.43)	0 (00.00)	65 (03.51)	0 (00.00)
A	9 (00.55)	<b>632 (38.87)</b>	164 (10.09)	617 (37.95)	204 (12.55)
H	0 (00.00)	3 (03.30)	<b>84 (92.31)</b>	2 (02.20)	2 (02.20)
T	21 (02.46)	62 (07.28)	49 (05.75)	<b>653 (76.64)</b>	67 (07.86)
TC	5 (00.17)	347 (11.96)	235 (08.10)	315 (10.85)	<b>2000 (68.92)</b>
	61789 (54.56)	7243 (06.40)	2280 (02.01)	37083 (32.75)	4864 (04.29)

TABLE 3.6 – Table de confusion 5 classes 1 s. E, expert, M, Machine.

E \ M	N	A	H	T	TC
O	721 (15.55)	442 (09.53)	854 (18.42)	2389 (51.53)	230 (04.96)
NaN	63661 (62.84)	1509 (01.49)	1690 (01.67)	34280 (33.84)	159 (00.16)
N	<b>1751 (94.50)</b>	0 (00.00)	0 (00.00)	102 (05.50)	0 (00.00)
A	22 (01.35)	<b>269 (16.54)</b>	461 (28.35)	729 (44.83)	145 (08.92)
H	0 (00.00)	15 (16.48)	<b>58 (63.74)</b>	2 (02.20)	16 (17.58)
T	40 (04.69)	77 (09.04)	79 (09.27)	<b>644 (75.59)</b>	12 (01.41)
TC	7 (00.24)	263 (09.06)	1196 (41.21)	428 (14.75)	<b>1008 (34.73)</b>
Total	66202 (58.45)	2575 (02.27)	4338 (03.83)	38574 (34.06)	1570 (01.39)

TABLE 3.7 – Table de confusion 4 classes 1 s. E, expert, M, Machine.

E \ M	N	A	T	TC
O	535 (11.54)	902 (19.46)	2249 (48.51)	950 (20.49)
NaN	60475 (59.70)	4980 (04.92)	33897 (33.46)	1947 (01.92)
N	<b>1789 (96.55)</b>	5 (00.27)	59 (03.18)	0 (00.00)
A	14 (00.86)	<b>728 (44.77)</b>	604 (37.15)	280 (17.22)
H	0 (00.00)	32 (35.16)	9 (09.89)	50 (54.95)
T	36 (04.23)	85 (09.98)	<b>643 (75.47)</b>	88 (10.33)
TC	8 (00.28)	371 (12.78)	313 (10.79)	<b>2210 (76.15)</b>
Total	62857 (55.50)	7103 (06.27)	37774 (33.35)	5525 (04.88)

TABLE 3.8 – Table de confusion 3 classes 1 s. E, expert, M, Machine

E \ M	N	T	TC
O	727 (15.68)	2580 (55.65)	1329 (28.67)
NaN	66020 (65.17)	31560 (31.16)	3719 (03.67)
N	<b>1791 (96.65)</b>	62 (03.35)	0 (00.00)
A	9 (00.55)	877 (53.94)	740 (45.51)
H	0 (00.00)	21 (23.08)	70 (76.92)
T	27 (03.17)	<b>727 (85.33)</b>	98 (11.50)
TC	6 (00.21)	442 (15.23)	<b>2454 (84.56)</b>
Total	68580 (60.55)	36269 (32.02)	8410 (07.43)

- Les A et les TC, sont légèrement mieux classées (resp. 45% et 76% à 4C vs 39% et 69% à 5C).
- Les T sont aussi bien classés (75% vs 77%).
- Les H sont classés en C (55%), en A (35%) et en T (10%).

### 3.4.3 Problèmes à 3 classes

La matrice de confusion pour le meilleur classifieur retenu avec un problème à 3 classes (H et A exclus) est présentée Table 3.7.

On remarque :

- Les T et les TC sont légèrement mieux classés (resp. 85% et 85% vs 76% et 76%).
- Les H sont classés en T (23%) et TC (77%).
- Les A sont classés en N (1%), T (54%) et TC (46%).
- Il y a peu de différences avec le problème à 4 classes d'un point de vue global. On a N (61%), T (32%), TC (7%).

La matrice de confusion pour un problème à 3 classes en prenant uniquement HnA est présentée Table 3.9.

On remarque :

- Les T sont moins bien classés (62% vs 85%).
- Les TC sont mieux classés (90%).
- Tous les H sont classés en TC.
- Les A sont plus favorablement classés en TC (62% vs 46%) au détriment des T (35% vs 54%).
- Au total, on a N (66%), T (25%), TC (9%).

TABLE 3.9 – Table de confusion 3 classes HnA. E, expert, M, Machine.

E \ M	N	T	TC
O	869 (18.74)	1987 (42.86)	1780 (38.40)
NaN	72141 (71.22)	24548 (24.23)	4610 (04.55)
N	<b>1832 (98.87)</b>	21 (01.13)	0 (00.00)
A	37 (02.28)	573 (35.24)	1016 (62.48)
H	0 (00.00)	0 (00.00)	91 (100.00)
T	104 (12.21)	<b>529 (62.09)</b>	219 (25.70)
TC	8 (00.28)	289 (09.96)	<b>2605 (89.77)</b>
Total	74991 (66.21)	27947 (24.68)	10321 (09.11)

### 3.5 Représentation des classifications en motorogrammes

L'évolution des classes sur chaque capteur au cours du temps peut être mise en évidence par la représentation en motorogramme que nous avons proposé dans l'article [5]. Les différents motorogrammes obtenus par le meilleur classifieur 5 classes sur des fenêtres d'une seconde sont fournis en annexe E.

L'organisation spatio temporelle de la crise est mise en évidence par la machine. Toutefois il est difficile de faire ressortir l'analyse experte et une proposition pour réaliser cette analyse et proposée en Annexe E sur la base des latéralisations gauche (G), droite (D), bilatérale (\*) et celles non déterminée à ce jour (?) telles que présentées table B.1. Les résultats d'une telle analyse menée par Guillaume Becq et non revu par les médecins, sont proposés dans la table 3.10.

Ces résultats indiquent que la détermination de la latéralisation des crises n'est pas meilleure qu'un choix au hasard (18/36) sur la base de l'observation du départ de la crise (13/36) ou de l'ensemble de la crise (15/36). La considération de l'une ou de l'autre permet de prendre une meilleure décision (21/36), soit un taux d'erreurs de 41.67%. Il semble donc difficile de prendre une décision à partir de ces observations.

Néanmoins, la ressemblance de certains motorogrammes avec la classification réalisée par l'expert pourrait permettre de guider celui-ci dans sa décision [5]. On remarque une segmentation plus importante de la machine par rapport à la segmentation réalisée par les experts manuellement et visuellement par rapport au signal accélérométrique et à la vidéo. L'étude de la succession des TC et leur fragmentation, non réalisée à ce jour, pourrait permettre de mieux comprendre l'organisation de la crise. Les manifestations pré et post critiques sont aussi mises en évidence.

Enfin, quelques exemples typiques mettent en évidence les limites de cette analyse. L'exemple 20100414MOR indique une succession de mauvaises classifications juste avant la crise. Le patient à une activité agitée, il joue à un jeu de société, se gratte à plusieurs reprise, et fait sauter un dé dans ces mains. Pour le fichier 20091207 TSL, le manque de données au début de l'enregistrement est classé en A en début de fichier, il s'agit d'un artefact de la machine.

TABLE 3.10 – Analyse des motorogrammes.  $iS$  : numéro du sujet.  $iSz$  : numéro du motorogramme associé au sujet. Diag. : Diagnostic médical.  $Obs_1$  : Observation en début de crise à partir du motorogramme.  $Obs_2$  : Observation au cours de la crise.  $S_1$  : Correspondance entre Diag. et Obs1 en binaire.  $S_2$  : Correspondance entre Diag. et Obs2 en binaire.  $S_3$  : disjonction logique de  $S_1$  et  $S_2$  ( $S_1$  ou  $S_2$ ) :  $S_3 = S_1 \vee S_2$

$iS$	$iSz$	Diag.	$Obs_1$	$Obs_2$	$S_1$	$S_2$	$S_3$		
Temporal Gauche									
2046	1	G	*G	D	1	0	1		
2046	2	G	G	G	1	1	1		
2014	1	G	*D	G	0	1	1		
2014	2	G	*	*	0	0	0		
1017	1	G	*D	G	0	1	1		
					2	3	4		
Extra Temporal Gauche									
0016	1	G	*G	D	1	0	1		
0016	2	G	*	*	0	0	0		
0016	3	G	*	*	0	0	0		
0016	4	G	*	*	0	0	0		
0016	5	G	*	*	0	0	0		
0016	6	G	*	*	0	0	0		
0016	7	G	*	*	0	0	0		
					1	0	1		
Temporal Droit									
2012	1	D	*G	D	0	1	1		
2019	1	D	*	G	0	0	0		
1016	1	D	*D	*	1	0	1		
1016	2	D	D	*	1	0	1		
0005	1	D	*D	D	1	1	1		
0005	2	D	G	D	0	1	1		
0005	3	D	*	*	0	0	0		
0005	4	D	*	D	0	1	1		
1004	1	D	D	D	1	1	1		
1004	2	D	G	G	0	0	0		
					4	5	7		
Extra Temporal Droit									
2019	1	D	*G	*	0	0	0		
1015	1	D	D	D	1	1	1		
1002	1	D	*	*D	0	1	1		
0015	1	D	D	*	1	0	1		
0007	1	D	*	*G	0	0	0		
0007	2	D	*	*	0	0	0		
0007	3	D	*	*G	0	0	0		
1009	1	D	*	*G	0	0	0		
0011	1	D	*D	D	1	1	1		
					3	3	4		
Temporal bilatéral									
2008	1	*	*D	D	1	0	1		
					1	0	1		
Extra Temporal bilatéral									
2048	1	*	G	*D	0	1	1		
2004	1	*	*G	*	1	1	1		
2004	2	*	*D	*	1	1	1		
2004	3	*	G	*	0	1	1		
					2	4	4		
Total		36		13		15		21	

## Quatrième partie

### Détection de crises TC secondairement généralisées

# Chapitre 4

## Détection de crises TC secondairement généralisées

### 4.1 Détection des crises TC secondairement généralisées

Un classifieur sur la base de 3 classes est entraîné par validation croisée en 10 parties. Seule la caractéristique HnA est retenue. Elle est extraite sur des fenêtres de 1 s. Le taux de mauvaise classification est  $11.47 \pm 1.44\%$ . La règle de décision se résume à : N ( $HnA < 1.35$ ) ; T ( $2.09 < HnA < 3.85$ ) ; TC ( $3.85 < HnA$ ).

Un détecteur de crises TC est mis en place reposant sur le comptage du nombre de fenêtres classées en TC sur une durée d'observation ( $o$ ) et se déclenche si ce nombre dépasse un seuil ( $th$ ). La détection est effectuée sur des fenêtres glissées de durée  $o$ . Le taux de faux positifs et de vrai positifs (FPR et TPR) est évalué en fonction de  $th$  et  $o$ . La variation de ces paramètres permet d'obtenir une courbe telle que la courbe de caractéristique de fonctionnement du récepteur (courbe ROC, receiver operating curve) et l'aire sous cette courbe (AUC). Les performances sont évaluées sur l'ensemble des 30 crises contenant 3 capteurs sur le MSG, le MSD et la T (enregistrements contenant les 3 position MSG, MSD, T dans la Table D.2)

### 4.2 Evaluation des performances

Un tracé de courbes ROC pour des détecteurs comptabilisant le nombre d'épisodes TC pour  $o = 5 s$  avec un capteur MSG ou avec 3 capteurs (MSG, MSD, T) est proposé Figure 4.1. On remarque que les performances des détecteurs sont proches. Les valeurs des taux de vrais positifs (sensibilité, true positive rate TPR) et de faux négatifs ( $1 -$  spécificité, false positive rate FPR) pour ces détecteurs sont donnés Table 4.1. Pour ces deux détecteurs on peut espérer une sensibilité de 80% pour une spécificité de 95%.

La variation de l'aire sous la courbe en fonction du temps d'intégration du détecteur est donnée Fig. 4.2. Le tracé des courbes obtenues pour toutes les combinaisons de capteurs permet de se rendre compte de l'influence de la position des capteurs. On remarque qu'avec un capteur, les meilleures performances sont obtenues avec le capteur MSG. Les meilleures performances sont obtenues en prenant les trois capteurs sur une période de 10 s. Des performances identiques sont obtenues en ne retenant que 2 capteurs MSG et T. Les performances moins bonnes obtenues avec le capteur MSD pourraient s'expliquer par le fait que le MSD est généralement le membre le plus utilisé par les patients et pourrait générer plus de faux positifs. Les performances maximales avec le capteur MSG sont obtenues sur des périodes de 15 s et sont comparables à celles obtenues avec 3 capteurs sur des périodes plus courtes de 5 s ( $auc = 0.96$ ).

Ces travaux ont été présentés en partie aux Journées Françaises de l'Epilepsie [6].

FIGURE 4.1 – Caractéristiques de fonctionnement du récepteur (courbe ROC, receiver operating characteristic). Le cumul des épisodes TC est réalisé sur 5 s. Deux détecteurs sont testés : le premier est réalisé à partir d'un capteur sur le MSG, le second utilise 3 capteurs. Les performances sont comparables. Un taux de vrais positifs (true positive rate TPR) de 80% est obtenu pour un taux de faux positifs (false positive rate FPR) de 5%.

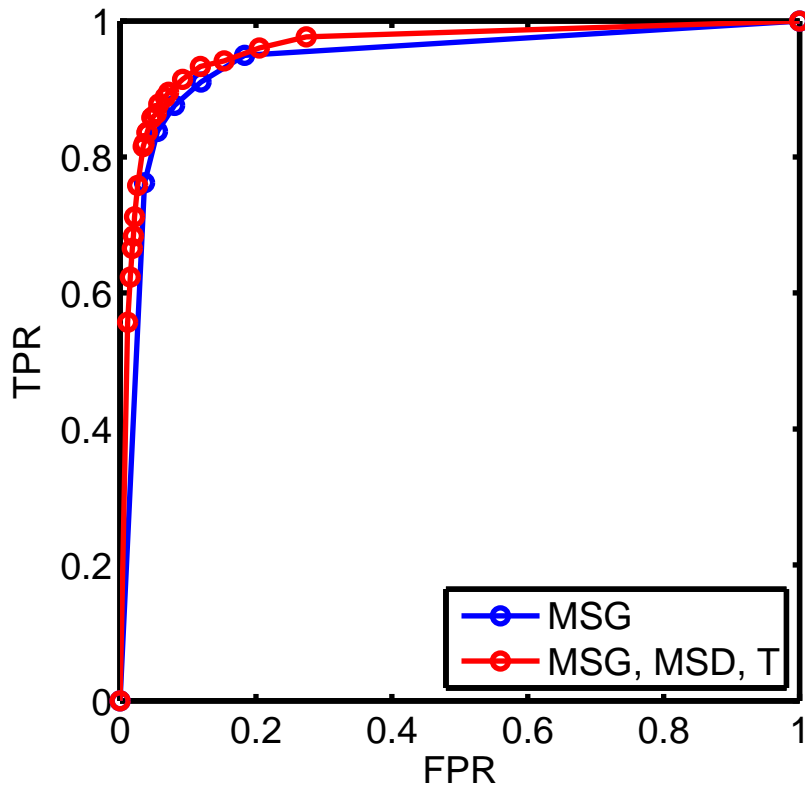
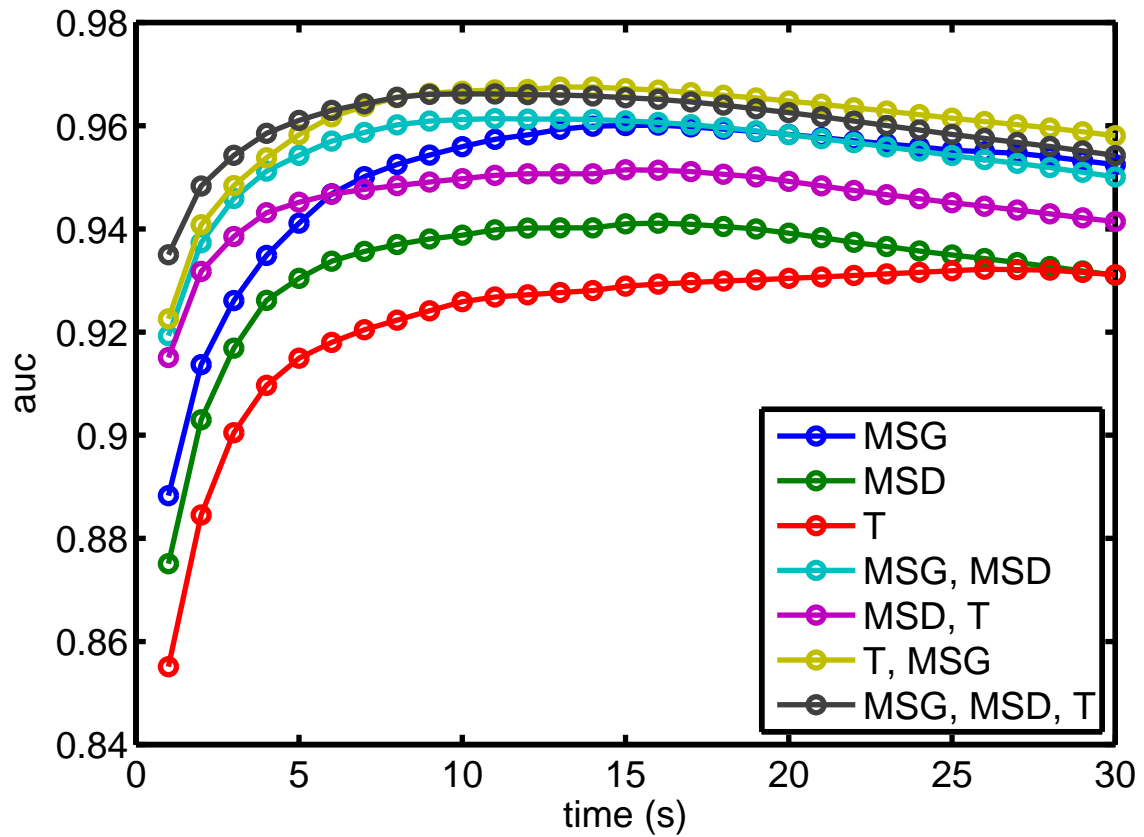


TABLE 4.1 – Valeurs des courbes Roc.

MSG ; AUC : 0.941							
Seuil	1.00	1.00	0.80	0.60	0.40	0.20	0.00
FPR	0.00	0.04	0.06	0.08	0.12	0.18	1.00
TPR	0.00	0.76	0.84	0.88	0.91	0.95	1.00
MSG, MSD, T ; AUC : 0.961							
Seuil	3.00	3.00	2.80	2.60	2.40	2.40	2.20
	2.00	1.80	1.80	1.80	1.60	1.60	1.40
	1.40	1.20	1.20	1.00	0.80	0.60	0.40
	0.20	0.00					
FPR	0.00	0.01	0.02	0.02	0.02	0.02	0.03
	0.03	0.04	0.04	0.04	0.05	0.05	0.05
	0.06	0.07	0.07	0.09	0.12	0.15	0.20
	0.27	1.00					
TPR	0.00	0.56	0.62	0.67	0.68	0.71	0.76
	0.82	0.82	0.84	0.84	0.86	0.86	0.86
	0.88	0.89	0.90	0.91	0.93	0.94	0.96
	0.98	1.00					



FIGURE 4.2 – Aire sous la courbe (area under curve, auc) en fonction du nombre de capteurs utilisés et de leurs emplacements : S1 MSG, S2 MSD, S3 T. Le temps en abscisse correspond à la durée de détection. Le détecteur est réalisé à partir d'un classifieur utilisant HnA sur des fenêtres d'une seconde. On obtient une aire sous la courbe maximale aux environs de 0.96 pour 1 capteur (MSG) en 15 s, 2 (MSD et MSG ou MSD et T) ou 3 capteurs en 10 s.



# Cinquième partie

## Conclusion

# Chapitre 5

## Conclusion

Au cours de cette étude, un essai clinique a été réalisé qui a permis la construction d'une base de données originale. Cette base de données devrait fournir des résultats intéressants tels que ceux présentés dans ce rapport et qui doivent être mis en forme pour publication. Un ensemble de publications a déjà été réalisé sur la constitution de cette base de données et sur son exploitation. Un logiciel permettant la relecture et le marquage des événements a été développé et proposé à une communauté d'utilisateurs.

Dans ce rapport nous avons mis en évidence les difficultés rencontrées lors de la classification en différents types de manifestations motrices. Les ambiguïtés concernent principalement certains automatismes, confondus avec certaines manifestations tonico cloniques et certaines manifestations toniques. Nous avons aussi mis en évidence les difficultés de classification liées aux distributions des caractéristiques issues des puissances spectrales des signaux. Nous avons proposé une méthode de normalisation quantile pour mettre en évidence l'intérêt de ces caractéristiques spectrales ou leur redondance vis à vis d'autres caractéristiques.

Au terme de l'analyse de cette classification, il semble qu'un classifieur à 3 classes (pas de mouvements, manifestations toniques, m. tonico cloniques) ayant en entrée l'entropie de la norme de l'accélération calculée sur des fenêtres de 1 s permet d'obtenir des performances de l'ordre de 10% d'erreurs avec la classification des experts. L'utilisation des mesures fournies par le magnétomètre triaxe utilisé dans cette étude, ne permet pas d'améliorer les performances obtenues mais certaines caractéristiques calculées avec cet appareil sont compétitives.

A partir des classifieurs entraînées, nous avons proposé une représentation originale en motorogrammes pour mettre en évidence l'organisation spatio temporelle des crises individuelles.

Une détection simple des crises tonico cloniques secondairement généralisées a aussi été proposée permettant de dire qu'une détection en 5 s sur un capteur mis sur le membre supérieur gauche pourrait permettre d'obtenir des performances de l'ordre d'une sensibilité de 80% pour une spécificité de 95%.

# Sixième partie

## Annexes

# Annexe A

## Calibration et Synchronisation des fichiers

### A.1 Calibration

#### A.1.1 Installation des Tridents dans les chambres

Les tridents installés dans les chambres sont les suivants :

Chambre	S/N	C/N	Med	Input
Ch1	09-001	1-H0681	M072 M073 M074	50V/50mA
Ch2	09-002	-	M029 M040 M039	50V/50mA

Remplacement du capteur MSG C1 M072 par M079 après le 08/06/2010 dans la chambre Ch1.

#### A.1.2 Calibration

Les données sont codées sur 16 bits non signés de 0 à 65535 ( $2^{16} - 1$ ).  $x_{min}$  et  $x_{max}$  correspondent à -1 et 1. On a dans ces conditions :

$$\frac{(x - x_{min})}{(x_{max} - x_{min})} = \frac{(x_c - (-1))}{(1 - (-1))} \quad (\text{A.1})$$

Soit

$$x_c = 2 \frac{(x - x_{min})}{(x_{max} - x_{min})} - 1 \quad (\text{A.2})$$

#### A.1.3 Influence de la calibration

Exemple du capteur numéro 29 calibré dans les deux chambres. Trois fichiers de calibration : CEA, CH1, CH2 avec les paramètres suivants. On prend 5 valeurs de données pour chaque axe

	$A_x$ $x_{min} - x_{max}$	$A_y$ $x_{min} - x_{max}$	$A_z$ $x_{min} - x_{max}$	$M_x$ $x_{min} - x_{max}$	$M_y$ $x_{min} - x_{max}$	$M_z$ $x_{min} - x_{max}$
CEA	20870 - 44008	21803 - 44760	20572 - 43684	30242 - 47601	15925 - 32965	21376 - 38843
CH1	21086 - 43791	22068 - 44898	20738 - 43488	30091 - 47500	16046 - 33201	20721 - 37658
CH2	21086 - 43791	22068 - 44898	20738 - 43488	29036 - 48782	14812 - 33828	19818 - 39551

( $A_x$ ,  $A_y$ ,  $A_z$ ,  $M_x$ ,  $M_y$ ,  $M_z$ ) variant de 0 à 65535 correspondant au stockage des données brutes. On applique la calibration des données. Les résultats sont présentés Fig.A.1. Il n'y a pas d'écarts

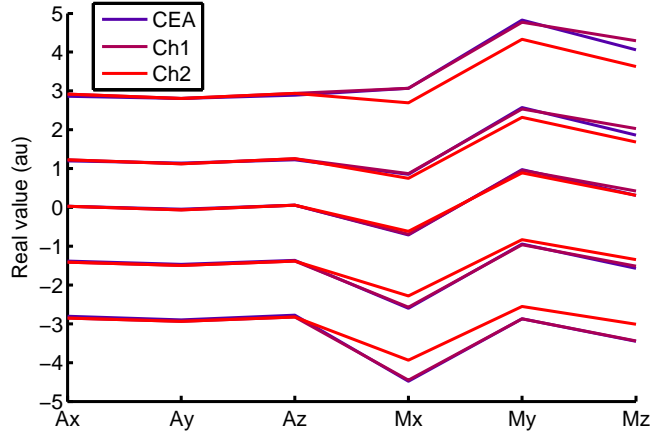


FIGURE A.1 – Influence de la calibration pour le calcul des valeurs sur Ax, Ay, Az, Mx, My, Mz

importants sur les accéléromètres et ceci quelquesoit la valeur des données. On constate que pour des valeurs proches de -1 et 1 sur les magnétomètres il n’y a pas de variations importantes. On observe une variation maximale de 10% environ sur la valeur des magnétomètres pour des valeurs importantes, ce qui en pratique ne sera pas réalisé.

On considère donc qu’il est acceptable d’utiliser les valeurs du CEA.

Pour les autres capteurs les références CEA (cf. doc de Michel et Stéphane) sont :

S/N Trident	# Chan	# M	Ax $x_{min} - x_{max}$	Ay $x_{min} - x_{max}$	Az $x_{min} - x_{max}$	Mx $x_{min} - x_{max}$	My $x_{min} - x_{max}$	Mz $x_{min} - x_{max}$
09-001	1	M072	28032.0 - 36589.4	28352.7 - 36902.0	28115.6 - 36708.9	08612.8 - 24742.2	18437.9 - 34479.7	18331.9 - 34777.5
	2	M073	28303.6 - 36487.9	29210.5 - 37789.2	28474.3 - 37088.0	18701.0 - 35156.1	34788.5 - 51173.3	16824.2 - 33160.1
	3	M074	28274.5 - 36670.0	29242.7 - 37749.8	28536.5 - 37048.5	32645.8 - 50604.6	27172.9 - 44916.9	36706.1 - 53488.3
09-002	1 (bis)	M079	18724.9 - 43547.9	22816.5 - 46949.3	20154.5 - 44879.9	41431.7 - 59385.0	30204.9 - 48030.3	30251.3 - 48285.2
	1	M029	20869.9 - 44008.1	21802.8 - 44760.3	20572.3 - 43684.4	30241.7 - 47601.2	15925.4 - 32965.3	21376.3 - 38843.4
	2	M040	20677.1 - 43675.9	20717.4 - 43701.4	21384.7 - 44522.8	35896.0 - 52164.5	26986.4 - 43287.8	30687.1 - 47302.9
	3	M039	21975.0 - 45313.1	21538.9 - 44325.4	21397.4 - 44197.9	34642.5 - 52592.6	28813.2 - 45928.7	16711.3 - 32058.9

## A.2 Calibration sous Micromed

### A.2.1 Conversion Trident Micromed

$$\begin{aligned}
 logicMin &= x_{min} \\
 logicMax &= x_{max} \\
 logicGround &= (x_{min} + x_{max})/2 \\
 physicalMin &= -1 \\
 physicalMax &= 1
 \end{aligned} \tag{A.3}$$

Pour le marqueur :  $logicGround = 0$ ,  $physMin = 0$ ,  $physMax = 1$ . Dans ces conditions en utilisant la formule ci dessous de correction des données Micromed on retrouve les valeurs réelles des capteurs Trident.

### A.2.2 Conversion Micromed

$$y = (x - logicGnd)/(logicMax - logicMin + 1) * (physMax - physMin) \tag{A.4}$$

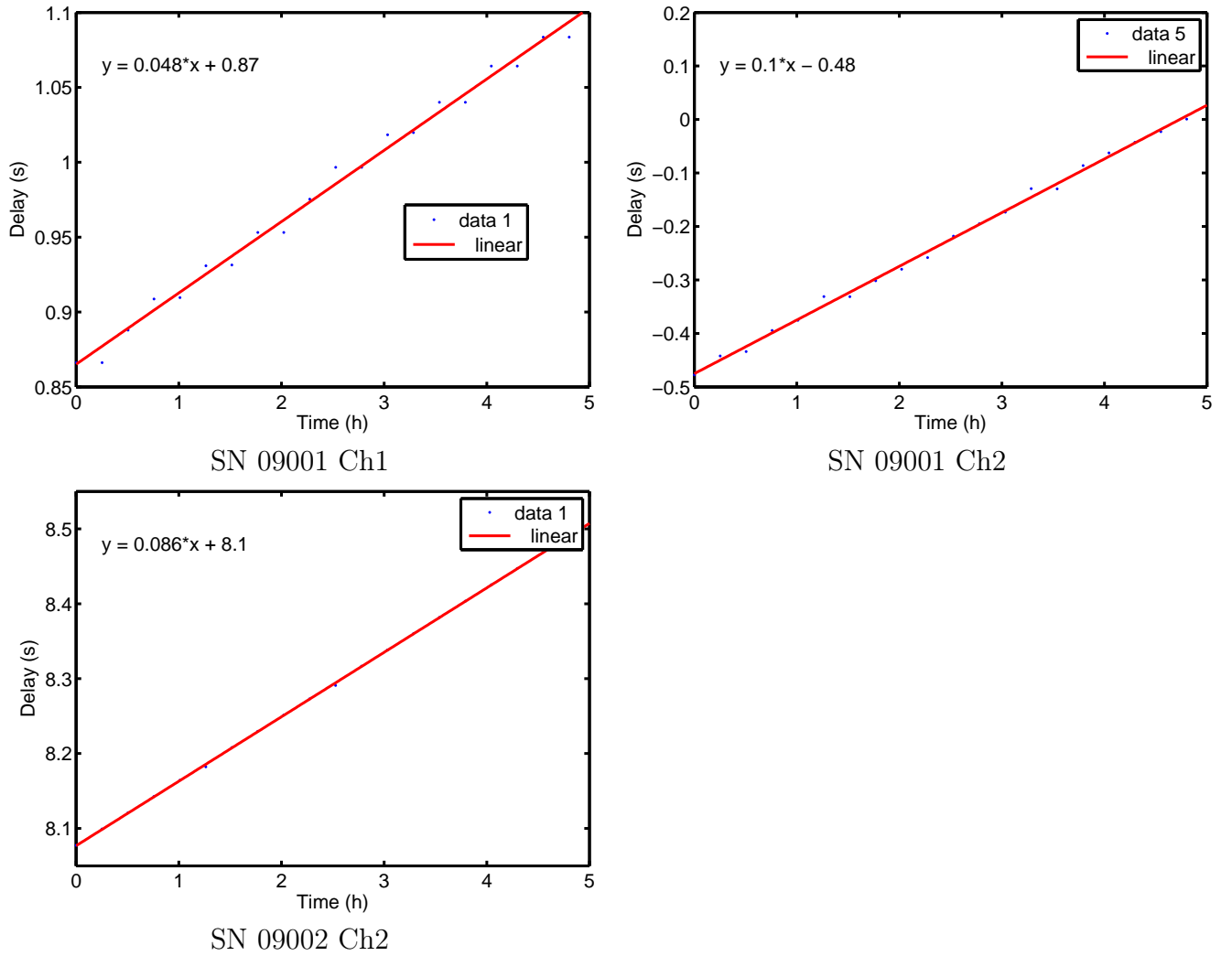


FIGURE A.2 – Dérive de synchronisation en utilisant l'horodatage Trident

### A.3 Synchronisation

On se base sur l'horodatage des trames. Les fichiers sont corrigés en cas de pertes de trames. Un rééchantillonnage sur l'horodatage des trames est réalisé. Le résultat est plus performant que la resynchronisation par interpolation linéaire comme il est indiqué Fig.A.2.

### A.4 Synchronisation des systèmes Trident et Micromed

On repère les évènements de synchronisation sur les deux systèmes. Les évènements  $e_i$  sont représentés par l'indice du premier échantillon pour chaque système.  $k_{s_1}(e_i)$ ,  $k_{s_2}(e_i)$  sont respectivement les indices associés aux systèmes  $s_1$  et  $s_2$ . On considère que le premier échantillon  $k_{s_1} = 1$  correspond à  $t_{s_1}(0)$  (resp.  $k_{s_2} = 1$  correspond à  $t_{s_2}(0)$ )

#### A.4.1 Décalage entre les instants des marqueurs des systèmes

$$dt_{s_2|s_1}(e_i) = t_{s_2}(e_i) - t_{s_1}(e_i) \quad (\text{A.5})$$

On resynchronise en prenant :

$$t_{s_2|s_1}(i) = t_{s_2}(i) - dt_{s_2|s_1}(e_i) \quad (\text{A.6})$$

On aligne par rapport aux instants enregistrées par le Trident, recalés par rapport au système Micromed. Etant donné le marquage grossier à 1 Hz du Trident, une interpolation linéaire est réalisé pour affiner l'instant de l'échantillon. On a alors une fonction non linéaire de ré-échantillonnage. *Dans ces conditions, il n'y a pas de décalages entre les deux systèmes pour  $dt_{s_2|s_1} = 0$ , puis une légère dérive due à l'imprécision du Trident.*



# Annexe B

## Liste des individus

Individus de la base de données. A) Numéro de l'individu. B) Indice patient avec notification de la base de données d'origine. Le premier chiffre fait référence à l'essai clinique : 0 (2006-2007), 1 (2007-2008), 2 (2009-2010). C) Code patient. D) Age. E) Sexe (Femme 0, Homme 1). F) Pathologie G-J) Indices binaires exprimant la lateralisation des crises respectivement gauche, droite, bilatérale, non déterminée à ce jour.

TABLE B.1 – Base de données individus

A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	
01	0001	SINKAR	29	0	hamartome hypothalamique	G	1	0	0	0
02	0002	PAPSO	20	0	fronto temporal	D	0	1	0	0
03	0003	COLSEV	27	0	?		0	0	0	1
04	0004	ERRSYL	41	0	temporo insulaire	D	0	1	0	0
05	0005	KAPCOR	40	0	temporo parieto occipital	D	0	1	0	0
06	0006	DAVALE	17	0	operculo insulaire	D	0	1	0	0
07	0007	MARMIR	32	0	fronto precentral	D	0	1	0	0
08	0008	MORGUI	22	1	fonto temporal	D	0	1	0	0
09	0009	FABYOA	13	1	?		0	0	0	1
10	0010	GATREM	13	1	occipital	G	1	0	0	0
11	0011	REVCAM	18	0	frontal	D	0	1	0	0
12	0012	PANGAE	36	0	temporo insulaire	D	0	1	0	0
13	0013	RAKMAH	8	1	frontal	?	0	0	0	1
14	0014	CARMEL	18	0	fronto precentral	G	1	0	0	0
15	0015	HUNHEL	14	0	fronto parietal	D	0	1	0	0
16	0016	GENMEL	19	0	fronto parietal	G	1	0	0	0
17	0017	MORGUI	22	1	fronto temporal	D	0	1	0	0
18	0018	MUSDOM	45	1	temporal	D	0	1	0	0
19	1001	MOLCED	21	1	?		0	0	0	1
20	1002	GILMEL	13	0	operculaire	D	0	1	0	0
21	1003	BOUSYL	19	0	temporal	G	1	0	0	0
22	1004	MALSTE	30	1	temporal	D	0	1	0	0
23	1005	ATADER	21	0	temporal postérieur	G	1	0	0	0
24	1006	HEITHI	33	1	?		0	0	0	1
25	1007	BASCHR	24	1	multifocal bilatéral		0	0	1	0
26	1008	MONNAT	39	0	temporal	D	0	1	0	0
27	1009	MARMIR	34	0	fronto precentral	D	0	1	0	0
28	1010	PASCEL	17	0	temporal bilatéral		0	0	1	0
29	1011	MEBMYR	23	0	temporal	?	0	0	0	1
30	1012	JACLUD	33	0	insulo temporal	D	0	1	0	0
31	1013	CAMAMI	23	0	temporal bilatéral		0	0	1	0
32	1014	CARCEL	18	0	fronto temporal	D	0	1	0	0
33	1015	ANDSTE	12	1	frontal	D	0	1	0	0
34	1016	JACLUD	30	0	insulo temporal	D	0	1	0	0
35	1017	RAVFRA	36	1	temporal	G	1	0	0	0
36	1018	BREVAL	47	0	?		0	0	0	1
37	2001	RAS	33	1	temporal	D	0	1	0	0
38	2002	MOR	12	1	temporal	?	0	0	0	1
39	2003	FAJ	27	1	temporo insulaire	G	1	0	0	0
40	2004	TOT	40	0	multifocal bilatéral		0	0	1	0
41	2005	MOG	26	1	fronto temporal	D	0	1	0	0
42	2006	MWM	18	0	temporal	G	1	0	0	0
43	2007	BEI	12	1	fronto temporal	D	0	1	0	0
44	2008	CHM	27	0	temporal bilatéral		0	0	1	0
45	2009	PEN	35	1	?		0	0	0	1
46	2010	SOA	10	1	fronto insulo temporal	G	1	0	0	0
47	2011	REJ	6	1	frontal	D	0	1	0	0
48	2012	KSY	32	1	temporo insulaire	D	0	1	0	0
49	2013	BED	33	1	temporal	G	1	0	0	0
50	2014	TSL	24	0	temporal	G	1	0	0	0
51	2015	MOG	26	1	fronto temporal	D	0	1	0	0
52	2016	GUG	22	1	temporal	D	0	1	0	0
53	2017	KAB	26	1	insulo operculaire	G	1	0	0	0
54	2018	POP	50	0	temporale	D	0	1	0	0

Continue sur la page précédente

A	B	C	D	E	F	G	H	I	J
55	2019	BOA	19	1	frontal antérieur dorso lateral D	0	1	0	0
56	2020	POS	45	1	operculaire G	1	0	0	0
57	2021	BRC	39	0	temporo insulaire D	0	1	0	0
58	2022	TRN	25	0	?	0	0	0	1
59	2023	EXC	16	0	temporal bilateral	0	0	1	0
60	2024	FAJ	28	1	temporo insulaire G	1	0	0	0
61	2025	SER	43	1	temporo G	1	0	0	0
62	2026	BRJ	47	1	fronto insulo temporo G	1	0	0	0
63	2027	RHM	25	1	fronto centro temporal D	0	1	0	0
64	2028	RIG	33	0	temporal G	1	0	0	0
65	2029	AGJ	20	1	fronto precentral G	1	0	0	0
66	2030	CHE	52	0	temporal G	1	0	0	0
67	2031	BED	34	1	temporal G	1	0	0	0
68	2032	GIM	40	0	idiopathique généralisée	0	0	1	0
69	2033	GAR	17	1	occipital G	1	0	0	0
70	2034	MOR	13	1	temporal G ?	0	0	0	1
71	2035	BOA	21	0	central G	1	0	0	0
72	2036	EXC	16	0	temporal bilateral	0	0	1	0
73	2037	PAG	40	0	temporo insulaire D	0	1	0	0
74	2038	MEK	17	1	temporo parieto occipital G	1	0	0	0
75	2039	HUE	30	0	fronto precentral D	0	1	0	0
76	2040	FAC	11	0	fronto precentral ?	0	0	0	1
77	2041	PAG	40	0	temporo insulaire D	0	1	0	0
78	2042	ARN	35	0	temporal G	1	0	0	0
79	2043	MIJ	15	1	frontal bilateral	0	0	1	0
80	2044	BAS	20	1	multifocal bilateral	0	0	1	0
81	2045	ERQ	19	1	temporo parietal D	0	1	0	0
82	2046	BED	34	1	temporal G	1	0	0	0
83	2047	TEA	31	0	temporo occipital G	1	0	0	0
84	2048	DEC	59	1	temporal bilateral	0	0	1	0
85	2049	OUE	41	1	temporal D	0	1	0	0
86	2050	EXC	16	0	temporal bilateral	0	0	1	0
-	-	-	-	42	-	27	35	12	12

# Annexe C

## Tables de la base de données par des fenêtrages d'une seconde

### C.1 Liste des évènements par individu

Base de données des crises par individu. Au total 57 crises sont retenues pour cette étude. Les notations sont : iF, indice du fichier ; iS, indice du sujet ; nSZ, nombre de crises ;  $\bar{S}z$ , nombre de fenêtres sans crises (sur les 3 capteurs) ;  $Sz$ , nombre de fenêtres avec crises (sur les 3 capteurs) ; O, -, N, T, C, TC, A, HM, V, HT, voir table 3.1.

TABLE C.1 – Base de données des crises par individu

iS	nSz	$\bar{S}z$	$Sz$	O	-	N	T	C	TC	A	HM	V	HT
iS	nSz	$\bar{S}z$	$Sz$	O	-	N	T	C	TC	A	HM	V	HT
KAPCOR 0005 ( 7716, 0.06813)	4	7185, 0.06344	531, 0.00469	217	7152	171	99	0	0	54	0	23	0
		20051115T094000KAPCOR, 3870	101	3633	84	24	0	0	28	0	0	0	0
			141	25	96	0	7	0	0	13	0	0	0
			138	31	81	0	17	0	0	9	0	0	0
		20051121T141200KAPCOR, 1947	50	1721	87	40	0	0	26	0	23	0	0
			150	50	11	0	40	0	0	26	0	23	0
		20051123T095600KAPCOR, 1899	66	1798	0	35	0	0	0	0	0	0	0
			102	66	1	0	35	0	0	0	0	0	0
MARMIR 0007 ( 8184, 0.07226)	4	7185, 0.06344	999, 0.00882	309	7457	60	94	239	25	0	0	0	0
		20051129T092000MARMIR, 2004	60	1884	0	14	43	3	0	0	0	0	0
			207	60	87	0	14	43	3	0	0	0	0
		20051129T134700MARMIR, 2103	71	1808	60	41	123	0	0	0	0	0	0
			306	71	71	0	41	123	0	0	0	0	0
		20051201T101500MARMIR, 4077	234	178	3765	0	39	73	22	0	0	0	0
			228	51	117	0	35	20	11	0	0	0	0
			252	118	69	0	4	50	11	0	0	0	0
MORGUI 0008 ( 6231, 0.05502)	3	5388, 0.04757	843, 0.00744	444	5152	252	42	0	168	14	90	49	20
		20051219T102600MORGUI, 2025	134	1686	129	5	0	0	10	30	31	0	0
			228	126	26	0	5	0	0	10	30	31	0
		20051220T092100MORGUI, 2022	118	1731	54	37	0	0	4	60	18	0	0
			228	100	33	0	13	0	0	4	60	18	0
		20060510T134600MORGUI, 2184	192	1735	69	0	0	168	0	0	0	0	20
			387	178	21	0	0	0	168	0	0	0	20
REVCAM 0011 ( 2010, 0.01775)	1	1797, 0.01587	213, 0.00188	15	1671	132	0	0	192	0	0	0	0
		20060131T090000REVCAM, 2010	15	1671	132	0	0	0	192	0	0	0	0
			213	15	6	0	0	0	192	0	0	0	0
HUNHEL 0015 ( 2109, 0.01862)	1	1797, 0.01587	312, 0.00275	17	1813	66	16	1	180	10	0	6	0
		20060316T121500HUNHEL, 2109	17	1813	66	16	1	180	10	0	6	0	0
			312	17	82	0	16	1	180	10	0	6	0
GENMEL 0016 ( 9243, 0.08161)	7	8880, 0.07840	363, 0.00321	273	8502	330	87	0	0	26	0	25	0
		20060405T133600GENMEL, 5538	153	5090	207	53	0	0	26	0	9	0	0
			33	8	6	0	10	0	0	0	9	0	0
			93	54	11	0	22	0	0	6	0	0	0
			18	15	3	0	0	0	0	0	0	0	0
			90	53	9	0	21	0	0	7	0	0	0
			18	15	3	0	0	0	0	0	0	0	0
		20060410T133800GENMEL, 3705	120	3412	123	34	0	0	0	0	16	0	0
			18	12	0	0	6	0	0	0	0	0	0
			93	50	0	0	27	0	0	0	16	0	0
GILMEL 1002 ( 1998, 0.01764)	1	1797, 0.01587	201, 0.00177	42	1767	0	6	0	180	3	0	0	0
		20061013T134300GILMEL, 1998	42	1767	0	6	0	180	3	0	0	0	0
			201	12	0	0	6	0	180	3	0	0	0
MALSTE 1004 ( 4428, 0.03910)	2	3585, 0.03165	843, 0.00744	470	3609	51	3	7	39	227	0	0	22
		20061108T092900MALSTE, 4428	470	3609	51	3	7	39	227	0	0	0	22

Continue sur la page suivante

Continue sur la page précédente														
iS	nSz	$\bar{S}_z$	$S_z$	O	-	N	T	C	TC	A	HM	V	HT	
				324	139	69	0	3	7	39	59	0	0	8
MARMIR 1009 ( 2088, 0.01844)	1	1794, 0.01584	294, 0.00260	519	331	6	0	0	0	168	0	0	0	14
				84	1746	51	0	0	207	0	0	0	0	0
				20070221T134100MARMIR, 2088	84	1746	51	0	0	207	0	0	0	0
				294	84	3	0	0	0	207	0	0	0	0
ANDSTE 1015 ( 2007, 0.01772)	1	1797, 0.01587	210, 0.00185	24	1791	39	15	0	129	9	0	0	0	0
				20070523T133400ANDSTE, 2007	24	1791	39	15	0	129	9	0	0	0
				210	24	33	0	15	0	129	9	0	0	0
JACLUD 1016 ( 4101, 0.03621)	2	3582, 0.03163	519, 0.00458	340	3415	78	16	0	0	252	0	0	0	0
				20070604T123800JACLUD, 2067	264	1698	39	0	0	0	66	0	0	0
				276	210	0	0	0	0	66	0	0	0	0
				20070605T133600JACLUD, 2034	76	1717	39	16	0	0	186	0	0	0
				243	76	13	0	16	0	0	138	0	0	0
RAVFRA 1017 ( 2034, 0.01796)	1	1788, 0.01579	246, 0.00217	70	1851	0	47	9	9	48	0	0	0	0
				20070613T133700RAVFRA, 2034	70	1851	0	47	9	9	48	0	0	0
				246	70	63	0	47	9	9	48	0	0	0
TOT 2004 ( 6174, 0.05451)	3	5382, 0.04752	792, 0.00699	176	5588	114	0	0	0	295	1	0	0	0
				20090825T092800TOT, 4161	81	3800	81	0	0	0	198	1	0	0
				237	57	93	0	0	0	0	86	1	0	0
				336	24	200	0	0	0	0	112	0	0	0
				20090825T115800TOT, 2013	95	1788	33	0	0	0	97	0	0	0
				219	95	27	0	0	0	0	97	0	0	0
CHM 2008 ( 1992, 0.01759)	1	1797, 0.01587	195, 0.00172	34	1847	0	40	2	57	0	0	0	0	12
				20091015T153700CHM, 1992	34	1847	0	40	2	57	0	0	0	12
				195	34	50	0	40	2	57	0	0	0	12
KSY 2012 ( 2148, 0.01897)	1	1794, 0.01584	354, 0.00313	48	1746	51	29	0	271	3	0	0	0	0
				20091117T134300KSY, 2148	48	1746	51	29	0	271	3	0	0	0
				354	48	3	0	29	0	271	3	0	0	0
TSL 2014 ( 4098, 0.03618)	2	3591, 0.03171	507, 0.00448	135	3586	54	20	0	289	1	0	8	5	5
				20091207T101400TSL1, 2088	51	1784	36	6	0	211	0	0	0	0
				294	51	26	0	6	0	211	0	0	0	0
				20091207T120900TSL, 2010	84	1802	18	14	0	78	1	0	8	5
				213	84	23	0	14	0	78	1	0	8	5
MOG 2015 ( 2073, 0.01830)	1	1797, 0.01587	276, 0.00244	45	1797	21	6	0	162	0	0	0	42	42
				20091211T085000MOG, 2073	45	1797	21	6	0	162	0	0	0	42
				276	45	21	0	6	0	162	0	0	0	42
KAB 2017 ( 11523, 0.10174)	6	10761, 0.09501	762, 0.00673	527	10677	210	5	0	0	102	0	2	0	0
				20100107T092500KAB, 3834	360	3420	54	0	0	0	0	0	0	0
				162	162	0	0	0	0	0	0	0	0	0
				81	81	0	0	0	0	0	0	0	0	0
				20100107T133800KAB, 1872	35	1784	48	0	0	0	5	0	0	0
				78	35	38	0	0	0	0	5	0	0	0
				20100108T104600KAB, 1890	52	1783	45	0	0	0	9	0	1	0
				99	46	43	0	0	0	0	9	0	1	0
				20100111T100300KAB, 3927	80	3690	63	5	0	0	88	0	1	0
				183	33	118	0	5	0	0	27	0	0	0
				159	27	70	0	0	0	0	61	0	1	0
BOA 2019 ( 4041, 0.03568)	2	3588, 0.03168	453, 0.00400	134	3630	21	11	0	156	84	0	5	0	0
				20100113T091000BOA, 1956	75	1844	0	0	0	0	37	0	0	0
				165	75	53	0	0	0	0	37	0	0	0
				20100125T104900BOA, 2085	59	1786	21	11	0	156	47	0	5	0
				288	59	10	0	11	0	156	47	0	5	0
POS 2020 ( 2196, 0.01939)	1	1794, 0.01584	402, 0.00355	86	1842	42	0	0	172	0	0	0	54	54
				20100121T082800POS, 2196	86	1842	42	0	0	172	0	0	0	54
				402	86	90	0	0	0	172	0	0	0	54
CHE 2030 ( 2061, 0.01820)	1	1791, 0.01581	270, 0.00238	88	1918	15	7	0	0	33	0	0	0	0
				20100330T090500CHE, 2061	88	1918	15	7	0	0	33	0	0	0
				270	88	142	0	7	0	0	33	0	0	0
MOR 2034 ( 1839, 0.01624)	1	1797, 0.01587	42, 0.00037	9	1797	0	0	0	0	33	0	0	0	0
				20100414T090800MOR, 1839	9	1797	0	0	0	0	33	0	0	0
				42	9	0	0	0	0	0	33	0	0	0
EXC 2036 ( 4164, 0.03677)	2	3573, 0.03155	591, 0.00522	313	3659	48	0	0	0	144	0	0	0	0
				20100520T085300EXC, 2085	58	1877	30	0	0	0	120	0	0	0
				297	51	126	0	0	0	0	120	0	0	0
				20100520T141400EXC, 2079	255	1782	18	0	0	0	24	0	0	0
				294	255	15	0	0	0	0	24	0	0	0
MIJ 2043 ( 2121, 0.01873)	1	1794, 0.01584	327, 0.00289	30	1998	57	9	0	0	27	0	0	0	0
				20100702T115100MIJ, 2121	30	1998	57	9	0	0	27	0	0	0
				327	30	261	0	9	0	0	27	0	0	0
ERQ 2045 ( 4029, 0.03557)	2	3591, 0.03171	438, 0.00387	110	3858	57	4	0	0	0	0	0	0	0
				20100721T090300ERQ, 2001	61	1912	27	1	0	0	0	0	0	0
				204	61	115	27	1	0	0	0	0	0	0
				20100721T095700ERQ, 2028	49	1946	30	3	0	0	0	0	0	0
				234	49	182	0	3	0	0	0	0	0	0
BED 2046 ( 4404, 0.03888)	2	3591, 0.03171	813, 0.00718	126	3758	57	6	34	237	186	0	0	0	0
				20100721T091300BED, 2127	57	1853	24	0	34	0	159	0	0	0
				330	57	80	0	0	34	0	159	0	0	0
				20100721T100200BED, 2277	69	1905	33	6	0	237	27	0	0	0
				483	69	144	0	6	0	237	27	0	0	0
TEA 2047 ( 2034, 0.01796)	1	1794, 0.01584	240, 0.00212	42	1937	33	0	0	0	10	0	0	12	12
				20100819T133500TEA, 2034	42	1937	33	0	0	0	10	0	0	12
				240	42	176	0	0	0	0	10	0	0	12
DEC 2048 ( 1887, 0.01666)	1	1791, 0.01581	96, 0.00085	33	1789	12	0	0	0	53	0	0	0	0
				20100824T133400DEC, 1887	33	1789	12	0	0	0	53	0	0	0
				96	33	10	0	0	0	0	53	0	0	0
OUE 2049 ( 2193, 0.01936)	1	1788, 0.01579	405, 0.00358	98	1777	30	23	0	246	19	0	0	0	0
				20100826T101600OUE, 2193	98	1777	30	23	0	246	19	0	0	0

Continue sur la page suivante

TABLE C.2 – Statistiques de la base de données évènements sur des fenêtres de 1 s

nSubject	30
nFile	47
N	113259
N/sensor	37753
Fenêtres sans crise (no Sz)	100374 (88.62%)
Fenêtres avec crise (Sz)	12885 (11.38%)

TABLE C.3 – Localisation des capteurs

Localisation	Acronyme	N (p %)
Capteur non disponible	ND ou -	12122 (10.70)
Membre inférieur gauche	MIG	0 (00.00)
Membre inférieur gauche	MSG	27033 (23.87)
Tête	T	35772 (31.58)
Axe du corps, tronc	A	0 (00.00)
Membre supérieur droit	MSD	37042 (32.70)
Membre inférieur droit	MID	1290 (01.14)

Continue sur la page précédente													
iS	nSz	$\bar{S}z$	$Sz$	O	-	N	T	C	TC	A	HM	V	HT
EXC 2050 ( 2133, 0.01883)	1	1785, 0.01576	405 348, 0.00307	98 38	19 1970	0 0	23 7	0 0	246 86	19 21	0 0	0 0	0 11
		20101013T090600EXC, 2133	38	38	1970	0	7	0	86	21	0	0	11
		348	38	185	0	7	0	86	21	0	0	11	

## C.2 Tables de la base de données

## C.3 Liste des individus identiques

Au cours des différents essais cliniques ou en cours d'essai, certains patients ont participé plusieurs fois à l'étude. La modification de leur maladie avec l'âge n'a pas été prise en compte dans cette étude. La liste des patients est donnée Tab. C.7.

TABLE C.4 – Distribution des données en fonction des fichiers.  $N$  correspond au nombre de fenêtres de 1 s par fichier.  $p$  représente le pourcentage par rapport au nombre total de fenêtres de 1 s utilisées pour la classification.  $iF$  correspond à l'indice du fichier.

iF	N (p %)				
1	3870 (03.42)	69	2007 (01.77)	115	2196 (01.94)
2	1947 (01.72)	71	2067 (01.83)	116	2085 (01.84)
3	1899 (01.68)	72	2034 (01.80)	127	2061 (01.82)
6	2004 (01.77)	76	2034 (01.80)	128	1839 (01.62)
7	2103 (01.86)	81	4161 (03.67)	129	2085 (01.84)
9	4077 (03.60)	82	2013 (01.78)	130	2079 (01.84)
10	2025 (01.79)	88	1992 (01.76)	144	2121 (01.87)
11	2022 (01.79)	93	2148 (01.90)	149	2001 (01.77)
12	2010 (01.78)	99	2088 (01.84)	150	2127 (01.88)
17	2109 (01.86)	100	2010 (01.78)	151	2028 (01.79)
20	5538 (04.89)	101	2073 (01.83)	152	2277 (02.01)
21	3705 (03.27)	107	3834 (03.39)	155	2034 (01.80)
22	2184 (01.93)	108	1872 (01.65)	156	1887 (01.67)
30	1998 (01.76)	109	1890 (01.67)	157	2193 (01.94)
33	4428 (03.91)	110	3927 (03.47)	160	2133 (01.88)
42	2088 (01.84)	114	1956 (01.73)		

TABLE C.5 – Distribution des données par sujet.  $N$  représente le nombre de fenêtres de 1 s utilisées pour chaque sujet.  $p$  exprime le pourcentage par rapport l'ensemble des fenêtres obtenues sur tous les sujets retenus pour la classification.  $iS$  correspond à l'indice du sujet.

iS	N (p %)				
5	7716 (06.81)	1016	4101 (03.62)	2030	2061 (01.82)
7	8184 (07.23)	1017	2034 (01.80)	2034	1839 (01.62)
8	6231 (05.50)	2004	6174 (05.45)	2036	4164 (03.68)
11	2010 (01.78)	2008	1992 (01.76)	2043	2121 (01.87)
15	2109 (01.86)	2012	2148 (01.89)	2045	4029 (03.56)
16	9243 (08.16)	2014	4098 (03.62)	2046	4404 (03.89)
1002	1998 (01.76)	2015	2073 (01.83)	2047	2034 (01.80)
1004	4428 (03.91)	2017	11523 (10.17)	2048	1887 (01.67)
1009	2088 (01.84)	2019	4041 (03.57)	2049	2193 (01.94)
1015	2007 (01.77)	2020	2196 (01.94)	2050	2133 (01.88)

TABLE C.6 – Distribution des classes

Classe	N	p (%)
O	4377	03.865
-	101100	89.264
N	2052	01.812
T	592	00.523
C	292	00.258
TC	2805	02.477
A	1654	01.460
HM	91	00.080
V	118	00.104
HT	178	00.157

TABLE C.7 – Patients identiques

Numéro de patients	Code
0007, 1009	MARMIR
0008, 0017, 2005, 2015	MORGUI, MOG
0012, 2041	PANGAE, PAG
2013, 2031, 2046	BED
2023, 2036, 2050	EXC

# Annexe D

## Liste des fichiers

La liste des fichiers des crises est donnée Table D.2

Liste des fichiers \*.evt de crises et description en cas de rejet. Code : -2 problème technique ; -1 non intéressant ; 0 peu intéressant ou artefacts ; 1 inclus. iF : numéro de fichier associé.

TABLE D.1 – Liste des fichiers \*.evt de crises

Numéro fichier *.evt	Nom	iF	Code	Commentaires
1	20051115T121100KAPCOR.evt	1	1	
2	20051115T130933KAPCOR.evt	1	1	
3	20051121T152741KAPCOR.evt	2	1	
4	20051123T101720KAPCOR.evt	3	1	
5	20051125T013004DAVALE.evt	5	0	Hypermoteur complexe, mais pourrait être inclus
6	20051129T104837MARMIR.evt	6	1	
7	20051129T152406MARMIR.evt	7	1	
8	20051130T105454MARMIR.evt	8	0	artefacts, pourrait être inclus.
9	20051201T101500MARMIR.evt	9	0	artefacts, pourrait être inclus.
10	20051201T114326MARMIR.evt	9	1	
11	20051219T102600MORGUI.evt	10	1	
12	20051220T092100MORGUI.evt	11	1	
13	20060131T090000REVCAM.evt	12	1	
14	20060203T091100REVCAM.evt	13	0	bcp d'atf, compliqué, pas fiable, mais pourrait être inclus
15	20060223T133700PANGAE.evt	14	0	atf mais pourrait être inclus, automatisme MSG léger
16	20060315T154035HUNHEL.evt	15	0	non revue, longue version T
17	20060316T104114HUNHEL.evt	16	0	non revue
18	20060316T195559HUNHEL.evt	17	1	
19	20060330T142625GENMEL.evt	18	0	peu caractéristique, mvt faible, bcp atf
20	20060330T143406GENMEL.evt	18	0	peu caractéristique, mvt faible, bcp atf
21	20060331T101118GENMEL.evt	19	0	peu caractéristique, mvt faible, bcp atf
22	20060405T135704GENMEL.evt	20	1	
23	20060405T142736GENMEL.evt	20	1	
24	20060405T142813GENMEL.evt	20	0	spasme, peu caractéristique
25	20060410T152050GENMEL.evt	21	1	
26	20060410T153625GENMEL.evt	21	0	peu caractéristique, mvt faible, bcp atf
27	20060510T151930MORGUI.evt	22	1	
28	20060614T085900MUSDOM.evt	23	-2	pb video
29	20061002T144300MOLCED.evt	25	-1	non scoré, peu intérêt
30	20061011T134100GILMEL.evt	26	-1	spasme léger, non scoré, peu intérêt
31	20061012T092100GILMEL.evt	27	-1	spasme léger, non scoré, peu intérêt
32	20061012T134000GILMEL.evt	28	0	spasme, peu intérêt
33	20061013T093600GILMEL.evt	29	0	spasme, peu intérêt
34	20061013T134300GILMEL.evt	30	1	
35	20061031T085700BOUSYL.evt	31	-1	très léger automatisme
36	20061102T134000BOUSYL.evt	32	0	automatismes complexes
37	20061102T145200BOUSYL.evt	32	-1	rien
38	20061108T092900MALSTE.evt	33	1	
39	20061108T104000MALSTE.evt	33	1	

Continue sur la page suivante



---

Continue sur la page précédente

iEvt	Nom	iF	Code	Commentaires
40	20061219T144600BASCHR.evt	38	0	beaucoup atf
41	20070123T112700MONNAT.evt	40	0	A MSG faible
42	20070123T133900MONNAT.evt	41	0	A MSG faible
43	20070221T151000MARMIR.evt	42	1	
44	20070227T142000PASCEL.evt	43	-1	pas de mvt
45	20070227T152500PASCEL.evt	43	0	léger T
46	20070228T103800PASCEL.evt	44	0	léger auto et versif T
47	20070307T164800MEBMYR.evt	50	-1	automatisme MSG, psycho
48	20070418T132800CAMAMI.evt	64	0	hypoT, version tête longue et faible
49	20070418T144200CAMAMI.evt	64	-1	mouvements complexes, répons aux questions, atf
50	20070419T142300CAMAMI.evt	65	-1	mouvements complexes, répons aux questions, atf
51	20070510T090454CARCEL.evt	66	0	mouvements complexes, plus ou moins conscient
52	20070510T090645CARCEL.evt	66	0	mouvements complexes, plus ou moins conscient
53	20070510T090900CARCEL.evt	66	0	mouvements complexes, plus ou moins conscient
54	20070510T091100CARCEL.evt	66	0	mouvements complexes, plus ou moins conscient
55	20070510T091241CARCEL.evt	66	0	mouvements complexes, plus ou moins conscient
56	20070510T091430CARCEL.evt	66	0	mouvements complexes, plus ou moins conscient
57	20070510T091554CARCEL.evt	66	0	mouvements complexes, plus ou moins conscient
58	20070510T091812CARCEL.evt	66	0	mouvements complexes, plus ou moins conscient
59	20070510T091940CARCEL.evt	66	0	mouvements complexes, plus ou moins conscient
60	20070510T092132CARCEL.evt	66	0	mouvements complexes, plus ou moins conscient
61	20070510T092343CARCEL.evt	66	0	mouvements complexes, plus ou moins conscient
62	20070510T092649CARCEL.evt	66	0	mouvements complexes, plus ou moins conscient
63	20070523T150800ANDSTE.evt	69	1	
64	20070604T150000JACLUD.evt	71	1	
65	20070605T153100JACLUD.evt	72	1	
66	20070613T093500RAVFRA.evt	75	0	léger T
67	20070613T114000RAVFRA.evt	75	0	léger T
68	20070613T144200RAVFRA.evt	76	1	
69	20070621T114100BREVAL.evt	77	0	Clonies bizarres ventre, non revues
70	20070621T142700BREVAL.evt	78	0	Clonies bizarres ventre, non revues
71	20090715T141400RAS.evt	79	-1	mouvement sur commande
72	20090717T093800RAS.evt	80	0	Clonies étranges MS non revues
73	20090825T094800TOT.evt	81	1	
74	20090825T111900TOT.evt	81	1	
75	20090825T134600FAJ.evt	83	-1	complexes, plus ou moins conscient, non revues
76	20090825T140800FAJ.evt	83	-1	complexes, plus ou moins conscient, non revues
77	20090825T142500TOT.evt	82	1	
78	20091015T124054CHM.evt	87	0	HT bouge très peu, cardio intéressant
79	20091015T154300CHM.evt	88	1	
80	20091027T145300SOA.evt	89	0	T, non revue pour t0, t2, compliqué
81	20091027T150300SOA.evt	89	0	T, atf, non revue pour t0, t2, compliqué
82	20091027T151100SOA.evt	89	0	T non revue pour t0, t2, compliqué
83	20091102T145814REJ.evt	90	0	faible T qui peut etre inclus
84	20091103T135153REJ.evt	91	0	faible T qui peut etre inclus
85	20091103T150320REJ.evt	91	0	faible T qui peut etre inclus
86	20091103T153307REJ.evt	91	0	faible T qui peut etre inclus
87	20091117T113539REJ.evt	92	0	faible T qui peut etre inclus
88	20091117T144700KSY.evt	93	1	
89	20091120T095503KSY.evt	94	1	problème calibration capteur
90	20091123T104740KSY.evt	95	1	problème calibration capteur
91	20091207T101100TSL.evt	99	1	
92	20091207T130700TSL.evt	100	1	
93	20091211T105600MOG.evt	101	1	
94	20100106T143900KAB.evt	106	0	T bizarres
95	20100106T150519KAB.evt	106	0	A bizarres
96	20100107T095700KAB.evt	107	0	série de spasmes
97	20100107T104800KAB.evt	107	1	
98	20100107T155500KAB.evt	108	1	
99	20100108T112800KAB.evt	109	1	
100	20100111T112000KAB.evt	110	1	
101	20100111T121300KAB.evt	110	0	V, A, bizarres
102	20100112T102000KAB.evt	112	0	V, A, bizarres
103	20100112T105400KAB.evt	112	-1	V bizarres non scorés
104	20100112T112000KAB.evt	112	-1	V bizarres non scorés

---

Continue sur la page suivante

<i>Continue sur la page précédente</i>					
iEvt	Nom	iF	Code	Commentaires	
105	20100112T145600KAB.evt	113	-1	HT bizarres	
106	20100113T105700BOA.evt	114	1	A	
107	20100121T110600POS.evt	115	1		
108	20100125T120330BOA.evt	116	1		
109	20100218T151200FAJ.evt	117	-1	complexes, O	
110	20100308T143600RHM.evt	122	0	T, hypo(dys)T, O bizarre	
111	20100308T150400RHM.evt	122	0	idem, patient bizarre	
112	20100308T153300RHM.evt	122	0	idem, patient bizarre	
113	20100310T102400RHM.evt	123	0	T, patient bizarre	
114	20100310T155530RHM.evt	124	0	T, Spasm, patient bizarre	
115	20100317T154800RIG.evt	125	0	faible T qui peut etre inclus	
116	20100317T161100RIG.evt	125	0	faible T qui peut etre inclus	
117	20100319T093900RIG.evt	126	0	faible T qui peut etre inclus	
118	20100319T094600RIG.evt	126	0	faible T qui peut etre inclus	
119	20100319T102954RIG.evt	126	0	faible T qui peut etre inclus	
120	20100319T103600RIG.evt	126	0	faible T qui peut etre inclus	
121	20100319T104200RIG.evt	126	0	faible T qui peut etre inclus	
122	20100330T102400CHE.evt	127	1		
123	20100414T103300MOR.evt	128	1	A complexe peut être inclus	
124	20100520T104600EXC.evt	129	1		
125	20100520T155400EXC.evt	130	1		
126	20100702T143500MIJ.evt	144	1		
127	20100721T092000ERQ.evt	149	1		
128	20100721T092200BED.evt	150	1		
129	20100721T095700ERQ.evt	151	1		
130	20100721T110800BED.evt	152	1		
131	20100811T100700TEA.evt	153	-1	A bizarre, plus atf	
132	20100819T144000TEA.evt	155	1		
133	20100824T133400DEC.evt	156	1		
134	20100826T131038OUE.evt	157	1		
135	20101013T112800EXC.evt	160	1		

La liste des fichiers synchronisés contenant l'EEG et les données de mouvement est donnée Table D.2

Liste des fichiers \*.trc des données synchronisées. C1, C2, C3 : Position des capteurs 1, 2, 3. M membre ; S, I, supérieur, inférieur ; G, D, gauche, droite ; T tête ; 0, 180, Ax pointant vers l'avant, Ax pointant vers l'arrière.

TABLE D.2 – Liste des fichiers \*.trc de crises

Numéro fichier *.trc	Nom	C1	C2	C3	Chambre	iPatient
1	20051115T094000KAPCOR.trc	MSG	MSD	MID	1	0005
2	20051121T141200KAPCOR.trc	MSG	MSD	T0	1	0005
3	20051123T095600KAPCOR.trc	MSG	MSD	T0	1	0005
4	20051124T202300DAVALEa.trc	MSG	MSD	T0	2	0006
5	20051124T202300DAVALEb.trc	MSG	MSD	T0	2	0006
6	20051129T092000MARMIR.trc	MSG	MSD	T0	2	0007
7	20051129T134700MARMIR.trc	MSG	MSD	T0	2	0007
8	20051130T092000MARMIR.trc	MSG	MSD	T0	2	0007
9	20051201T101500MARMIR.trc	MSG	MSD	T180	2	0007
10	20051219T102600MORGUI.trc	MSG	MSD	T180	2	0008
11	20051220T092100MORGUI.trc	MSG	MSD	T180	2	0008
12	20060131T090000REVCAM.trc	MSG	MSD	T0	1	0011
13	20060203T091100REVCAM.trc	MSG	MSD	T0	1	0011
14	20060223T133700PANGAE.trc	MSG	MSD	T0	2	0012
15	20060315T130000HUNHEL.trc	MSG	MSD	T0	2	0015
16	20060316T090900HUNHEL.trc	MSG	MSD	T0	2	0015
17	20060316T121500HUNHEL.trc	MSG	MSD	T0	2	0015
18	20060330T134600GENMEL.trc	MSG	MSD	T0	2	0016
19	20060331T093000GENMEL.trc	MSG	MSD	T0	2	0016
20	20060405T133600GENMEL.trc	MSG	MSD	T0	2	0016
21	20060410T133800GENMEL.trc	MSG	MSD	T0	2	0016
22	20060510T134600MORGUI.trc	MSG	MSD	T0	2	0008

*Continue sur la page suivante*

---

Continue sur la page précédente

iTrc	Nom	C1	C2	C3	Chambre	iPatient
23	20060614T085900MUSDOM.trc	MSG	MSD	T0	1	0017
24	20061002T104600MOLCED.trc	MSG	MSD	T0	1	1001
25	20061002T144300MOLCED.trc	MSG	MSD	T0	1	1001
26	20061011T134100GILMEL.trc	MSG	MSD	T0	1	1002
27	20061012T092100GILMEL.trc	MSG	MSD	T0	1	1002
28	20061012T134000GILMEL.trc	MSG	MSD	T0	1	1002
29	20061013T093600GILMEL.trc	MSG	MSD	T0	1	1002
30	20061013T134300GILMEL.trc	MSG	MSD	T0	1	1002
31	20061031T085700BOUSYL.trc	MSG	MSD	T0	1	1003
32	20061102T133600BOUSYL.trc	MSG	MSD	T0	1	1003
33	20061108T092900MALSTE.trc	MSG	MSD	T0	1	1004
34	20061212T090900BASCHR.trc	MSG	MSD	T0	1	1007
35	20061212T120500BASCHR.trc	MSG	MSD	T0	1	1007
36	20061212T142400BASCHR.trc	MSG	MSD	T0	1	1007
37	20061213T133200BASCHR.trc	MSG	MSD	T0	1	1007
38	20061219T125200BASCHR.trc	MSG	MSD	T0	1	1007
39	20070116T091500MONNAT.trc	MSG	MSD	T0	1	1008
40	20070123T091000MONNAT.trc	MSG	MSD	T0	1	1008
41	20070123T133000MONNAT.trc	MSG	MSD	T0	1	1008
42	20070221T134100MARMIR.trc	MSG	MSD	T0	1	1009
43	20070227T133500PASCEL.trc	MSG	MSD	T0	1	1010
44	20070228T090700PASCEL.trc	MSG	MSD	T0	1	1010
45	20070228T133900PASCEL.trc	MSG	MSD	T0	1	1010
46	20070305T134000MEBMYRa.trc	MSG	MSD	T0	1	1011
47	20070305T134000MEBMYRb.trc	MSG	MSD	T0	1	1011
48	20070306T091100MEBMYR.trc	MSG	MSD	T0	1	1011
49	20070306T133600MEBMYR.trc	MSG	MSD	T0	1	1011
50	20070307T134600MEBMYR.trc	MSG	MSD	T0	1	1011
51	20070308T090900MEBMYR.trc	MSG	MSD	T0	1	1011
52	20070308T133200MEBMYR.trc	MSG	MSD	T0	1	1011
53	20070309T091200MEBMYR.trc	MSG	MSD	T0	1	1011
54	20070309T133600MEBMYR.trc	MSG	MSD	T0	1	1011
55	20070312T110400MEBMYR.trc	MSG	MSD	T0	1	1011
56	20070312T133600MEBMYR.trc	MSG	MSD	T0	1	1011
57	20070313T090700MEBMYR.trc	MSG	MSD	T0	1	1011
58	20070313T125800MEBMYRa.trc	MSG	MSD	T0	1	1011
59	20070313T125800MEBMYRb.trc	MSG	MSD	T0	1	1011
60	20070314T091500MEBMYR.trc	MSG	MSD	T0	1	1011
61	20070314T134400MEBMYR.trc	MSG	MSD	T0	1	1011
62	20070315T092500MEBMYR.trc	MSG	MSD	T0	1	1011
63	20070321T133800JACLUD.trc	MSG	MSD	T0	1	1012
64	20070418T120800CAMAMI.trc	MSG	MSD	T0	1	1013
65	20070419T131300CAMANI.trc	MSG	MSD	T0	1	1013
66	20070510T090000CARCEL.trc	MSG	MSD	T0	1	1014
67	20070510T133200CARCELa.trc	MSG	MSD	T0	1	1014
68	20070510T133200CARCELb.trc	MSG	MSD	T0	1	1014
69	20070523T133400ANDSTE.trc	MSG	MSD	T0	1	1015
70	20070601T133200JACLUD.trc	MSG	MSD	T0	1	1016
71	20070604T123800JACLUD.trc	MSG	MSD	T0	1	1016
72	20070605T133600JACLUD.trc	MSG	MSD	T0	1	1016
73	20070612T091300RAVFRA.trc	MSG	MSD	T0	1	1017
74	20070612T120600RAVFRA.trc	MSG	MSD	T0	1	1017
75	20070613T090700RAVFRA.trc	MSG	MSD	T0	1	1017
76	20070613T133700RAVFRA.trc	MSG	MSD	T0	1	1017
77	20070621T091300BREVAL.trc	MSG	MSD	T0	1	1018
78	20070621T133500BREVAL.trc	MSG	MSD	T0	1	1018
79	20090715T141400RAS.trc	MSG	MSD	T0	1	2001
80	20090717T091700RAS.trc	MSG	MSD	T0	1	2001
81	20090825T092800TOT.trc	MSG	MSD	T0	1	2004
82	20090825T115800TOT.trc	MSG	MSD	T0	1	2004
83	20090825T122900FAJ.trc	MSG	MSD	T0	2	2003
84	20090922T091700MWM.trc	MSG	MSD	T0	2	2006
85	20090923T133000MWM.trc	MSG	MSD	T0	2	2006
86	20090924T134400MWM.trc	MSG	MSD	T0	2	2006
87	20091015T104600CHM.trc	MSG	MSD	T0	2	2008

---

Continue sur la page suivante

<i>Continue sur la page précédente</i>						
iTrc	Nom	C1	C2	C3	Chambre	iPatient
88	20091015T153700CHM.trc	MSG	MSD	T0	2	2008
89	20091027T132400SOA.trc	MSG	MSD	T0	2	2010
90	20091102T133700REJ.trc	MSG	MSD	T0	2	2011
91	20091103T133200REJ.trc	MSG	MSD	T0	2	2011
92	20091105T111500REJ.trc	MSG	MSD	T0	2	2011
93	20091117T134300KSY.trc	MSG	MSD	T0	1	2012
94	20091120T090000KSY.trc	MSG	MSD	T0	1	2012
95	20091123T091600KSY.trc	MSG	MSD	T0	1	2012
96	20091126T090500TSL.trc	MSG	MSD	T0	2	2014
97	20091130T091500TSL.trc	MSG	MSD	T0	2	2014
98	20091207T101400TSL.trc	MSG	MSD	T0	2	2014
99	20091207T101400TSL1.trc	MSG	MSD	T0	2	2014
100	20091207T120900TSL.trc	MSG	MSD	T0	2	2014
101	20091211T085000MOG.trc	MSG	MSD	-	1	2015
102	20091223T090300GUG.trc	MSG	MSD	T0	1	2016
103	20091223T133800GUG.trc	MSG	MSD	T0	1	2016
104	20100106T094300KAB.trc	-	MSD	T0	1	2017
105	20100106T134400POP.trc	MSG	MSD	T0	2	2018
106	20100106T135900KAB.trc	-	MSD	T0	1	2017
107	20100107T092500KAB.trc	-	MSD	T0	1	2017
108	20100107T133800KAB.trc	-	MSD	T0	1	2017
109	20100108T104600KAB.trc	-	MSD	T0	1	2017
110	20100111T100300KAB.trc	-	MSD	T0	1	2017
111	20100111T134000KAB.trc	-	MSD	T0	1	2017
112	20100112T095300KAB.trc	-	MSD	T0	1	2017
113	20100112T134800KAB.trc	-	MSD	T0	1	2017
114	20100113T091000BOA.trc	MSG	MSD	T0	1	2019
115	20100121T082800POS.trc	-	MSD	T0	1	2020
116	20100125T104900BOA.trc	MSG	MSD	T0	1	2019
117	20100218T134700FAJ.trc	MSG	MSD	T0	1	2024
118	20100225T093300SER.trc	MSG	MSD	T0	1	2025
119	20100303T133700BRJ.trc	-	MSD	T0	1	2026
120	20100305T133400BRJ.trc	-	MSD	T0	1	2026
121	20100308T133200BRJ.trc	-	MSD	T0	1	2026
122	20100308T135600RHM.trc	MSG	MSD	T0	2	2027
123	20100310T092000RHM.trc	MSG	MSD	T0	2	2027
124	20100310T134600RHM.trc	MSG	MSD	T0	2	2027
125	20100317T131900RIG.trc	MSG	MSD	T0	1	2028
126	20100319T090800RIG.trc	MSG	MSD	T0	1	2028
127	20100330T090500CHE.trc	-	MSD	T0	2	2030
128	20100414T090800MOR.trc	-	MSD	T0	2	2034
129	20100520T085300EXC.trc	-	MSD	T0	2	2036
130	20100520T141400EXC.trc	-	MSD	T0	2	2036
131	20100520T162700EXC.trc	-	MSD	T0	2	2036
132	20100521T091500EXC.trc	-	MSD	T0	2	2036
133	20100608T090400MEK.trc	-	MSD	T0	2	2038
134	20100608T133600FAC.trc	MSG	MSD	T0	2	2040
135	20100609T085800MEK.trc	-	MSD	T0	2	2038
136	20100609T093000FAC.trc	MSG	MSD	T0	2	2040
137	20100609T122300MEK.trc	-	MSD	T0	2	2038
138	20100610T090900MEK.trc	-	MSD	T0	2	2038
139	20100610T134600MEK.trc	-	MSD	T0	2	2038
140	20100614T100100FAC.trc	MSG	MSD	T0	2	2040
141	20100615T090400FAC.trc	MSG	MSD	T0	2	2040
142	20100617T091000FAC.trc	MSG	MSD	T0	2	2040
143	20100629T091800MIJ.trc	-	MSD	T0	2	2043
144	20100702T115100MIJ.trc	-	MSD	T0	2	2043
145	20100705T105900MIJ.trc	-	MSD	T0	2	2043
146	20100705T133800MIJ.trc	-	MSD	T0	2	2043
147	20100707T134300BAS.trc	MSG	MSD	T0	2	2044
148	20100708T133100BAS.trc	MSG	MSD	T0	2	2044
149	20100721T090300ERQ.trc	-	MSD	T0	2	2045
150	20100721T091300BED.trc	MSG	MSD	T0	2	2046
151	20100721T095700ERQ.trc	-	MSD	T0	2	2045
152	20100721T100200BED.trc	MSG	MSD	T0	2	2046

*Continue sur la page suivante*

---

*Continue sur la page précédente*

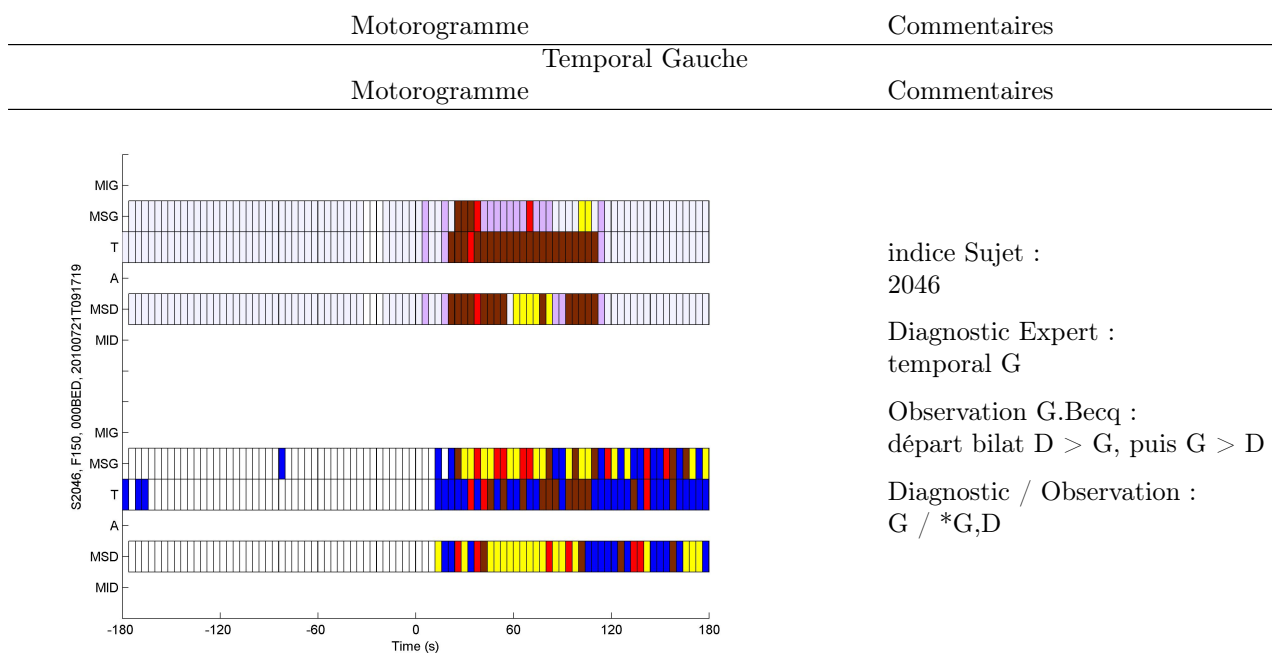
iTrc	Nom	C1	C2	C3	Chambre	iPatient
153	20100811T091500TEA.trc	-	MSD	T0	2	2047
154	20100818T085700TEA.trc	-	MSD	T0	2	2047
155	20100819T133500TEA.trc	-	MSD	T0	2	2047
156	20100824T133400DEC.trc	MSG	MSD	T0	2	2048
157	20100826T101600OUE.trc	-	MSD	T0	2	2049
158	20100827T091400OUE.trc	-	MSD	T0	2	2049
159	20100827T123300OUE.trc	-	MSD	T0	2	2049
160	20101013T090600EXC.trc	MSG	-	T0	1	2050

---

# Annexe E

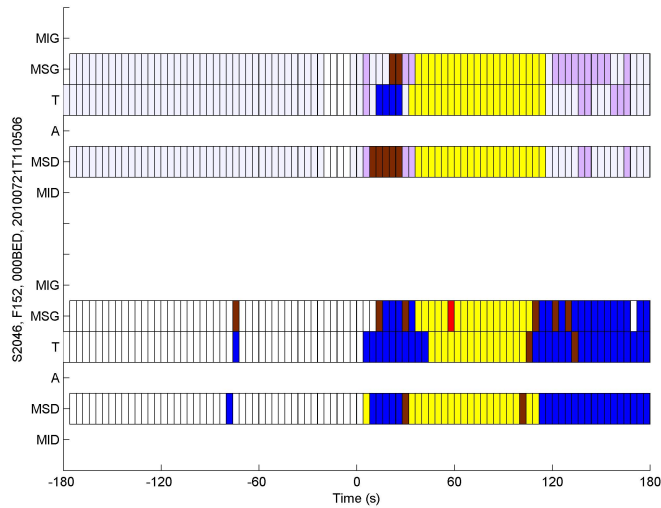
## Motorogrammes

TABLE E.1: Table des motorogrammes. Le diagnostic médecin et la latéralisation sont donnés sommairement en tenant compte des notations proposées tables B.1. Une observation est proposée pour la latéralisation, en tenant compte d'une part du début de la crise et d'autre part de son appréciation générale. Ainsi une appréciation G / \*, G correspond à une latéralisation gauche diagnostiquée par l'expert sur le patient sans tenir compte des motorogrammes, et une observation avec un départ bilatéral (\*) suivi d'une tendance plus prononcée à gauche sur la base des motorogrammes. Les résultats restent à analyser.



## Motorogramme

## Commentaires

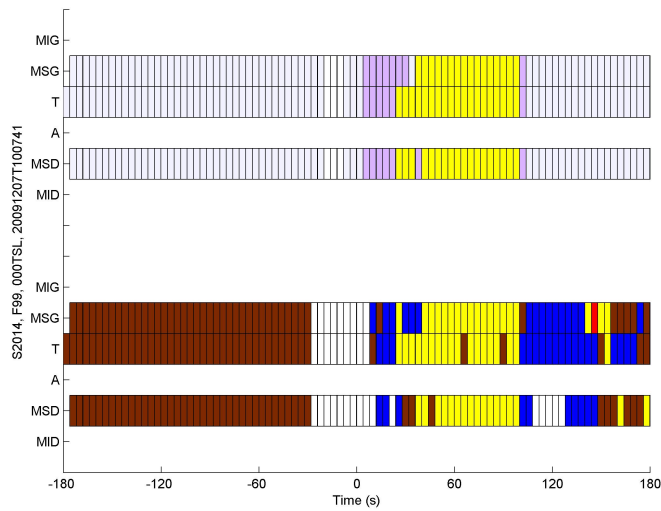


indice Sujet :  
2046

Diagnostic Expert :  
temporal G

Observation G.Becq :  
départ D, puis D > G

Diagnostic / Observation :  
G / G,G

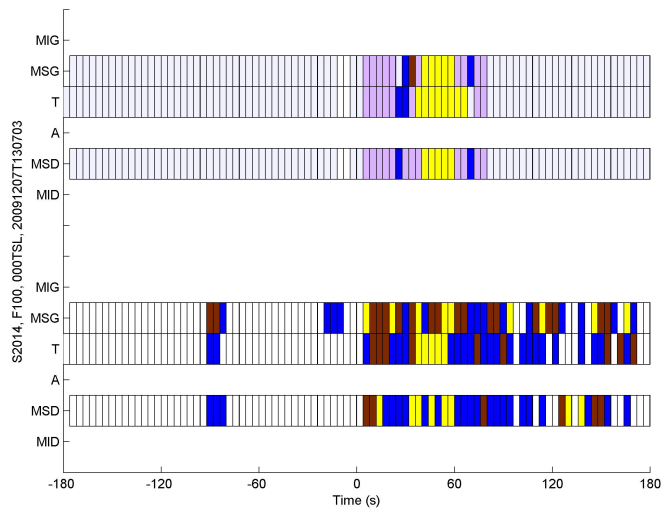


indice Sujet :  
2014

Diagnostic Expert :  
temporal G

Observation G.Becq :  
départ G > D ou bilat, puis D

> G  
Diagnostic / Observation :  
G / D,G ou \*,G



indice Sujet :  
2014

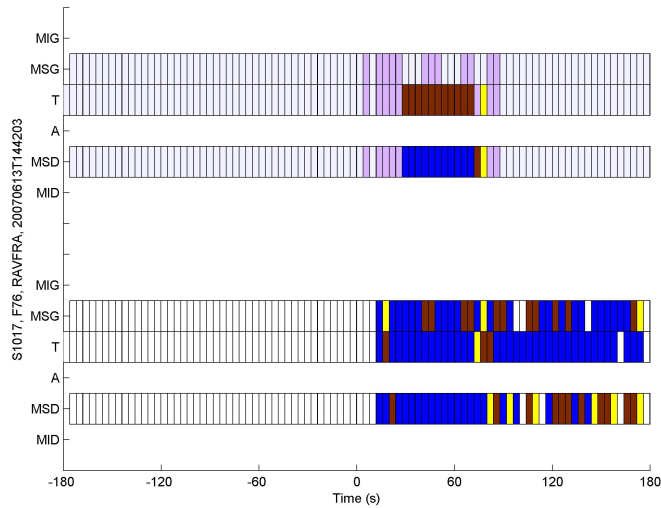
Diagnostic Expert :  
temporal G

Observation G.Becq :  
départ bilat, puis bilat

Diagnostic / Observation :  
G / \*,\*

### Motorogramme

### Commentaires



indice Sujet :  
1017

Diagnostic Expert :  
temporal G

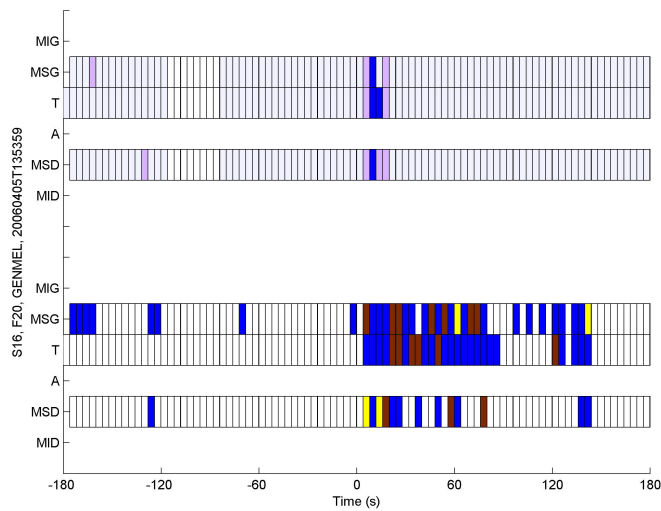
Observation G.Becq :  
départ bilat G > D, puis D > G

Diagnostic / Observation :  
G / \*D,G

### Extra Temporal Gauche

### Motorogramme

### Commentaires

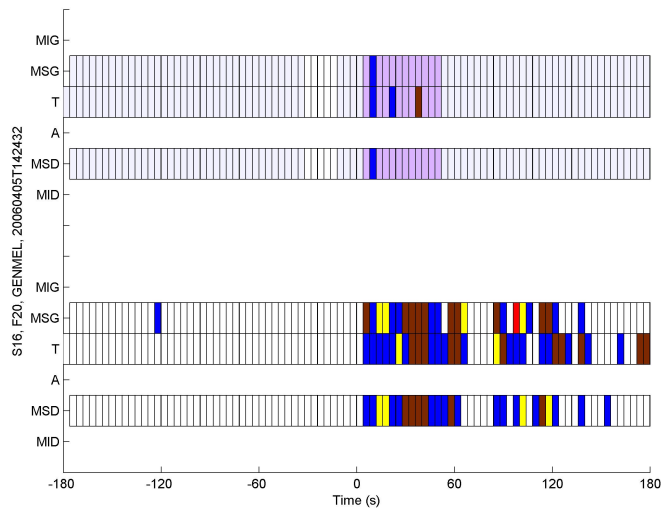


indice Sujet :  
0016

Diagnostic Expert :  
fronto parietal G

Observation G.Becq :  
départ bilat D > G, puis G > D

Diagnostic / Observation :  
G / \*G,D



indice Sujet :  
0016

Diagnostic Expert :  
fronto parietal G

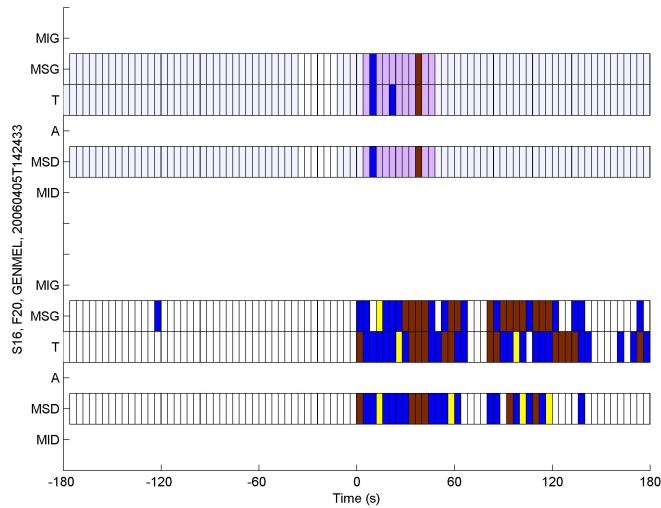
Observation G.Becq :  
départ bilat, puis bilat

Diagnostic / Observation :  
G / \*,\*



## Motorogramme

## Commentaires

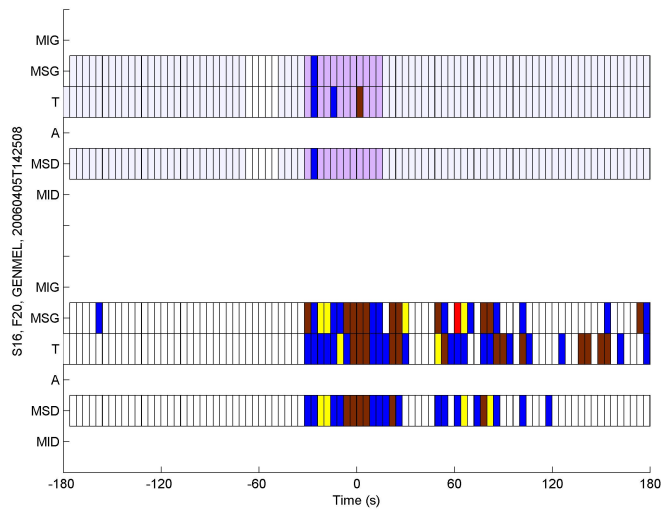


indice Sujet :  
0016

Diagnostic Expert :  
fronto parietal G

Observation G.Becq :  
départ bilat, puis bilat

Diagnostic / Observation :  
G / \*,\*

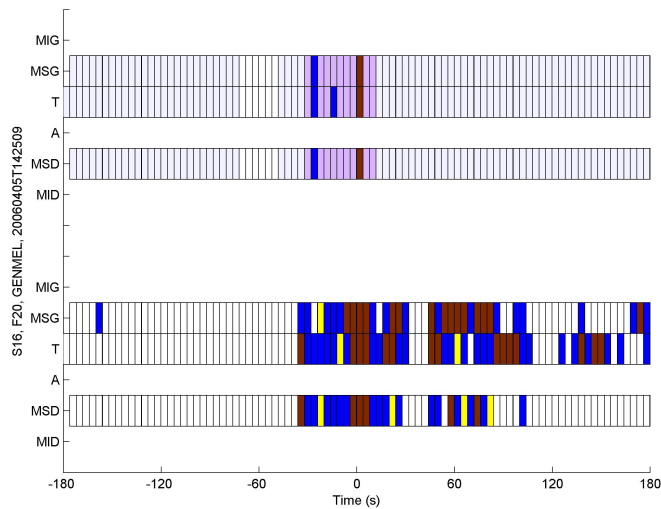


indice Sujet :  
0016

Diagnostic Expert :  
fronto parietal G

Observation G.Becq :  
départ bilat, puis bilat

Diagnostic / Observation :  
G / \*,\*



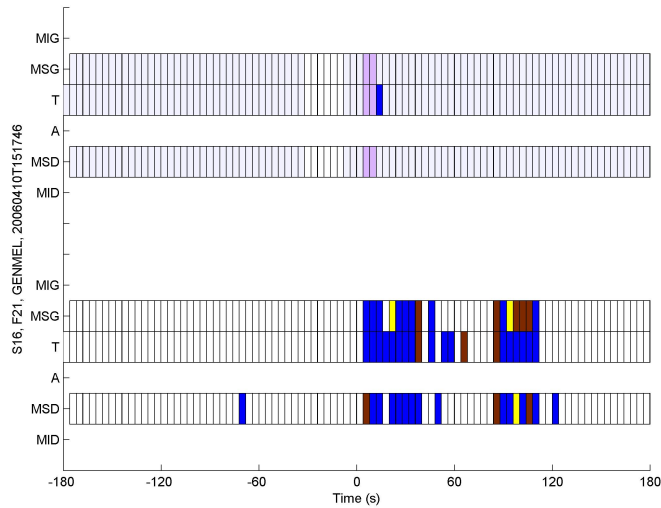
indice Sujet :  
0016

Diagnostic Expert :  
fronto parietal G

Observation G.Becq :  
départ bilat, puis bilat

Diagnostic / Observation :  
G / \*,\*

## Motorogramme



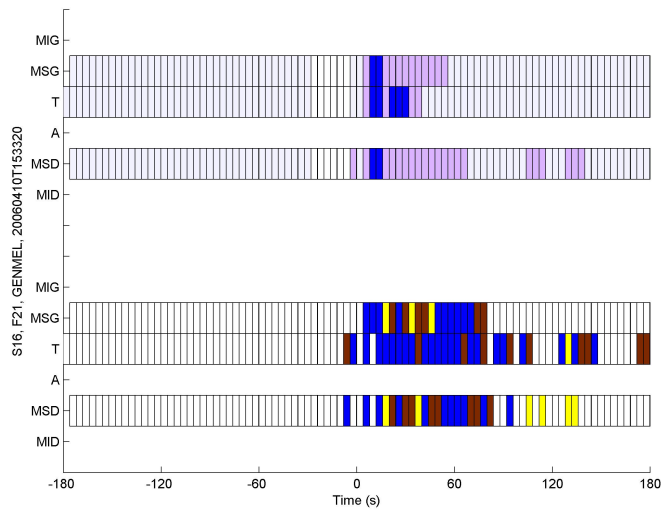
## Commentaires

indice Sujet :  
0016

Diagnostic Expert :  
fronto parietal G

Observation G.Becq :  
départ bilat, puis bilat

Diagnostic / Observation :  
G / \*,\*



indice Sujet :  
0016

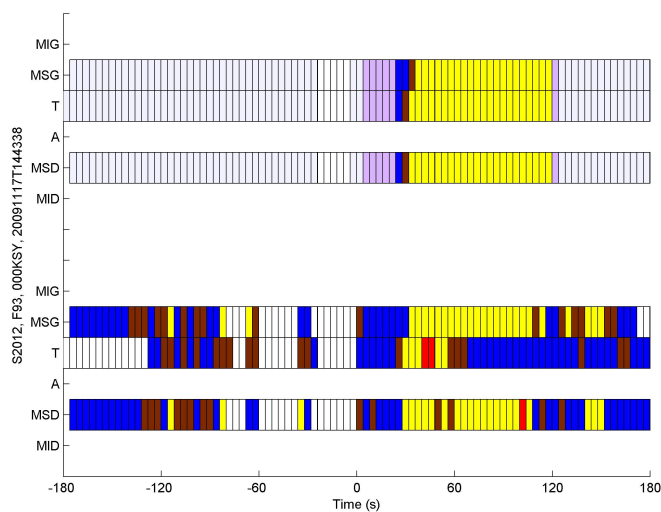
Diagnostic Expert :  
fronto parietal G

Observation G.Becq :  
départ bilat, puis bilat

Diagnostic / Observation :  
G / \*,\*

## Temporal Droit

## Motorogramme



## Commentaires

indice Sujet :  
2012

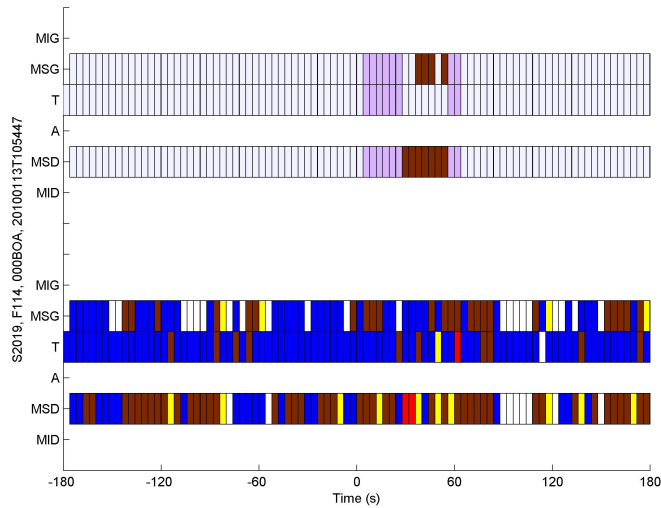
Diagnostic Expert :  
temporo insulaire D

Observation G.Becq :  
départ bilat D légèrement > G

puis G > D  
Diagnostic / Observation :  
D / \*G,D

## Motorogramme

## Commentaires

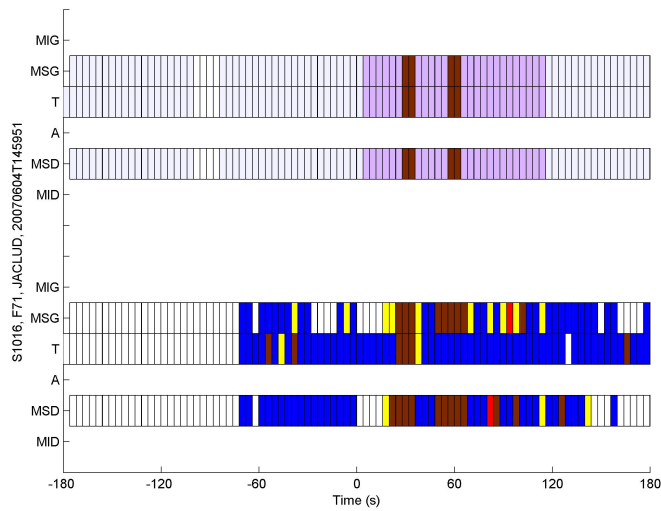


indice Sujet :  
2019

Diagnostic Expert :  
frontal antéro dorso latéral D

Observation G.Becq :  
départ bilat, puis D > G

Diagnostic / Observation :  
D / \*,G

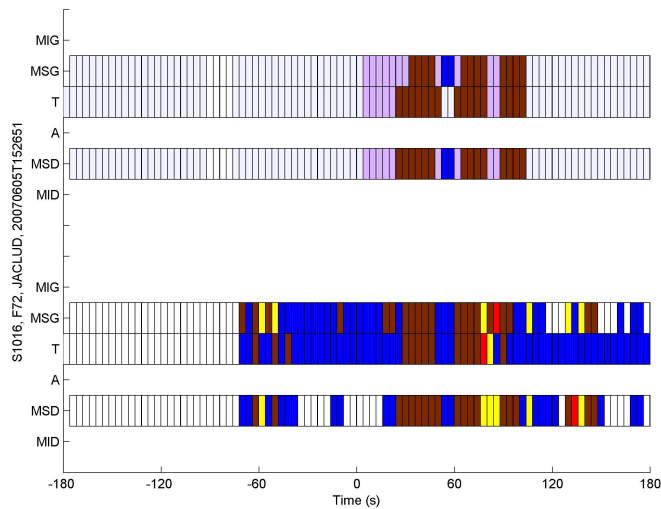


indice Sujet :  
1016

Diagnostic Expert :  
insulo temporal D

Observation G.Becq :  
départ bilat G > D, puis bilat

Diagnostic / Observation :  
D / \*D,\*



indice Sujet :  
1016

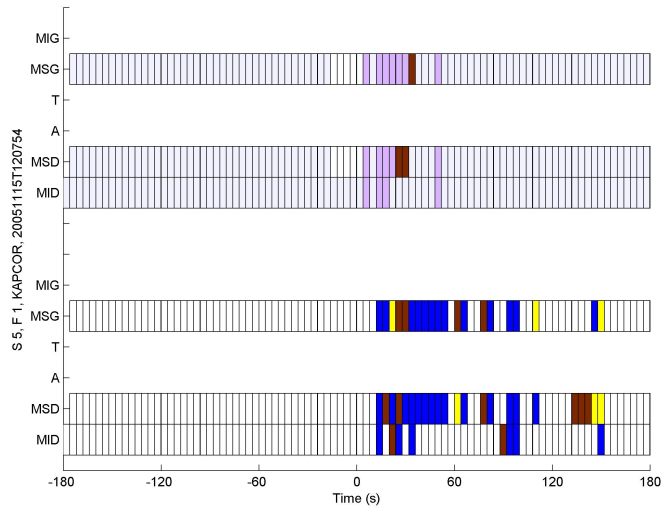
Diagnostic Expert :  
insulo temporal D

Observation G.Becq :  
départ G > bilat, puis bilat

Diagnostic / Observation :  
D / D,\*

## Motorogramme

## Commentaires

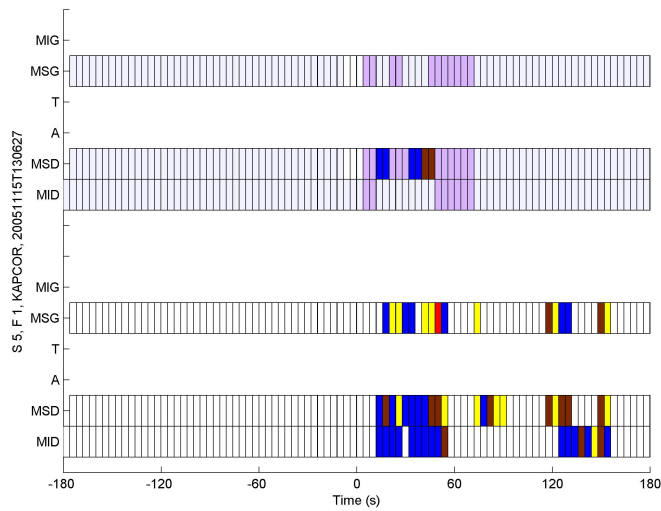


indice Sujet :  
0005

Diagnostic Expert :  
temporo parieto occipital D

Observation G.Becq :  
départ bilat G > D, puis G > D

Diagnostic / Observation :  
D / \*D,D

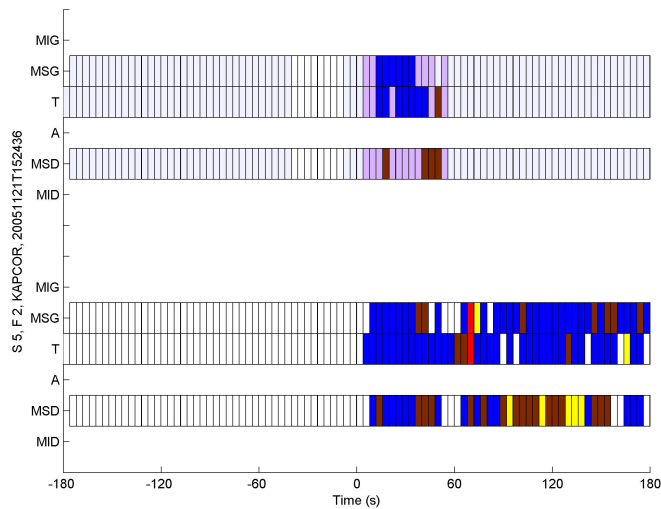


indice Sujet :  
0005

Diagnostic Expert :  
temporo parieto occipital D

Observation G.Becq :  
départ D, puis G > D

Diagnostic / Observation :  
D / G,D



indice Sujet :  
0005

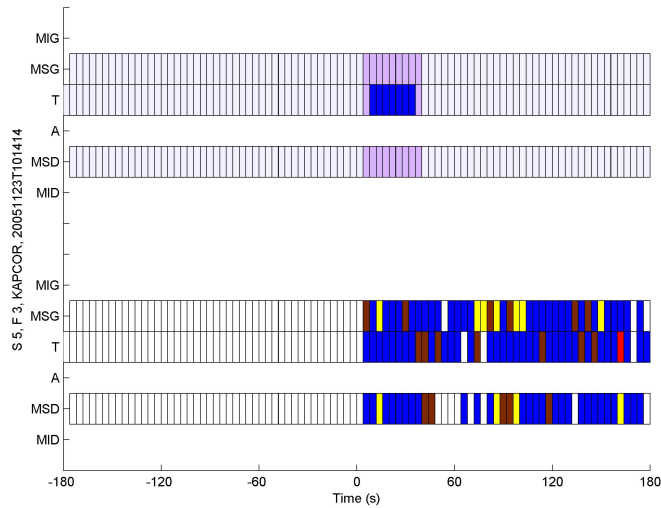
Diagnostic Expert :  
temporo parieto occipital D

Observation G.Becq :  
départ T, puis bilat

Diagnostic / Observation :  
D / \*,\*

Motorogramme

Commentaires

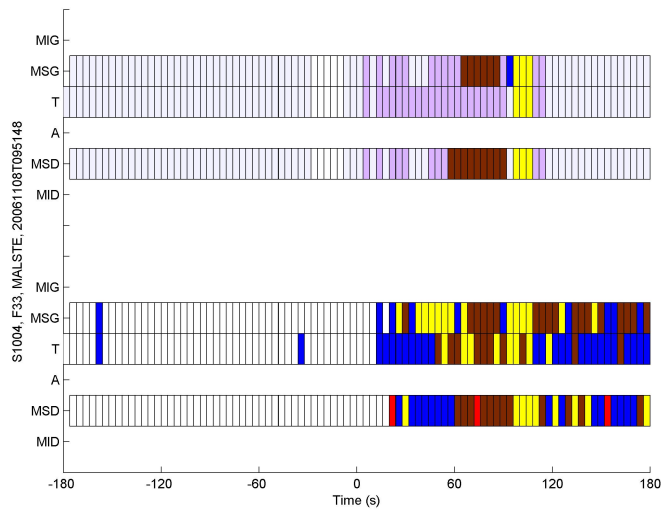


indice Sujet :  
0005

Diagnostic Expert :  
temporo parieto occipital D

Observation G.Becq :  
départ bilat puis G > D

Diagnostic / Observation :  
D / \*,D

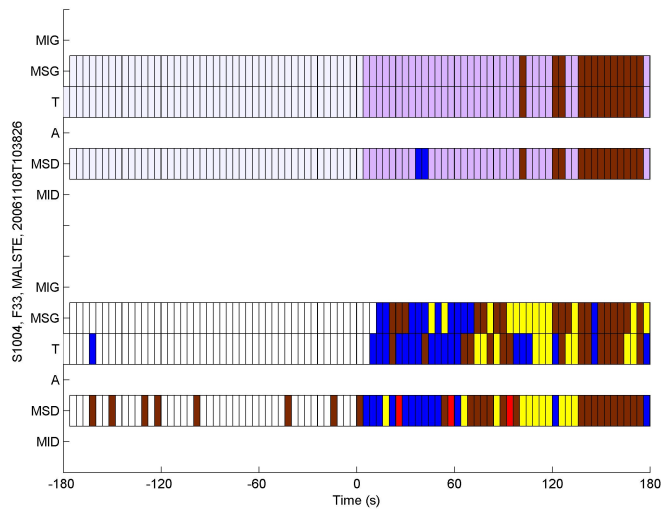


indice Sujet :  
1004

Diagnostic Expert :  
temporal D

Observation G.Becq :  
départ G, puis G > D

Diagnostic / Observation :  
D / D,D

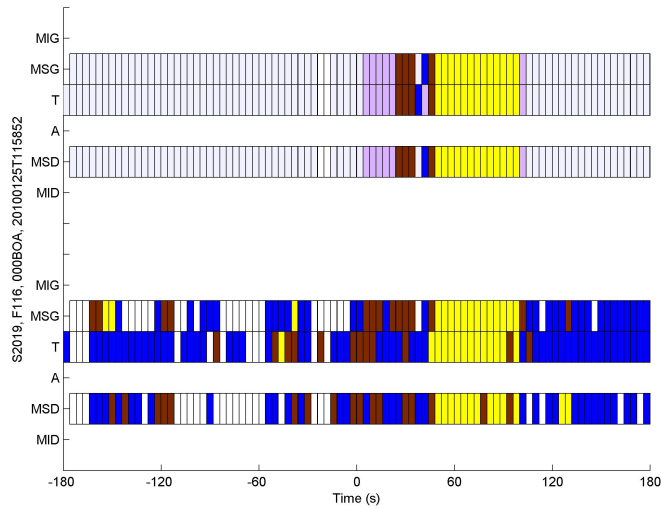


indice Sujet :  
1004

Diagnostic Expert :  
temporal D

Observation G.Becq :  
départ D, puis D > G

Diagnostic / Observation :  
D / G,G

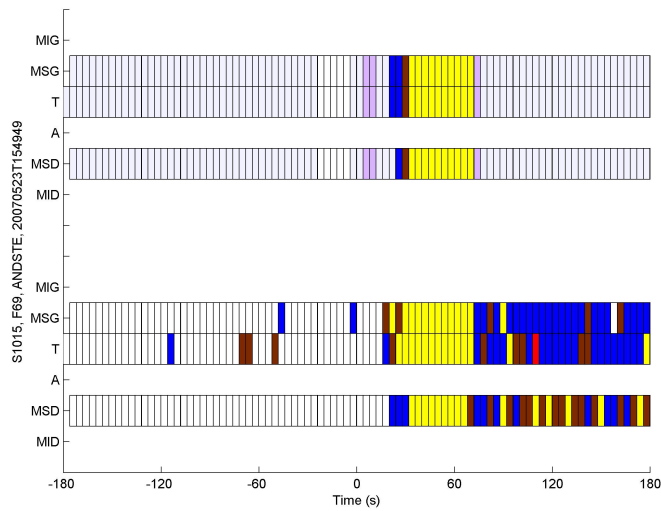


indice Sujet :  
2019

Diagnostic Expert :  
frontal antéro dorso latéral D

Observation G.Becq :  
départ bilat D > G, puis bilat

Diagnostic / Observation :  
D / \*G,\*

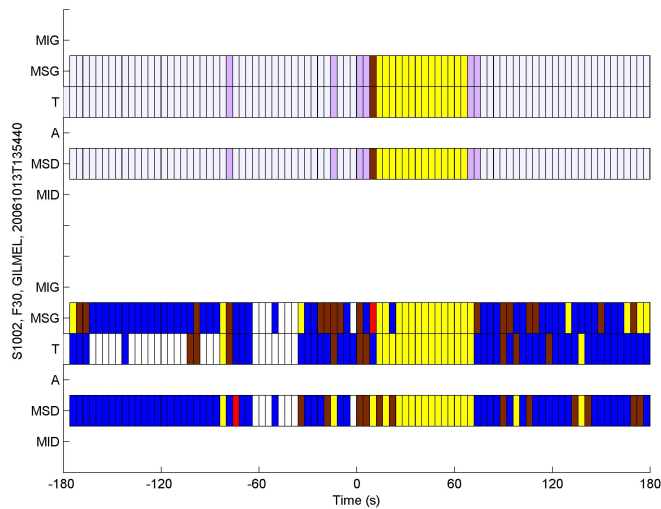


indice Sujet :  
1015

Diagnostic Expert :  
frontal D

Observation G.Becq :  
départ G > bilat, puis G > D

Diagnostic / Observation :  
D / D,D



indice Sujet :  
1002

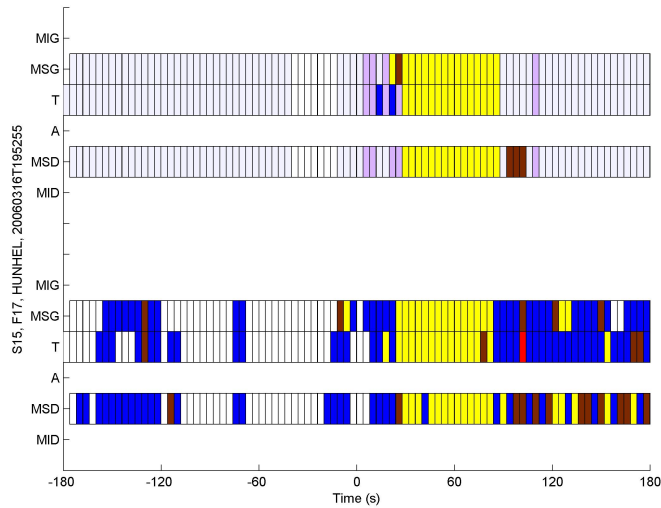
Diagnostic Expert :  
operculaire D

Observation G.Becq :  
départ bilat, puis bilat G lég >

D  
Diagnostic / Observation :  
D / \*,\*D

## Motorogramme

## Commentaires

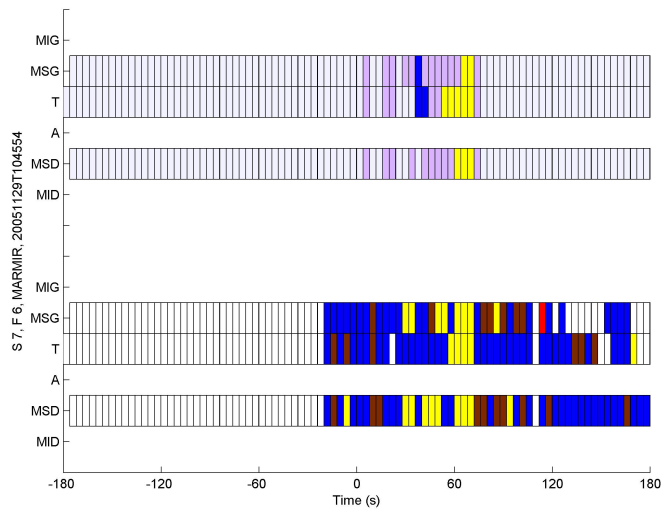


indice Sujet :  
0015

Diagnostic Expert :  
fronto parietal D

Observation G.Becq :  
départ G, puis bilat

Diagnostic / Observation :  
D / D,\*

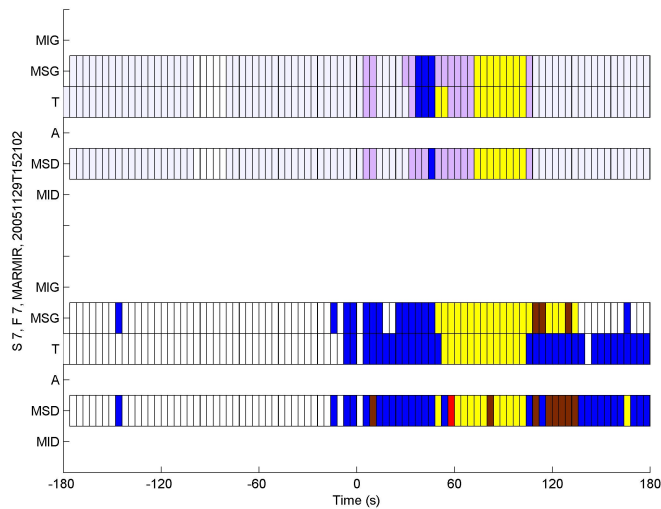


indice Sujet :  
0007

Diagnostic Expert :  
fronto precentral D

Observation G.Becq :  
départ bilat, puis D légèrement

> G  
Diagnostic / Observation :  
D / \*,\*G



indice Sujet :  
0007

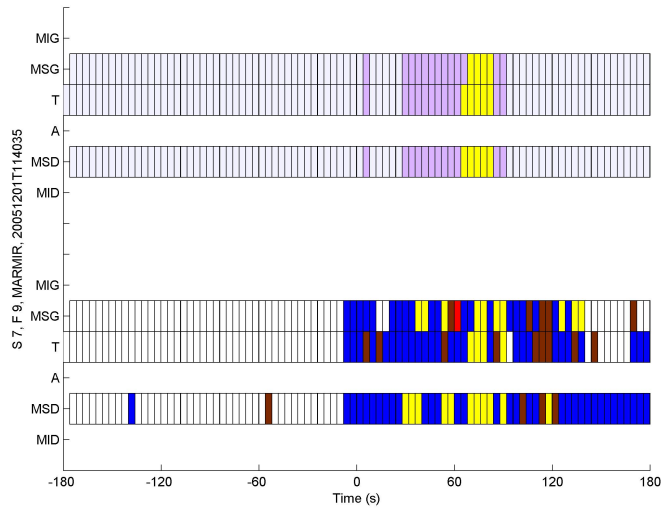
Diagnostic Expert :  
fronto precentral D

Observation G.Becq :  
départ bilat, puis bilat

Diagnostic / Observation :  
D / \*,\*

Motorogramme

Commentaires



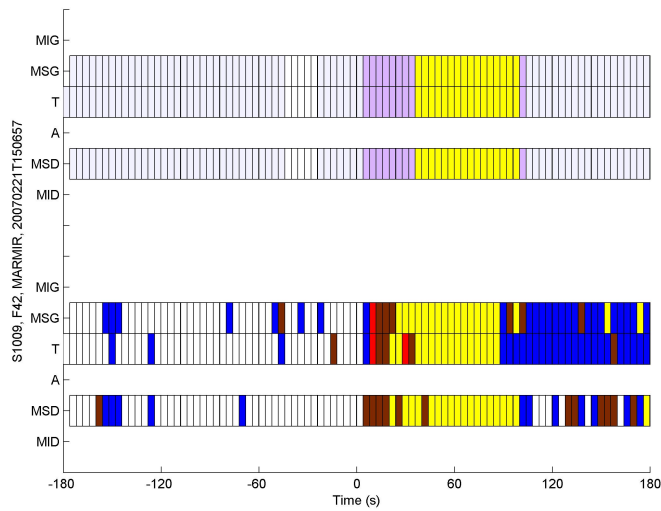
indice Sujet :  
0007

Diagnostic Expert :  
fronto precentral D

Observation G.Becq :  
départ bilat, puis D légèrement

> G

Diagnostic / Observation :  
D / \*,\*G



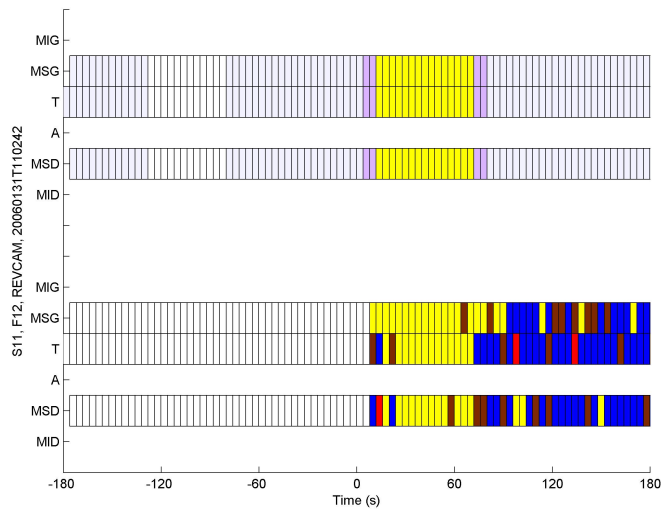
indice Sujet :  
1009

Diagnostic Expert :  
fronto precentral D

Observation G.Becq :  
départ bilat, puis D légèrement

> G + HM

Diagnostic / Observation :  
D / \*,\*G



indice Sujet :  
0011

Diagnostic Expert :  
frontal D

Observation G.Becq :  
départ bilat G > D, puis G > D

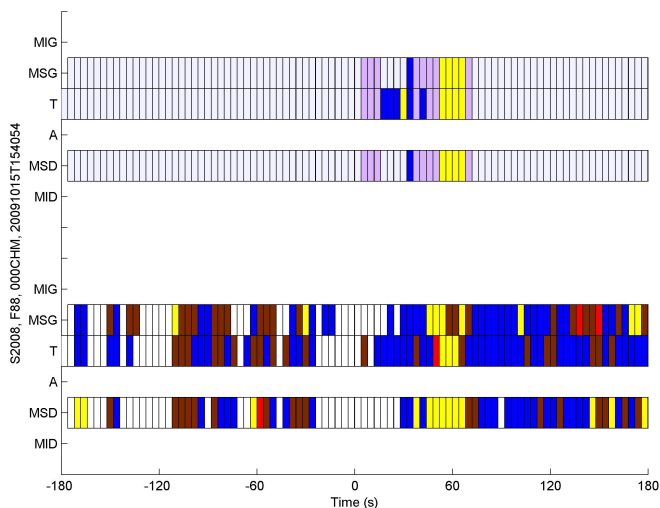
Diagnostic / Observation :  
D / \*D,D

Temporal bilatéral

Motorogramme

Commentaires





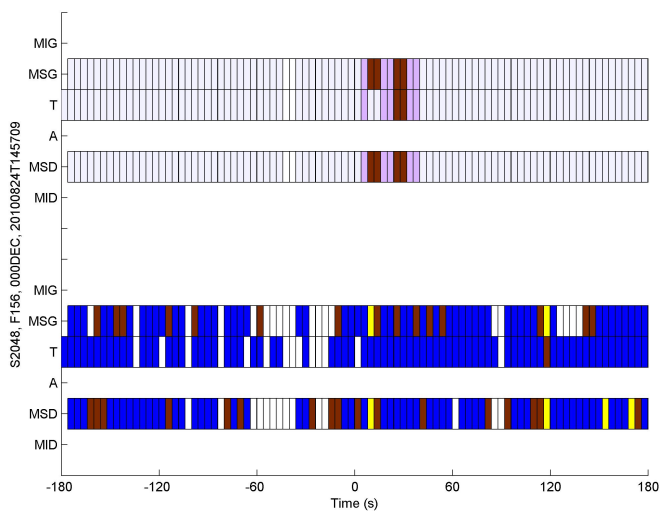
indice Sujet :  
2008

Diagnostic Expert :  
temporal bilatéral

Observation G.Becq :  
départ T puis bilat G > D

Diagnostic / Observation :  
\* / \*,\*D

Extra Temporal bilatéral

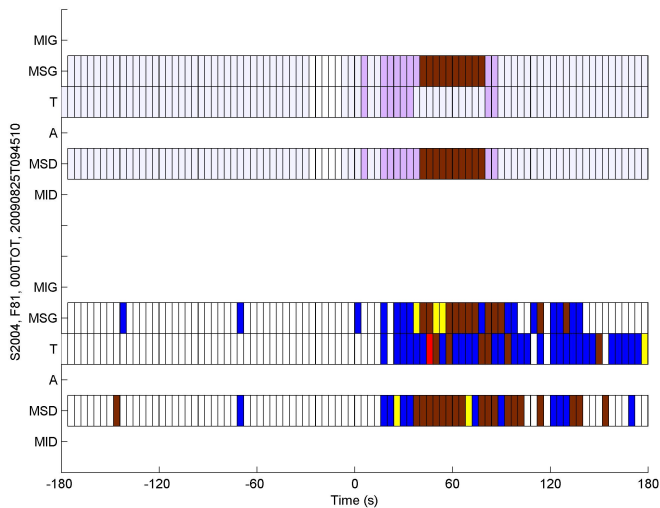


indice Sujet :  
2048

Diagnostic Expert :  
bilat

Observation G.Becq :  
départ D > G, puis bilat G > D

Diagnostic / Observation :  
\* / G,\*D



indice Sujet :  
2004

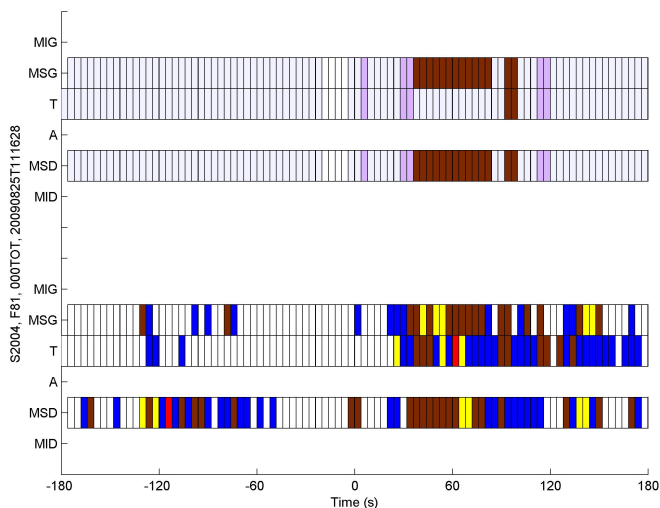
Diagnostic Expert :  
multifocal bilat

Observation G.Becq :  
départ bilat D lég> G, puis bilat

Diagnostic / Observation :  
\* / \*G,\*

Motorogramme

Commentaires

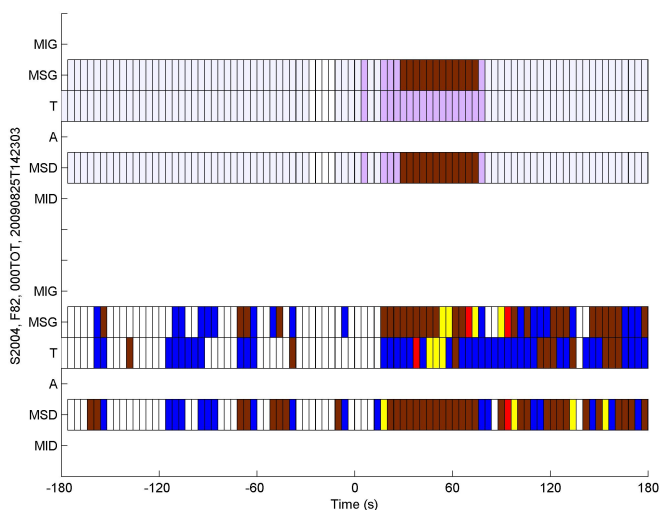


indice Sujet :  
2004

Diagnostic Expert :  
multifocal bilat

Observation G.Becq :  
départ bilat G lég > D, puis bilat

Diagnostic / Observation :  
\* / \*D,\*



indice Sujet :  
2004

Diagnostic Expert :  
multifocal bilat

Observation G.Becq :  
départ D > bilat, puis bilat

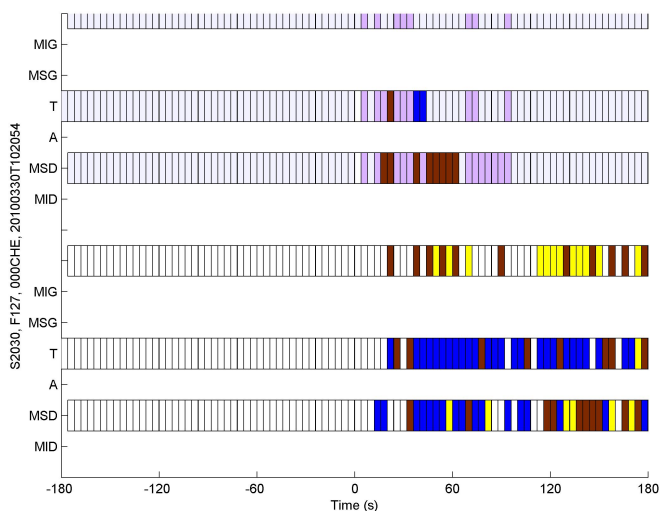
Diagnostic / Observation :  
\* / G,\*

Problèmes de capteurs

Temporal gauche

Motorogramme

Commentaires



indice Sujet :  
2030

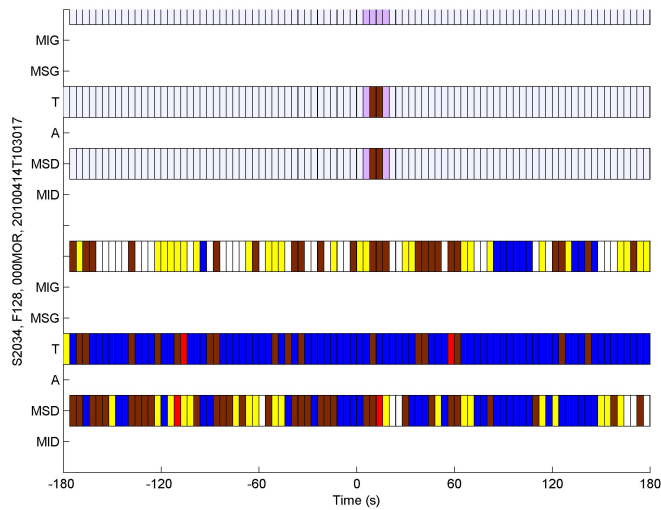
Diagnostic Expert :  
temporal G

Observation G.Becq :  
départ D, puis G > D, G HS

Diagnostic / Observation :  
G / G,D

## Motorogramme

## Commentaires



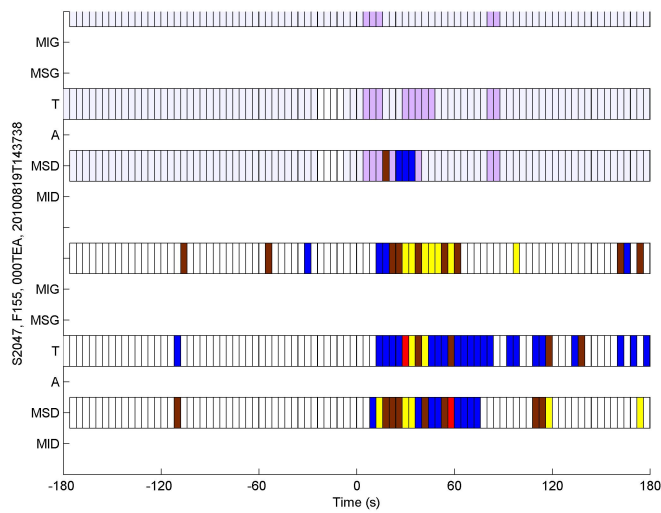
indice Sujet :  
2034

Diagnostic Expert :  
temporal G ?

Observation G.Becq :  
départ bilat D > G, puis bilat,

G HS

Diagnostic / Observation :  
G ? / \*G,\*



indice Sujet :  
2047

Diagnostic Expert :  
temporo occipital G

Observation G.Becq :  
départ D légèrement > bilat,

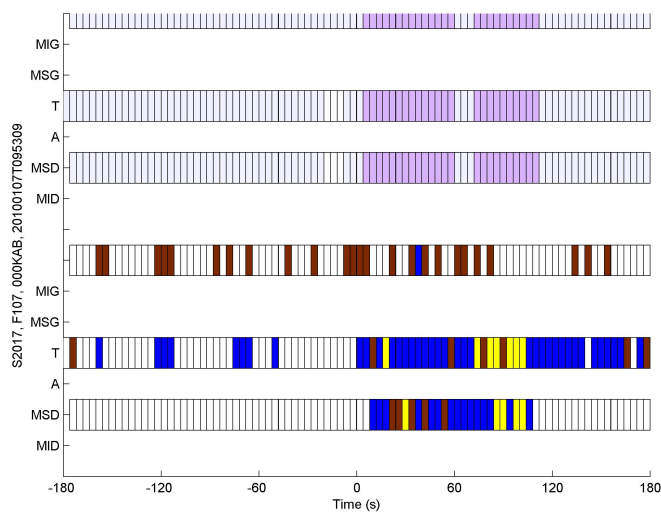
puis G > D, G HS

Diagnostic / Observation :  
G / G\*,D

## Extra Temporal gauche

## Motorogramme

## Commentaires



indice Sujet :  
2017

Diagnostic Expert :  
insulo operculaire G

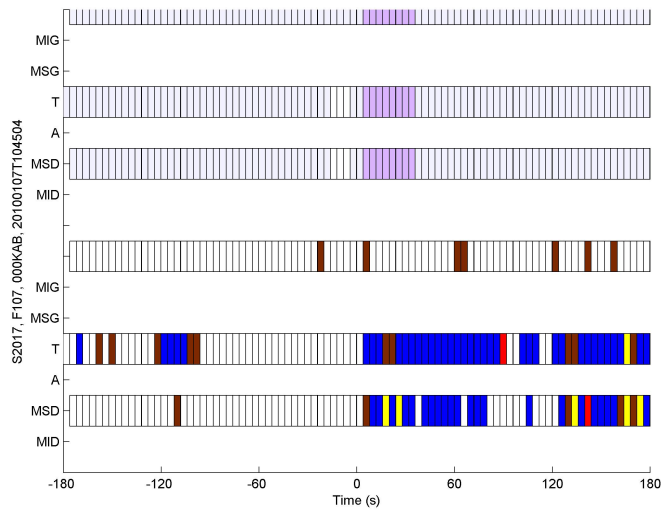
Observation G.Becq :  
départ G ou T, puis G > D, G

HS

Diagnostic / Observation :  
G / D,D ou \*,D

## Motorogramme

## Commentaires



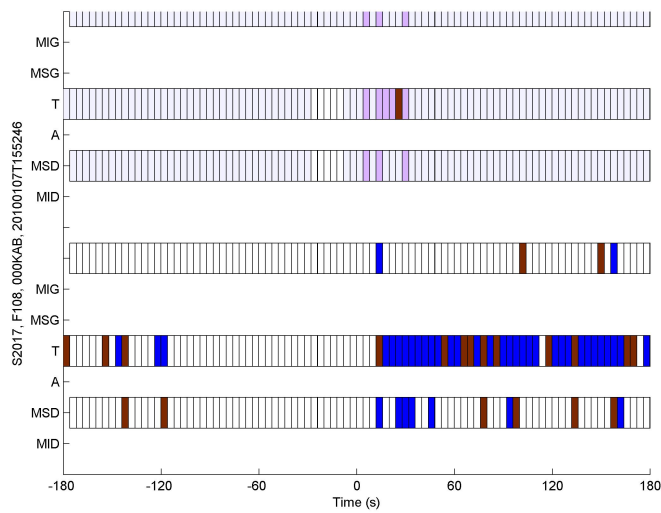
indice Sujet :  
2017

Diagnostic Expert :  
insulo operculaire G

Observation G.Becq :  
départ bilat, puis T > GD, G

HS

Diagnostic / Observation :  
G / D,D ou \*,D



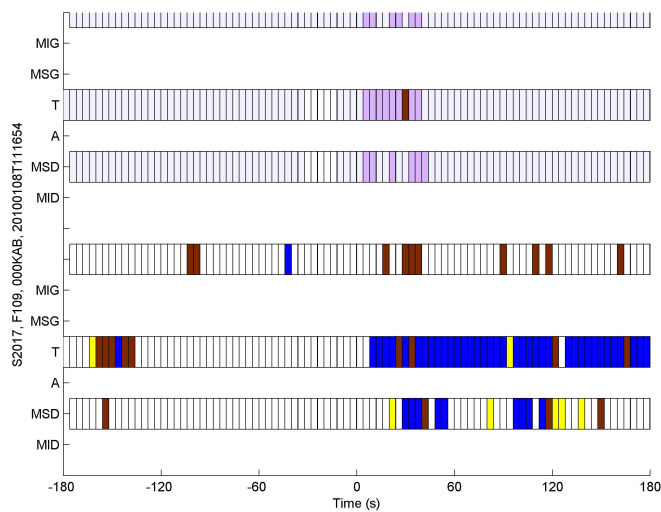
indice Sujet :  
2017

Diagnostic Expert :  
insulo operculaire G

Observation G.Becq :  
départ bilat, puis T > GD, G

HS

Diagnostic / Observation :  
G / \*,\*



indice Sujet :  
2017

Diagnostic Expert :  
insulo operculaire G

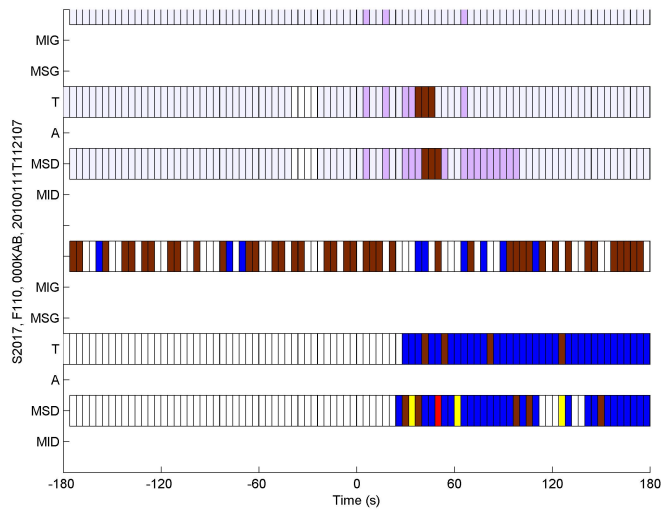
Observation G.Becq :  
départ T, puis T > GD, G HS

HS

Diagnostic / Observation :  
G / \*,\*

Motorogramme

Commentaires

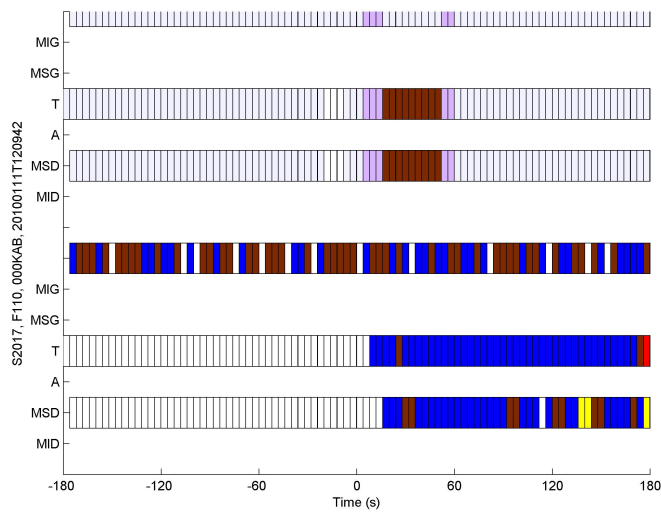


indice Sujet :  
2017

Diagnostic Expert :  
insulo operculaire G

Observation G.Becq :  
départ D, puis D > G, G HS

Diagnostic / Observation :  
G / G,G

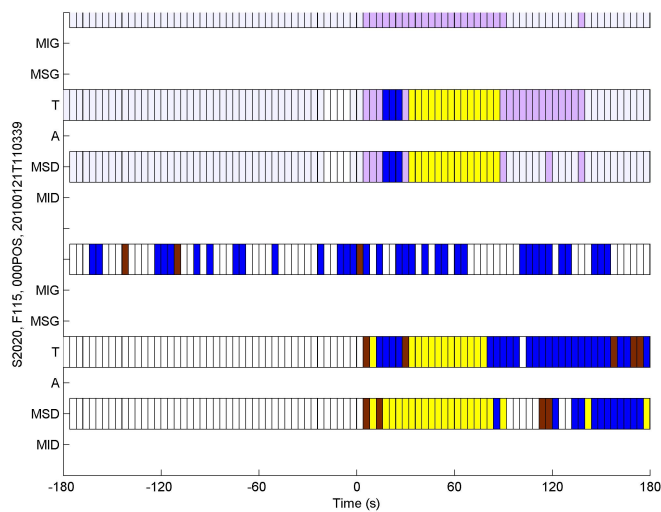


indice Sujet :  
2017

Diagnostic Expert :  
insulo operculaire G

Observation G.Becq :  
départ T, puis bilat, G HS

Diagnostic / Observation :  
G / \*,\*



indice Sujet :  
2020

Diagnostic Expert :  
operculaire G

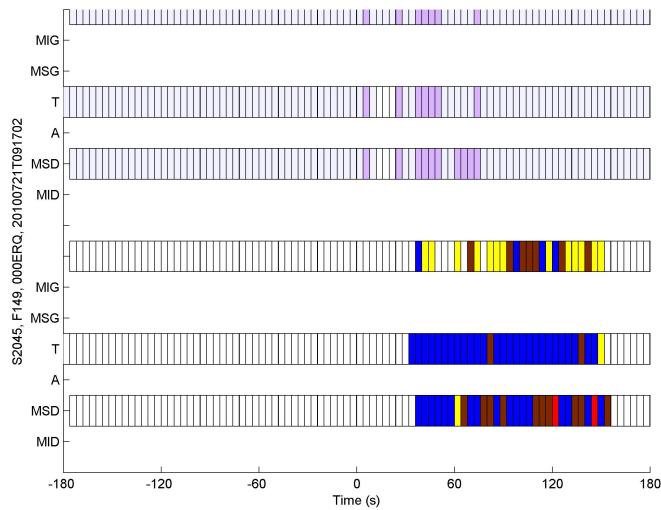
Observation G.Becq :  
départ bilat D > G, puis D >

G, G HS  
Diagnostic / Observation :  
G / \*G,G

Temporal droit

Motorogramme

Commentaires

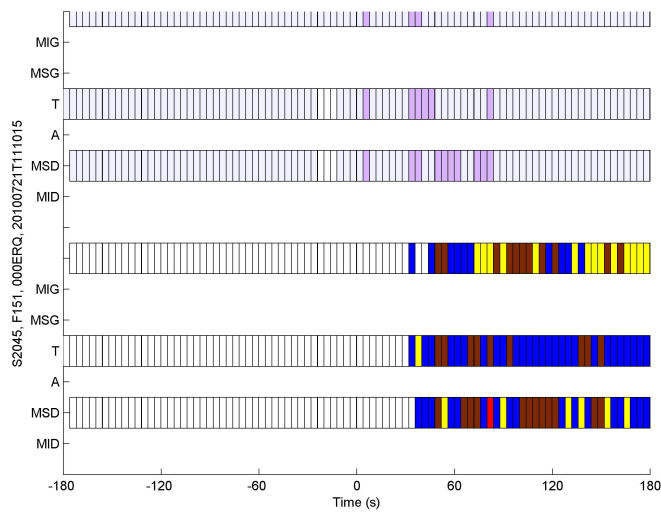


indice Sujet :  
2045

Diagnostic Expert :  
temporal parietal D

Observation G.Becq :  
départ T, puis G > D, G HS

Diagnostic / Observation :  
D / \*,D

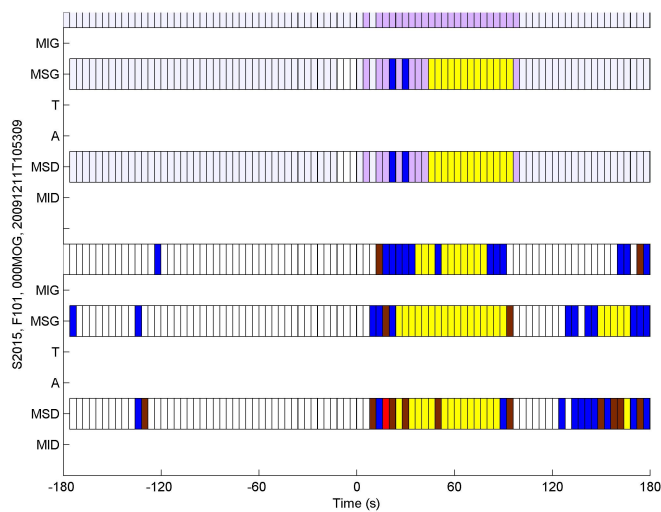


indice Sujet :  
2045

Diagnostic Expert :  
temporal parietal D

Observation G.Becq :  
départ T, puis G > D, G HS

Diagnostic / Observation :  
D / \*,D



indice Sujet :  
2015

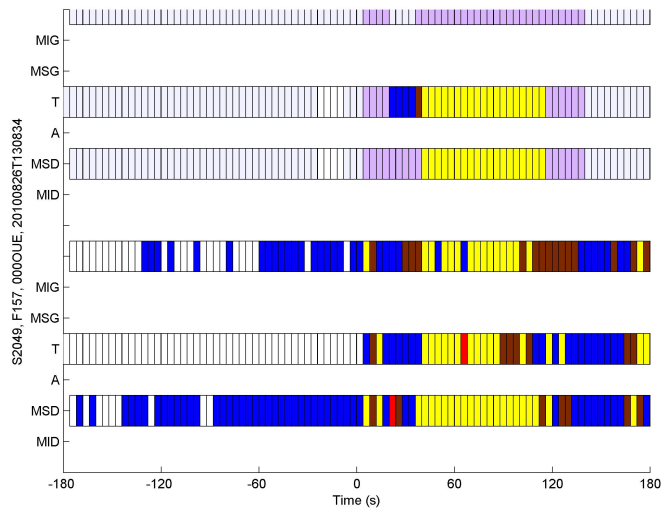
Diagnostic Expert :  
fronto temporal D

Observation G.Becq :  
départ D, puis D > G, T HS

Diagnostic / Observation :  
D / G,G

Motorogramme

Commentaires



indice Sujet :  
2049

Diagnostic Expert :  
temporal D

Observation G.Becq :  
départ bilat D > G, puis bilat,

G HS

Diagnostic / Observation :  
D / \*G,\*

Extra Temporal droit

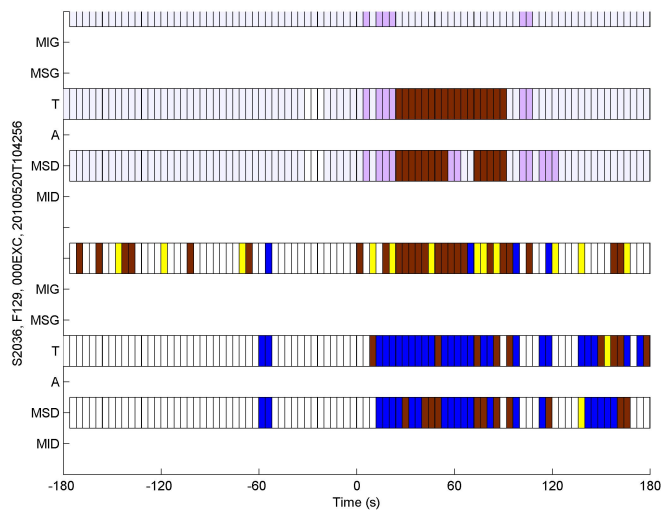
Motorogramme

Commentaires

Temporal bilatéral

Motorogramme

Commentaires



indice Sujet :  
2036

Diagnostic Expert :  
temporal bilat

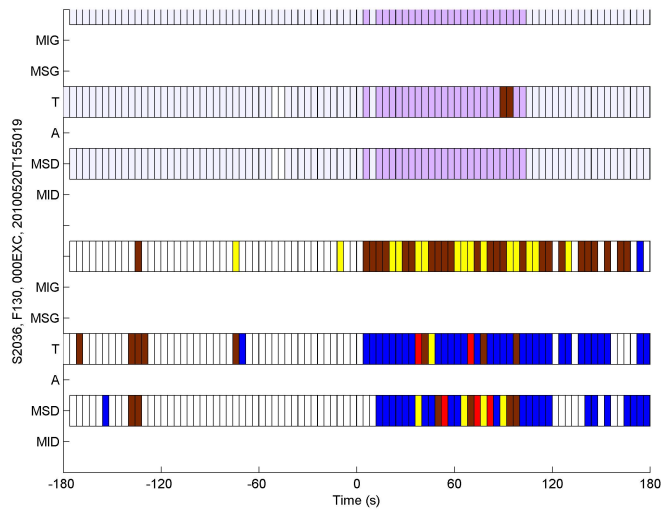
Observation G.Becq :  
départ T ou G, puis G > D, G

HS

Diagnostic / Observation :  
\* / \*,D ou D,D

Motorogramme

Commentaires



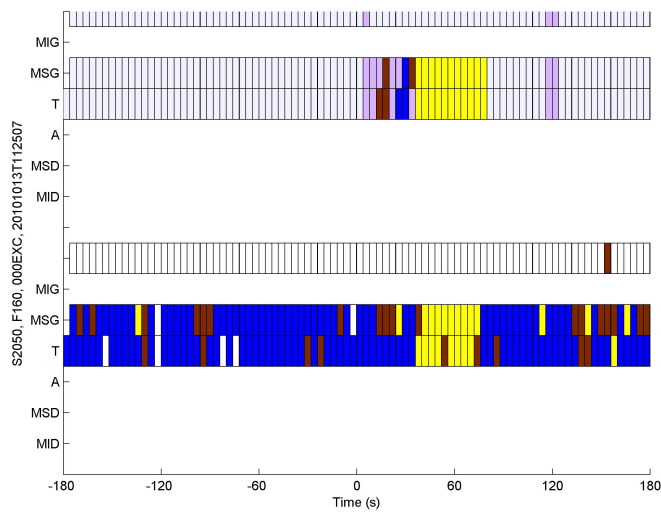
indice Sujet :  
2036

Diagnostic Expert :  
temporal bilat

Observation G.Becq :  
départ T ou G, puis  $G > D, G$

HS

Diagnostic / Observation :  
\* / \*,D ou D,D



indice Sujet :  
2050

Diagnostic Expert :  
temporal bilat

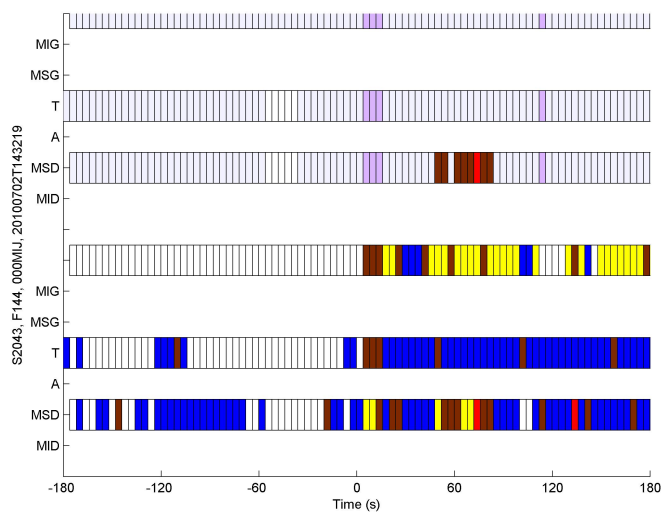
Observation G.Becq :  
départ bilat, puis  $G > T, D$  HS

Diagnostic / Observation :  
\* / \*,D

Extra Temporal bilatéral

Motorogramme

Commentaires



indice Sujet :  
2043

Diagnostic Expert :  
frontal bilatéral

Observation G.Becq :  
départ bilat  $D > G$  puis  $G > D,$

G HS

Diagnostic / Observation :  
\* / \*G,D





# Annexe F

## Publications aux journées françaises de l'épilepsie

### F.1 Dorlin et Boschetti, JFE 2010

V. Dorlin and P. Boschetti, Exploration 3a3m des crises en 3D, *Epilepsies*, 2010 vol. 22 (Suppl. 1 : 13e Journées Françaises de l'Epilepsie), p. 15-17, Nov 2010. Afin de caractériser les manifestations motrices observées lors des crises, trois capteurs de mouvements accélérométriques et magnétométriques triaxiaux (3a3m) sont positionnés sur les deux poignets et la tête des patients. Ces capteurs permettent de reconstruire les rotations des membres en trois dimensions. L'étude est réalisée dans le cadre de l'essai clinique Capametric, au sein du CHU de Grenoble, dans le service du Professeur Kahane, sur des patients épileptiques pharmaco-résistants, lors du bilan préchirurgical (VEEG ou SEEG). Notre présentation portera sur : - le protocole mis en place dans l'unité pour acquérir les données en routine, en minimisant les contraintes pour les patients et les techniciennes ; - l'analyse réalisée par les médecins pour décomposer les manifestations motrices (toniques, cloniques, hypermotrices, automatismes, etc.), sur la base des données 3a3m ajoutées à la vidéo et l'interrogatoire percritique (techniciennes ou médecins) ; - les résultats obtenus par le chercheur responsable de l'analyse des données, pour qu'un appareil puisse retrouver automatiquement les manifestations cliniques à partir des signaux des capteurs 3a3m. Enfin, nous montrerons qu'une détection des crises tonico-cloniques peut être envisagée avec ces capteurs, conduisant à une éventuelle détection des crises à domicile.

### F.2 Becq et Al., JFE 2010

G.Becq, P. Kahane and L.Minotti, Conception et évaluation d'une détection simple de crises tonico-cloniques avec des capteurs de mouvements accélérométriques et magnétométriques, *Epilepsies*, vol. 22 (Suppl. 1 : 13e Journées Françaises de l'Epilepsie), p. 46, Nov 2010 Des capteurs de mouvements accélérométriques et magnétométriques tridimensionnels (3A3M) sont évalués pour la détection de crises tonico-cloniques (TC). 17 patients enrolés dans l'essai clinique Capametric [1] sont équipés de 3 capteurs 3A3M (poignet droit, gauche, tête). 9 génèrent 26 crises. 4 génèrent 13 crises TC. Les crises sont décomposées visuellement en manifestations toniques (T), cloniques et tonico-cloniques (TC), hypermotrices (H), en automatismes (A), en épisodes sans mouvements (NOMVT). Des caractéristiques sont extraites sur les données 3A3M sur des époques de 4 s, soit 158271 époques sur 3 capteurs. Des classifieurs sont entraînés par validation croisée en 10 parties sur les époques T (210), TC (148), et NOMVT (436). Une analyse discriminante linéaire indique que le plus bas taux de mauvaise classification (TMC) est obtenu en

prenant l'entropie de la norme de l'accélération (HnA) calculée sur des niveaux de 0.01 g (TMC = 0.11) entre 0 et 3 g. L'utilisation des magnétomètres n'améliore pas les résultats. La classification retenue est la suivante : NOMVT ( $HnA < 1.6$ ), T ( $1.6 < HnA < 3.9$ ), TC ( $3.9 < HnA$ ). Un détecteur de crises TC est mis en place reposant sur le comptage du nombre d'époques classées en TC sur une période d'observation ( $o$ ) et se déclenchant si ce nombre dépasse un seuil ( $th$ ). Le taux de faux positifs et de vrai positifs (FPR et TPR) est évalué en fonction de  $th$  et  $o$ . La variation de ces paramètres permet d'obtenir une courbe ROC et l'aire sous cette courbe (AUC). On montre qu'on obtient de belles courbes ROC avec des AUC variant entre 0.95 et 0.99, pour  $o$  variant de 1 à 15 époques (4 à 60 s), et pour un nombre de capteurs variant de 1 à 3. Le nombre de capteurs utilisés pour le comptage permet d'améliorer la détection sur une période plus courte. Un exemple de réglage du détecteur avec 1 capteur,  $o = 3$ ,  $th = 3$ , permet d'obtenir les résultats suivant : TPR = 0.78, FPR = 0.01. [1] G.Becq et al, 29 IEEE EMBS, p.2775-2778, 2007.

# Annexe G

## Essai clinique et autres publications

2 fichiers sont joints en annexe :

- L'article paru dans *Computers in Biology and Medicine* : BecqEtA12011CBM.pdf
- L'essai clinique *Capametrin2* : KahaneEtA12009Capametrin2.pdf

# Bibliographie

- [1] Michel Antonakios and Stéphane Bonnet. *Système de détection et d'enregistrement de crises EPILOG-EPIDEO*. jul. 2009.
- [2] Guillaume Becq. *Essai clinique Épidéo – Épilog du 01/04/2009 au 01/08/2009*. 31 aug. 2009.
- [3] Guillaume Becq. *Synchronisation des systèmes Trident Micromed*. 23 oct. 2009.
- [4] Guillaume Becq. Biomed reader et movie reader. Mathworks, 2010.
- [5] Guillaume Becq, Stéphane Bonnet, Lorella Minotti, Michel Antonakios, Régis Guillemaud, and Lorella Minotti. Classification of epileptic motor manifestations using attitude sensors. *Computers in Bioogy and Medicine*, 41(1), 2011.
- [6] Guillaume Becq and Philippe Kahane Lorella Minotti. Conception et évaluation d'une détection simple de crises tonico-cloniques avec des capteurs de mouvements accélérométriques et magnétométriques. In *Journées Françaises d'Epilepsie*, Grenoble, 2010.
- [7] Patricia Boschetti and Véronique Dorlin. Capametric. In *Journées Françaises d'Epilepsie*, Grenoble, 2010.
- [8] James D. Frost. Triaxial vector accelerometry : A method for quantifying tremor and ataxia. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, BME-25(1) :17 –27, 1978.
- [9] Pierre Jallon, Stéphane Bonnet, and Michel Antonakios. *Couplage d'information EPILOG-EPIDEO au CHU*. Number TS\_DET\_072. 30 jun. 2009.
- [10] Philippe Kahane, Guillaume Becq, and Lorella Minotti. *Capametric 2*. Number NTC01025401. 2009 – 2010.
- [11] T.M.E. Nijsen, R.M. Aarts, P.J.M. Cluitmans, and P.A.M. Griep. Time-frequency analysis of accelerometry data for detection of myoclonic seizures. *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, 14(5) :1197 –1203, 2010.
- [12] G. Saporta. *Probabilités, analyse des données et statistique*. Editions Technip, 2006.