



HAL
open science

Modélisations et Traitements de Signaux Biomédicaux

Olivier Meste

► **To cite this version:**

Olivier Meste. Modélisations et Traitements de Signaux Biomédicaux. Sciences de l'ingénieur [physics]. Université Nice Sophia Antipolis, 2003. tel-00545558

HAL Id: tel-00545558

<https://theses.hal.science/tel-00545558>

Submitted on 10 Dec 2010

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.



Ecole Doctorale Science et Technologie de l'Information et de la Communication
(STIC)

Habilitation à Diriger des Recherches

Modélisations et Traitements de Signaux Biomédicaux

Olivier MESTE

2003



CURRICULUM VITAE

Etat Civil

Nom : Meste

Prénom : Olivier

Né le : 11 Mai 1966 à Cannes (06)

2 enfants, union libre

Adresse : Domaine de Giroval, Cidex 21E, Ch. des 3 feuillets, 06330 Roquefort-Les-Pins

Formation

1983-84 : Baccalauréat série E

1985-86 : DUT Génie Electrique option électronique

1986-87 : Licence EEA

1987-88 : Maîtrise EEA

1988-89 : DEA Automatique et traitement du signal

1989-92 : Thèse de Doctorat en Sciences avec **Label Européen**, soutenue le 15 Septembre 1992 à l'Université de Nice-Sophia Antipolis et intitulée "*Contribution à l'analyse de signaux non-stationnaires : application à l'étude de signaux biomédicaux*". Mention très honorable avec félicitations du jury

1992-93 : Poste d'Attaché Temporaire d'Enseignement et de Recherche (ATER) à l'I3S-URA 1376 du CNRS de Sophia Antipolis et à l'ESSI

Depuis Septembre 1993 : Maître de Conférence (titulaire-61 EME section) à l'Ecole Supérieure des Sciences Informatiques (ESSI) de Sophia Antipolis

- Promu au 1er échelon des Maîtres de Conférences 1ère classe en 1998
- Bénéficiaire d'une prime d'encadrement doctoral et de recherche depuis 2000
- Actuellement responsable de la filière Vision Image et Multimédia à l'ESSI

Divers

Langues : Anglais, Espagnol

Table des matières

1	Présentation générale	1
2	Applications en Electrocardiologie	3
2.1	Modèle et outil d'analyse pour l'Arrhythmie Sinusale Respiratoire	5
2.2	Critère de mesure de la resynchronisation et estimation de temps de retards	13
3	Application aux Signaux électriques cérébraux	17
4	Application à l'Electromyographie de surface	18
5	Traitement du Signal appliqué à l'implant cochléaire	23
6	Thèmes de recherche théorique	24
6.1	Domaine temporel	24
6.1.1	Moyennage de forme et moyenne de signaux soumis à un retard et à un changement d'échelle aléatoires	25
6.2	Domaine fréquentiel, temps-fréquence	27
7	Encadrement Doctoral	28
7.1	Thèse de Georges SUISSÉ (co-encadrement 40 %) :	28
7.2	Thèse de Wrya MUHAMMAD (co-encadrement 50%) :	29
7.3	Thèse de Balkine KHADDOUMI (co-encadrement 70%) :	29
7.4	Thèse de Gilles MALHERBE (co-encadrement 90%) :	30
7.5	Stages de DEA	30
8	Présentations de résultats	32
9	Actions de valorisation, collaborations, responsabilités diverses	33
9.1	Actions de valorisation	33
9.2	Collaborations nationales et internationales	34
9.2.1	Nationales	34
9.2.2	Internationales	34
9.3	Responsabilités diverses	34
10	Résumé de l'activité d'enseignement	36
11	Projet de recherche	37
12	Liste des publications et références	38
12.1	Références des thèses encadrées	38
12.2	Ouvrages de synthèse ou participation à des ouvrages de synthèse	38
12.3	Publications dans des revues spécialisées avec comité de lecture	38
12.4	Communications dans des Congrès avec actes et comité de lecture	39
12.5	Communications sans actes ou à diffusions restreintes	41

12.6 Autres références	42
13 Articles et communications	43

Ce document résume mon activité de recherche et d'encadrement sur la période allant de l'obtention de ma thèse jusqu'à aujourd'hui. Il a pour but de montrer que tout en étant diversifié quant aux méthodes et aux applications, mon travail se focalise sur le thème "**Traitement des signaux biomédicaux**" qui est une spécialité du Génie Biomédical (GBM). En guise d'introduction, ma position au sein de l'équipe de recherche BIOMED est présentée afin de préciser quelles sont les bases sur lesquelles repose mon activité de recherche et dans quel contexte l'encadrement de stages de DEA et de thèses a pu s'effectuer.

Les développements théoriques qui sont présentés dans ce document sont relatifs aux résultats récents que j'ai obtenus et publiés en intégralité ou partiellement. On pourra remarquer que la présentation est orientée par les applications plutôt que par les méthodes. Ce choix personnel, correspondant à mes véritables motivations, reste en adéquation avec les orientations thématiques du laboratoire d'accueil, les méthodes existantes de traitement des signaux ne permettant pas de résoudre tout les problèmes rencontrés en GBM, je me suis donc investi également dans des domaines plus théoriques.

Recherche patiente et personnelle

Le Corbusier

Chapitre 1

Présentation générale

J'ai mené cette recherche dans le contexte scientifique proposé par l'équipe BIOMED (Pr. H. RIX), équipe qui regroupe des chercheurs du laboratoire I3S et des médecins (F. RAYBAUD, G. SUISSE) , Praticiens Hospitaliers, ayant une formation scientifique complémentaire (DEA ou Doctorat SPI). Cette association permet d'aborder des problèmes réels posés par la Médecine ou la Physiologie concernant l'interprétation des signaux biomédicaux. Mon activité au sein de cette équipe se situe dans le domaine du Traitement du Signal pour ce qui concerne l'élaboration de nouveaux concepts ou outils et en amont du Génie Biologique et Médical pour les applications. Dans le même type d'activité, on peut citer les équipes de Jean-Louis COATRIEUX (INSERM- Rennes 1), Catherine MARQUE (CNRS-UTC), Jacques DUCHENE (UTT), Paul RUBEL (INSERM- INSA Lyon) et, pour partie, Christian DONCARLI (CNRS - Ecole Centrale Nantes) avec lesquelles j'entretiens des relations suivies. Les principaux domaines d'application actuels sont l'électrocardiographie (ECG), les signaux électriques cérébraux (EEG et PE) et l'électromyographie (EMG) de surface.

Les signaux étudiés sont donc des transitoires bruités souvent répétitifs. Ce sont soit des signaux 1D soit des signaux vectoriels constitués d'enregistrements simultanés provenant de capteurs diversement positionnés ou d'enregistrements successifs d'un même capteur.

Les problèmes généraux rencontrés sont l'estimation de signaux moyens associés le plus souvent à des phénomènes permanents ou stables au cours du temps, la caractérisation de la variabilité naturelle et enfin la mesure de variations significatives de paramètres ou plus généralement de forme, liées à un agent extérieur tel qu'une pathologie, un effort ou un médicament. Les approches théoriques relèvent de la détection, de l'estimation de modèles paramétriques, semi-paramétriques ou non paramétriques et de la classification, dans le cas non stationnaire.

Dans ce contexte, mon travail de recherche et d'encadrement a été orienté par les différentes missions et collaborations auxquelles j'ai participé. Ces missions (1-30 Oct. 89, 1-31 Sept. 90, 15-23 Sept. 91) ont été effectuées dans le cadre d'actions intégrées (responsable Pr. H. Rix) entre l'I3S et l'Institut de Cybernétique de Barcelone-ESPAGNE (responsable Pr. P. Caminal). Les thèmes de recherche motivant ces déplacements étaient la détection et l'estimation de potentiels retardés dans les électrocardiogrammes, en utilisant des méthodes mises au point par la collaboration des deux laboratoires. Ces déplacements ont également permis d'initialiser un projet subventionné par l'OTAN (1992-1995) réunissant l'I3S (responsable Pr. H. Rix), l'institut de Cybernétique de Barcelone-ESPAGNE (responsable Pr. P. Caminal) et le département GBM de l'Université Johns Hopkins de Baltimore-USA (responsable Pr. N. Thakor). Le thème principal de ce projet était la surveillance d'opérations chirurgicales à partir de résultats obtenus par un traitement adaptatif des signaux que sont les Potentiels Evoqués cérébraux. Ces collaborations anciennes sont maintenant remplacées par de nouveaux échanges internationaux, impliquant la Pologne et différents partenaires européens (cadre des projets européens, collaboration CNRS-Académie des Sciences de Pologne, Réseaux d'excellence) et nationaux (Action Concertée Incitative, Action Spécifique).

Ci-dessous sont présentés les applications et les résultats issus de ma recherche sur la période

1989 (début de thèse)-2003 afin de démontrer la continuité de ma recherche mais également son évolution et sa diversification. Les problèmes théoriques qu'elles ont suscités seront ensuite abordés.

De ces résultats on peut distinguer les *publications antérieures à l'obtention du diplôme de doctorat* [3], [6], [7], [18], [19], [20], [51], [52], [53], [54], [55] *des publications qui en ont découlées ou relatives à de nouvelles orientations thématiques* [4], [5], [8], [9], [10], [11], [12], [13], [14], [15], [16], [17], [21], [22],[23],[25], [26], [24], [27], [28], [30], [29], [31], [32], [33], [34], [35], [36], [37], [38], [39], [40], [41], [42], [43], [44], [45], [46], [56], [47], [49], [50], [48], [57], [58], [59], [60], [61], [62].

Chapitre 2

Applications en Electrocardiologie

Ce domaine d'application apparaît comme étant le moteur de mon activité. Il a été abordé initialement pour l'analyse et la détection de potentiels tardifs dans les Electrocardiogrammes (ECG) (un ECG est représenté schématiquement dans la figure (2.1)) en collaboration avec le Laboratoire de Cardiologie de l'Hôpital Pasteur, Nice (Dr. A. Varenne et Dr. J. P. Camous). Cet axe a été développé autour des transformations temps-fréquence. Les méthodes utilisées sont

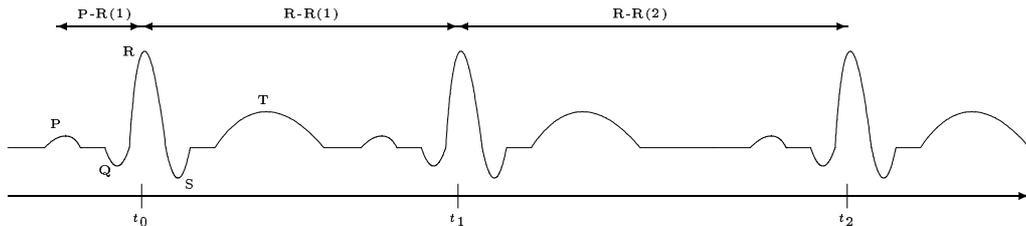


FIG. 2.1 – Définition des ondes et des périodes de l'ECG. $R-R(i)$ correspond au i ème intervalle R-R, $P-R(i)$ correspond au i ème intervalle P-R

basées sur la transformée de Wigner-Ville et ses dérivées. La référence [18] constitue, en particulier, la première publication où des Potentiels Tardifs réels sont mis en évidence grâce à la technique des ondelettes. La transformée en Ondelette a été étudiée, soit dans le but de classer des signaux à partir des coefficients obtenus par cette transformation, soit en parallèle des représentations temps-fréquence classiques. Les résultats de cette recherche ont été publiés et exposés dans plusieurs revues et congrès internationaux [18], [51], [54], [53], [6], [3], [20], [8], [4], [31], [13], [5]. Divers résultats relatifs aux pré-traitements appliqués aux ECG ont été également publiés. Ils concernent le filtrage polynomial [16], le filtrage adaptatif [9], le rehaussement de signaux [22].

J'ai eu l'occasion de participer à l'élaboration d'un livre de synthèse intitulé "Wavelet Theory and Harmonic Analysis in Applied Sciences" [4] faisant un état de l'art en matière de Représentation Temps-fréquence dans le domaine des sciences appliquées. On peut également citer le livre de référence "The Biomedical Engineering Handbook" des éditions CRC Press et IEEE Press dans lequel mes résultats de recherche, concernant la caractérisation dans le plan temps-fréquence des Potentiels Tardifs Ventriculaires, battement par battement, sont exposés par l'auteur. D'autre part, plusieurs équipes ont utilisé ma méthode pour extraire des signatures temps-fréquence du signal cardiaque. En particulier l'équipe de G. BREITHARDT (Allemagne) (leader européen pour l'évaluation clinique des méthodes d'analyse des Potentiels tardifs) et l'équipe de T. KATILA (Finlande) (spécialiste des mesures de l'activité électrique et magnétique du coeur) qui ont publié en commun une étude sur 800 patients en postinfarctus. L'influence de la localisation de l'infarctus sur le risque de mort subite a pu être établie à partir des méthodes que nous avons proposées.

Dans le cadre d'une collaboration avec l'Académie des Sciences de Pologne (Institut de Biocybernétique de Varsovie), la communication intitulée "Analysis of High-resolution ECG signals using wavelet transform" (auteurs : P. Lewandowski, O. Meste, R. Maniewski, H. Rix, T. Mroczka) présentée au "XXVth International Congress on Electrophysiology" au mois de Juin 1998 a obtenu le "**prix du meilleur travail de recherche**". Par rapport à cette activité centrée sur les représentations temps-fréquences et les potentiels tardifs, mon champ d'application s'est diversifié depuis quelques années. L'étude du signal d'ElectrocardioGraphie à Haute Amplification (ECGHA) encore appelé à Haute Résolution (ECGHR) est maintenue, principalement en collaboration avec l'équipe polonaise de Roman MANIEWSKI, Institut de Biocybernétique et Génie Biomédical de Varsovie, dans le cadre de contrats bilatéraux CNRS-PAN (depuis jan. 97). Grâce à l'acquisition récente par l'équipe de Varsovie d'un système d'enregistrement électrocardiographique à 64 électrodes, nous pouvons intégrer la dimension spatiale et coupler les techniques de mapping avec l'estimation de paramètres spécifiques. C'est un des objectifs du prochain contrat obtenu pour 2003 et 2004. Nos travaux antérieurs sur la morphologie de l'onde P (dépolariation auriculaire) liés à la thèse de Barbara OFICJALSKA (1994) complétés par ceux du LATIM (J.M. BOUCHER, ENST Brest) ont amené cette équipe à nous associer à une demande d'ACI obtenue pour 2001-2003, en collaboration avec le CHU de Brest sur la prévention de la fibrillation auriculaire à partir d'ECG (de surface). Ma contribution concerne l'analyse de forme des ondes P pour la caractérisation des sujets à risque [40],[45]. En parallèle, j'étudie les signaux de fibrillation ventriculaire recueillis en interne (via un cathéter) par l'équipe du Professeur J.P. CAMOUS (Hôpital Pasteur de Nice) lors de la pose de défibrillateurs implantés. Les épisodes de fibrillation sont provoqués pour diverses fréquences du stimulateur cardiaque et une évaluation de la période réfractaire (plus petit intervalle de temps entre deux stimulations déclenchant la réaction du coeur) est effectuée par le médecin. Ces signaux sont généralement modélisables par un fondamental et des harmoniques. Les enjeux sont l'interprétation et l'utilisation clinique des relations existant entre la fréquence fondamentale, la fréquence du stimulateur et la période réfractaire [38], [39].

Enfin, récemment, j'ai abordé un nouveau domaine d'application en collaboration avec le laboratoire de Physiologie de la Faculté de Médecine de Nice (Dr Stéphane BERMON) sur l'analyse de la variabilité du rythme cardiaque en présence d'exercice [41],[46]. Dans la figure (2.2), on trouve l'enregistrement d'un ECG lors d'une expérience clinique où le sujet est allongé au repos et respire profondément à une fréquence de 0.1 Hertz. De cet ECG on mesure les périodes, notées HP (pour Heart Period) ou R-R, entre chaque onde R à l'aide d'une technique de dépassement de seuil (voir également la figure (2.1)). Ces périodes cardiaques sont représentées dans la figure (2.3) où l'on retrouve clairement une variation autour de la période cardiaque moyenne égale à 1.07 secondes, et synchrones avec le volume respiratoire représenté dans la figure (2.4). Afin d'illustrer les caractéristiques de la variabilité de la période cardiaque lors d'un effort, on peut trouver dans la figure (2.5) un exemple de période cardiaque lors d'un effort pyramidal. On voit bien que l'effort cesse à partir du temps $t=600$ secondes en observant la période moyenne. Dans ce cas la "moyenne" doit être considérée localement.

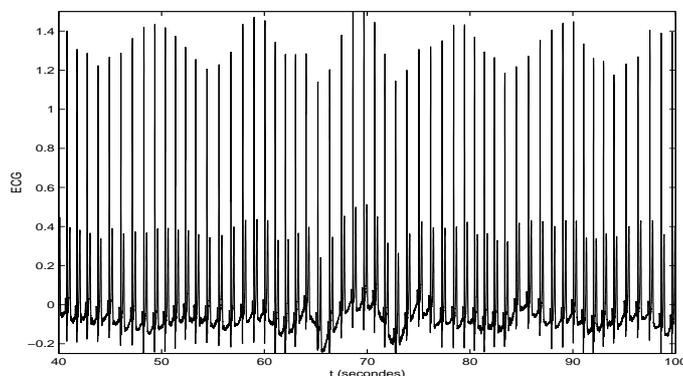


FIG. 2.2 – ECG au repos avec la respiration contrôlée

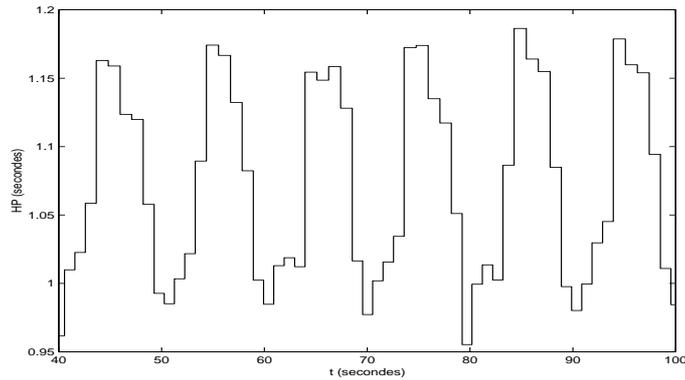


FIG. 2.3 – Variabilité de la période cardiaque au repos

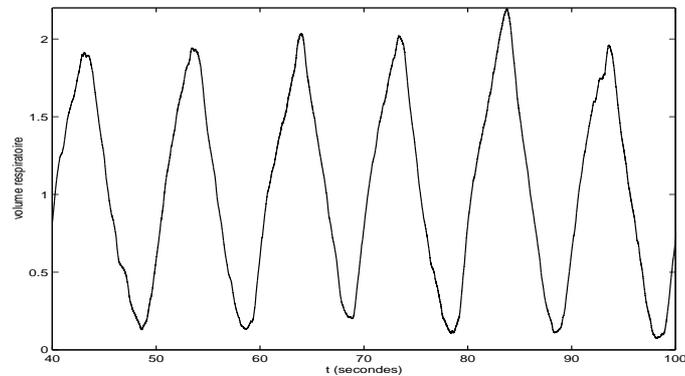


FIG. 2.4 – Volume respiratoire

Cette problématique est en fait étudiée depuis de nombreuses années par la communauté des Traiteurs de Signaux en biomédical mais essentiellement pour des sujets au repos. Il s'avère que les protocoles que nous proposons permettent de mettre en évidence les modèles sous-jacents de l'influence de la respiration sur le rythme cardiaque (Arrhythmie Sinusale Respiratoire). Pour cela, j'ai proposé aux médecins des approches temps-fréquences basées sur des modèles évolutifs associés à des méthodes de pistages de fréquences. Un des résultats novateurs est la remise en cause du modèle IPFM (Integral Pulse Frequency Modulation) utilisé jusqu'à présent pour expliquer la modulation observée du rythme cardiaque à partir de la respiration. Ce rythme est en pratique mesuré à partir des instants d'apparition des ondes R de l'ECG, voir Figure 2.41).

2.1 Modèle et outil d'analyse pour l'Arrhythmie Sinusale Respiratoire

Il est couramment admis que le modèle Integral Pulse Frequency Modulation (IPFM) permet de générer des impulsions similaires à celles envoyées par le système nerveux autonome au coeur via le noeud sinusal, le rythme de l'envoi de chaque impulsion correspondant au rythme cardiaque. Cependant, son utilisation suscite actuellement des controverses [71] même s'il peut être approximativement justifié d'un point de vue physiologique. Ce modèle prend pour entrée un signal de modulation dont l'origine est également non clairement élucidée. On peut cependant penser que pour caractériser l'Arrhythmie Sinusale Respiratoire, un signal provenant des poumons peut jouer le rôle de l'entrée de tout modèle, la présence de capteur d'élongation ayant été mise en évidence. Dans cette partie, je montre qu'un autre modèle que l'IPFM peut être proposé tout en précisant

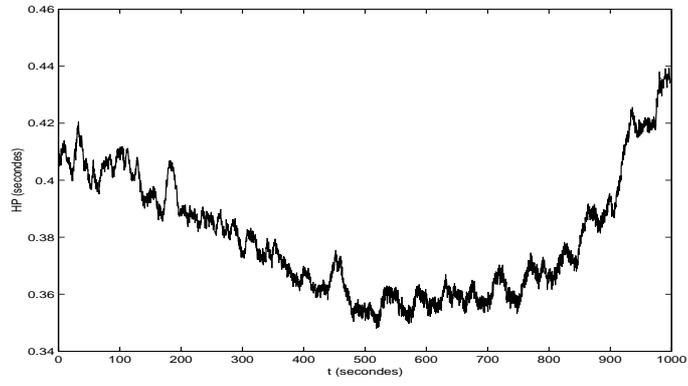


FIG. 2.5 – Variabilité de la période cardiaque en exercice

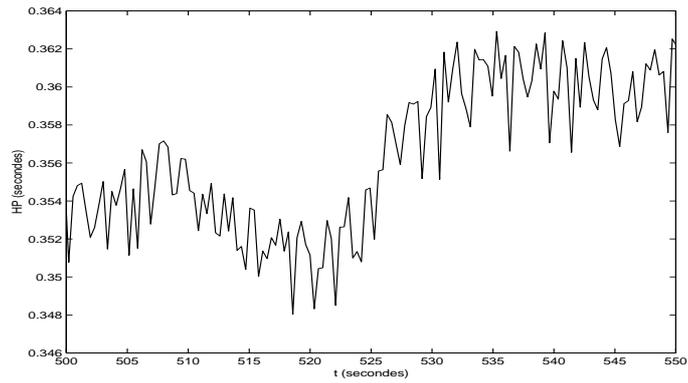


FIG. 2.6 – détail de la variabilité de la période cardiaque en exercice

ses conditions d'utilisation. Des illustrations et validations sont données dans [49]. De plus, la partie analyse de la variabilité a été approfondie d'un point de vue théorique depuis [41] et sera présentée également.

Idéalement, la mesure des périodes séparant les différentes impulsions envoyées par le système nerveux autonome au noeud sinusal devrait se faire via la mesure des périodes séparant les ondes de l'ECG directement engendrées par l'arrivée de ces impulsions, c'est à dire les ondes P. Or, le rapport signal à bruit de ces ondes peut être faible ce qui peut générer une erreur importante vis à vis du signal à analyser. Sous l'hypothèse que la période séparant l'onde P de l'onde R n'est que très peu variable, la période séparant les ondes R successives (R-R) sera censée représenter P-P, les ondes R de l'ECG étant celles présentant le plus fort rapport signal à bruit. J'ai proposé dans [41] un modèle permettant de générer des ondes R éventuellement bruitées. Ce modèle s'écrit :

$$ecg(t) = (\cos(c_1 t + c_2 \cos(c_3 t + c_4) + c_5) + 1)^{200} \text{ with } c_5 \in [0; \pi] \quad (2.1)$$

On veut montrer que les instants t_k correspondant aux instants pour lesquels $ecg(t)$ est maximum définissent une fonction échantillonnée régulièrement sous certaines conditions. La fonction $ecg(t)$ est maximale lorsque les t_k vérifient :

$$c_1 t_k + c_2 \cos(c_3 t_k + c_4) + c_5 = 2\pi k \quad (2.2)$$

avec k entier tel $k = 0 \dots K$. La solution de l'équation (2.2) que nous proposons est :

$$t_k = \frac{2\pi}{c_1} k - \frac{c_2}{c_1} \cos\left(\frac{c_3}{c_1} 2\pi k + c_4 - \frac{c_3 c_5}{c_1}\right) - \frac{c_5}{c_1} \quad (2.3)$$

En remplaçant (2.3) dans (2.2) nous obtenons l'égalité :

$$\cos\left(\frac{c_3}{c_1} 2\pi k + c_4 - \frac{c_3 c_5}{c_1}\right) = \cos\left(\frac{c_3}{c_1} 2\pi k - \frac{c_2 c_3}{c_1} \cos\left(\frac{c_3}{c_1} 2\pi k + c_4 - \frac{c_3 c_5}{c_1}\right) - \frac{c_3 c_5}{c_1} + c_4\right) \quad (2.4)$$

Si on développe le terme de droite on obtient :

$$\begin{aligned} \cos\left(\frac{c_3}{c_1} 2\pi k + c_4 - \frac{c_3 c_5}{c_1}\right) &= \cos\left(\frac{c_3}{c_1} 2\pi k + c_4 - \frac{c_3 c_5}{c_1}\right) \cos\left(\frac{c_3 c_2}{c_1} \cos\left(\frac{c_3}{c_1} 2\pi k + c_4 - \frac{c_3 c_5}{c_1}\right)\right) \\ &\quad + \sin\left(\frac{c_3}{c_1} 2\pi k + c_4 - \frac{c_3 c_5}{c_1}\right) \sin\left(\frac{c_3 c_2}{c_1} \cos\left(\frac{c_3}{c_1} 2\pi k + c_4 - \frac{c_3 c_5}{c_1}\right)\right) \end{aligned} \quad (2.5)$$

Cette équation est approximativement vérifiée si le terme $\cos\left(\frac{c_3 c_2}{c_1} \cos\left(\frac{c_3}{c_1} 2\pi k + c_4 - \frac{c_3 c_5}{c_1}\right)\right)$ est proche de 1. Dans ce cas, le deuxième terme à droite est approximativement égal à zéro. La condition doit donc être :

$$\cos\left(\frac{c_3 c_2}{c_1} \cos\left(\frac{c_3}{c_1} 2\pi k + c_4 - \frac{c_3 c_5}{c_1}\right)\right) \approx 1 \quad \forall k \quad (2.6)$$

la borne supérieure pour la fonction $\left|\frac{c_3 c_2}{c_1} \cos\left(\frac{c_3}{c_1} 2\pi k + c_4 - \frac{c_3 c_5}{c_1}\right)\right|$ est $\frac{c_2 c_3}{c_1}$. Les coefficients c_1 , c_2 et c_3 étant supposés positifs, si cette borne est très inférieure à π , la condition (2.6) est vérifiée. Nous obtenons donc la condition :

$$\frac{c_2 c_3}{c_1} \ll \pi \quad (2.7)$$

Si cette condition est vérifiée, la solution (2.3) est approximativement juste.

Nous allons maintenant donner l'expression de la différence des t_k successifs (c'est à dire $hp(k) = t_{k+1} - t_k$). De (2.3) on déduit :

$$t_{k+1} = \frac{2\pi}{c_1} k + \frac{2\pi}{c_1} - \frac{c_2}{c_1} \cos\left(\frac{c_3}{c_1} 2\pi k + \frac{c_3}{c_1} 2\pi + c_4 - \frac{c_3 c_5}{c_1}\right) - \frac{c_5}{c_1} \quad (2.8)$$

Donc la différence $hp(k) = t_{k+1} - t_k$ est obtenue en effectuant (2.8)-(2.3), d'où :

$$hp(k) = \frac{2\pi}{c_1} + 2\sin\left(\frac{c_3}{c_1} \pi\right) \frac{c_2}{c_1} \sin\left(\frac{c_3}{c_1} 2\pi k + \frac{c_3}{c_1} \pi + c_4 - \frac{c_3 c_5}{c_1}\right) \quad (2.9)$$

Nous voyons donc que si le modèle proposé en (2.1) correspond à l'enregistrement d'un ECG, la fonction $hp(k)$ qui en est déduite est une fonction sinusoïdale échantillonnée uniformément dont la pulsation réduite est $\frac{c_3}{c_1}2\pi$ et d'amplitude égale à $2\sin(\frac{c_3}{c_1}\pi)\frac{c_2}{c_1}$ à laquelle s'ajoute un offset correspondant à la période cardiaque moyenne T . Cet offset nous permet d'établir la relation $c_1 = 2\pi/T$ ce qui donne une pulsation réduite égale à c_3T . La variable T étant exprimée en secondes, elle joue ici le rôle d'une période d'échantillonnage d'où l'égalité $c_3 = 2\pi f_v$ avec f_v exprimée en Hertz. En d'autres termes, si la période cardiaque moyenne est égale à T , la fréquence de la variabilité est f_v Hz et l'amplitude des variations égale à A , nous obtenons les relations :

$$\begin{cases} c_1 = \frac{2\pi}{T} \\ c_2 = \frac{A\pi}{T \sin(Tf_v \pi)} \\ c_3 = 2\pi f_v \end{cases} \quad (2.10)$$

La condition (2.7) devient donc :

$$\frac{Af_v}{\sin(\pi T f_v)} \ll 1 \quad (2.11)$$

Si on appelle A l'amplitude de la sinusoïde décrite par (2.9) et en utilisant (2.10), on obtient la relation :

$$A = \frac{Tc_2}{\pi} \sin(f_v T \pi) \quad (2.12)$$

Or, d'après (2.1) le terme c_2 correspond à l'amplitude d'une modulation $m_1(t)$ définie par :

$$m_1(t) = c_2 \cos(c_3 t + c_4) \quad (2.13)$$

En utilisant le modèle IPFM [70] défini par :

$$k = \int_0^{t_k} \frac{1 + m_2(t)}{T} dt \quad (2.14)$$

et en choisissant pour une fonction de modulation $m_2(t)$ telle que :

$$m_2(t) = a_2 \sin(a_3 t + a_4) \quad (2.15)$$

On peut montrer que si (2.7) est vérifiée, la fonction $hp_{ipfm}(k)$ déduite aura la forme :

$$hp_{ipfm}(k) = \frac{2\pi}{a_1} - 2\frac{a_2}{a_3} \sin\left(\frac{a_3\pi}{a_1}\right) \sin\left(\frac{a_3}{a_1}2\pi k + \frac{a_3}{a_1}\pi + a_4 - a_2 \cos(a_4)\right) \quad (2.16)$$

Ce qui correspond aux relations :

$$\begin{cases} a_1 = \frac{2\pi}{T} \\ a_2 = -\frac{A\pi f_v}{\sin(f_v T \pi)} \\ a_3 = 2\pi f_v \end{cases} \quad (2.17)$$

d'où le terme d'amplitude A égal à :

$$A = -\frac{a_2}{\pi f_v} \sin(f_v T \pi) \quad (2.18)$$

Nous voyons donc qu'en fonction du modèle utilisé (IPFM ou modèle donné par (2.1)) l'amplitude de la modulation se calcule différemment à partir de A , T et f_v , valeurs estimées à partir de $hp(k)$. Cette différence est d'autant plus critique que A , T et f_v évoluent dans le temps. Dans les deux cas, il est important de constater que cette amplitude peut varier indépendamment du coefficient c_2 ou a_2 . Dans de nombreuses études, la quantité A estimée est utilisée pour mesurer le tonus vagal, ce qui serait cohérent si cette valeur n'était qu'uniquement fonction de c_2 ou a_2 . Nous voyons donc d'un point de vue théorique que la diminution ou l'augmentation de A au cours d'une expérience clinique ne reflète pas uniquement l'influence du nerf vague sur l'activité cardiaque, ce qui a déjà

été observé cliniquement [71]. On trouvera dans [49] des exemples illustrant la validité du modèle proposé vis à vis des signaux appelés "signaux arches".

Dans la partie précédente, la période moyenne cardiaque a été considérée constante sur la durée de l'observation. On va étudier quelle est l'incidence d'une variation de cette période moyenne sur la fonction $hp(k)$. Dans ce cas, le terme c_1 dans (2.1) devient $c_1(t)$ ce qui donne pour la solution (2.3) :

$$t_k = \frac{2\pi}{c_1(t_k)}k - \frac{c_2}{c_1(t_k)}\cos\left(\frac{c_3}{c_1(t_k)}2\pi k + c_4 - \frac{c_3c_5}{c_1(t_k)}\right) - \frac{c_5}{c_1(t_k)} \quad (2.19)$$

De cette expression on peut déduire t_{k+1} , ce qui nous permettra de calculer $hp(k) = t_{k+1} - t_k$. Hélas, calculer $hp(k)$ de cette façon n'aboutit pas à une solution simple. Il faut en fait partir de l'approximation de la pulsation instantanée $\beta_1(t_k)$ du premier cosinus de l'expression (2.1), dans le cas d'une période variable. Cette quantité s'obtient par :

$$\beta_1(t_k) = \left. \frac{d}{dt}(tc_1(t)) \right|_{t=t_k} \quad (2.20)$$

Cette quantité peut être approximée par :

$$\beta_1(t_k) \approx \frac{t_{k+1}c_1(t_{k+1}) - t_k c_1(t_k)}{t_{k+1} - t_k} \quad (2.21)$$

En utilisant la définition de $hp(k)$, on en déduit :

$$hp(k) = \frac{1}{\beta_1(t_k)}[t_{k+1}c_1(t_{k+1}) - t_k c_1(t_k)] \quad (2.22)$$

En utilisant (2.19) et en développant (2.22) on obtient :

$$hp(k) = \frac{1}{\beta_1(t_k)}\left[2\pi - c_2\cos\left(\frac{c_3}{c_1(t_{k+1})}2\pi(k+1) + c_4 - \frac{c_3c_5}{c_1(t_{k+1})}\right) + c_2\cos\left(\frac{c_3}{c_1(t_k)}2\pi k + c_4 - \frac{c_3c_5}{c_1(t_k)}\right)\right] \quad (2.23)$$

Par définition, le signal $hp(k)$ représente la période moyenne cardiaque à laquelle s'ajoute un terme de modulation, ce qui nous permet d'extraire de (2.23) une période cardiaque instantanée $T(t_k)$ égale à $\frac{2\pi}{\beta_1(t_k)}$. En calculant $hp(k) = t_{k+1} - t_k$ à l'aide de (2.19) et en identifiant le terme correspondant à la période cardiaque instantanée on obtient l'égalité :

$$\frac{2\pi}{\beta_1(t_k)} = \frac{2\pi(k+1)}{c_1(t_{k+1})} - \frac{2\pi k}{c_1(t_k)} - \frac{c_5}{c_1(t_{k+1})} + \frac{c_5}{c_1(t_k)} \quad (2.24)$$

Sachant que la période cardiaque en repos peut varier de 0.8 à 1.2 secondes, on peut déduire de (2.24) que pour k suffisamment grand on obtient l'approximation :

$$\frac{2\pi}{c_1(t_{k+1})} \approx \frac{2\pi}{c_1(t_k)} \quad (2.25)$$

En utilisant (2.24) et (2.25) et en développant (2.23) on obtient finalement :

$$hp(k) \approx \frac{2\pi}{\beta_1(t_k)} + 2\frac{c_2}{\beta_1(t_k)}\sin\left(\frac{\pi c_3}{\beta_1(t_k)}\right)\sin\left(\frac{c_3 2\pi k}{c_1(t_k)} + \frac{c_3 \pi}{c_1(t_k)} + c_4 - \frac{c_3 c_5}{c_1(t_k)}\right) \quad (2.26)$$

Nous voyons donc que le modèle proposé permet également de traiter le cas d'une évolution temporelle de la période moyenne cardiaque.

Cet aspect modélisation permet dans tous les cas d'interpréter les amplitudes des variations d'une façon originale. La difficulté réside alors dans l'estimation de ces amplitudes dans des conditions non stationnaires. On peut rapidement conclure en inspectant la figure (2.7) que l'estimation des fréquences et de leurs amplitudes n'est pas une chose simple car ces quantités évoluent dans

le temps et que les signaux représentatifs sont entachés d'erreurs. Hélas, l'utilisation de représentations temps-fréquence sera limitée par les discontinuités des pistes fréquentielles. L'approche proposée repose sur une description fréquentielle du signal à l'aide d'un modèle autorégressif (AR) tel que :

$$1 - \sum_{i=1}^p a_i z^{-i} = \prod_{i=1}^p (1 - z_i z^{-1}), \text{ avec } z_i = \rho_i e^{j2\pi f_i} \quad (2.27)$$

Dans le cas non stationnaire, le modèle AR qui s'écrit :

$$m(k) = \sum_{i=1}^p a_i(k) m(k-i) + \nu(k), \quad p+1 \leq k \leq N \quad (2.28)$$

avec $m(k)$ les valeurs successives de la période cardiaque, nous fournira une description du contenu fréquentiel du signal pour des fréquences f_i devenant variables dans le temps, en utilisant l'égalité :

$$1 - \sum_{i=1}^p a_i(k) z^{-i} = \prod_{i=1}^p (1 - z_i(k) z^{-1}), \text{ avec } z_i(k) = \rho_i(k) e^{j2\pi f_i(k)} \quad (2.29)$$

La détermination des inconnues du système (2.28) sera réalisée en imposant les contraintes :

$$a_i(k) = \sum_{l=0}^q a_{il} u_l(k) \quad (2.30)$$

les fonctions $u_l(k)$ étant supposées connues a priori.

Ce type de modélisation permet d'imposer une régularité de l'évolution des a_i contrairement aux méthodes récursives. Cependant, imposer des variations lentes aux a_i n'aboutit pas nécessairement au même type d'évolution pour les pôles z_i . En effet, on peut le vérifier en calculant le gradient des z_i en fonction du gradient des a_i à l'aide de la relation :

$$\dot{z}_i(k) = \sum_{n=1}^p \frac{\delta z_i}{\delta a_n}(k) \dot{a}_n(k) \quad (2.31)$$

avec

$$\frac{\delta z_i}{\delta a_n}(k) = \frac{z_i^{p-n}(k)}{\prod_{l=1|l \neq i}^p (z_i(k) - z_l(k))} \quad (2.32)$$

Une fois obtenue une estimation des $a_i(k)$, en imposant aux pôles d'être complexes conjugués ou réels, la difficulté que doit résoudre tout algorithme de poursuite est de maintenir la continuité de l'évolution des racines lorsque les coefficients de l'équation caractéristique changent. En effet, en supposant que les coefficients a_i évoluent peu entre deux instants successifs, les algorithmes de calcul de racines ne permettent pas de conserver l'ordonnement des résultats.

Dans les figures qui suivent, on trouve une illustration de ce problème en simulant un modèle AR d'ordre 6 variant dans le temps dont les coefficients sont représentés par la figure (2.7). Les angles des racines obtenus avec un algorithme QR [69] sont représentés pour chaque temps par la figure (2.8) dans laquelle on a respecté l'ordre de rangement des valeurs calculées par l'algorithme (par exemple, les valeurs représentées par le symbole '*' sont les premières fournies par l'algorithme à chaque temps). Enfin, l'utilisation d'un algorithme de poursuite permet de corriger les trajectoires ou pistes des racines et dont les angles résultats (ou fréquences réduites) sont représentés par la figure (2.9).

Dans le but de réaliser cette poursuite, une solution basée sur l'algorithme de décomposition QR a été proposée par Strobach [69]. Cette solution étant efficace essentiellement dans le cas de sinusoides pures, nous préférons les algorithmes basés sur le calcul du gradient des a_i . Une version de ce type d'algorithme a été proposée [41] en se basant sur la factorisation :

$$\prod_{i=1}^p (1 - z_i z^{-1}) = \prod_{i=1}^{p/2} (1 - b_{i1} z^{-1} - b_{i2} z^{-2}) \quad (2.33)$$

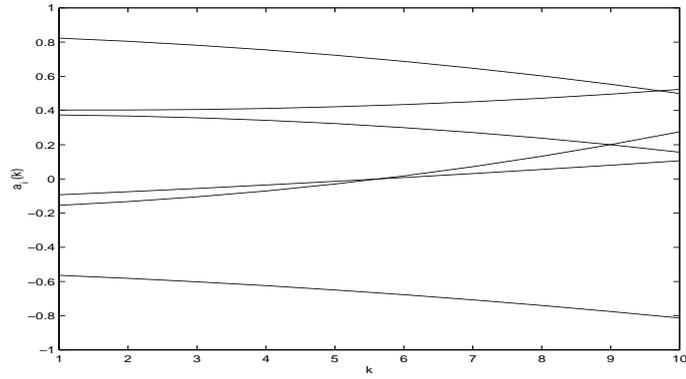


FIG. 2.7 – Les 6 coefficients a_i variant en fonction de k

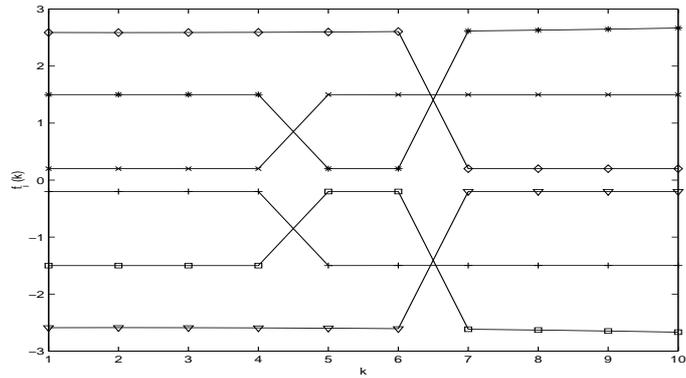


FIG. 2.8 – Les 6 angles des racines fournies par l'algorithme QR

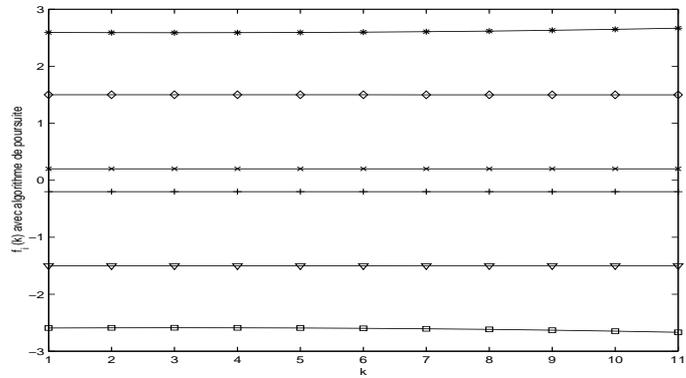


FIG. 2.9 – Les 6 trajectoires des angles des racines corrigées par un algorithme de poursuite

En définissant les vecteurs \mathbf{a}_p et \mathbf{b}_i tels que :

$$\mathbf{a}_p^T = [a_1 \dots a_p]^T \quad (2.34)$$

$$\mathbf{b}_i^T = [b_{i1} \ b_{i2}]^T. \quad (2.35)$$

nous avons calculé avec B.K. le gradient des a_i par rapport aux b_{ij} , tel que :

$$\frac{\partial \mathbf{a}_p}{\partial \mathbf{b}^T} = [\mathbf{c}_1 \quad \dots \quad \mathbf{c}_{p/2}] = \mathbf{B} \quad (2.36)$$

avec

$$\mathbf{c}_i = \mathbf{I} * \bigcirc_{l=1|l \neq i}^{p/2} \begin{bmatrix} 1 \\ -\mathbf{b}_l \end{bmatrix} \quad (2.37)$$

où \bigcirc représente un produit de convolution multiple et \mathbf{I} la matrice identité de dimension 2×2 .

De ce gradient on peut établir la relation :

$$\frac{\partial \mathbf{b}}{\partial t} = \mathbf{B}^{-1} \frac{\partial \mathbf{a}_p}{\partial t} \quad (2.38)$$

En considérant que dans le cas discret les quantités $\frac{\partial \mathbf{b}}{\partial t}$ et $\frac{\partial \mathbf{a}_p}{\partial t}$ correspondent aux incréments $\Delta \mathbf{b}(k+1)$ et $\Delta \mathbf{a}_p(k+1)$ tels que :

$$\begin{cases} \Delta \mathbf{b}(k+1) = \mathbf{b}(k+1) - \mathbf{b}(k) \\ \Delta \mathbf{a}_p(k+1) = \mathbf{a}_p(k+1) - \mathbf{a}_p(k) \end{cases} \quad (2.39)$$

On peut alors proposer une prédiction du vecteur $\mathbf{b}(k+1)$ à l'aide de l'expression :

$$\hat{\mathbf{b}}(k+1) = \mathbf{b}(k) + \Delta \mathbf{b}(k+1) = \mathbf{b}(k) + \mathbf{B}^{-1} \Delta \mathbf{a}_p(k+1) \quad (2.40)$$

Il reste alors à associer à $\hat{\mathbf{b}}(k+1)$ les vrais $\mathbf{b}(k+1)$ en utilisant une distance quelconque. Nous avons montré avec Balkine KHADDOUMI que cette méthode ressemble beaucoup à celle proposée dans [66]. La différence essentielle réside dans l'utilisation du gradient des a_i par rapport aux b_{ij} alors que dans [66] le gradient des a_i par rapport aux z_i est préféré. En inspectant (2.31) et (2.32), on peut constater que les valeurs $\dot{z}_i(k)$ qui serviront à calculer le gradient indiqué divergent lorsque certaines racines se rapprochent, ce qui peut facilement se produire lorsque le signal à traiter est bruité même dans le cas de sinusoïdes pures. La factorisation (2.33) permettant de limiter ce risque de divergence pour le calcul (2.38), nous préférons l'utilisation de la méthode présentée ci-dessus comme algorithme de poursuite malgré quelques difficultés (que nous avons pu résoudre) de mise en oeuvre non présentées ici.

L'intérêt global de cette approche qui consiste à estimer dans un premier temps les a_i puis à utiliser un algorithme de poursuite pour établir des trajectoires fréquentielles réside dans l'estimation linéaire des paramètres du modèle. D'autres approches [65] se placent dans un cadre non linéaire où des algorithmes de type gradient sont utilisés pour estimer directement l'évolution des racines sans passer par l'estimation des a_i .

Des résultats concernant l'utilisation de ces méthodes pour l'analyse de la période cardiaque enregistrée au cours d'un exercice sont disponibles dans [41] et seront inclus dans un article qui sera soumis prochainement à une revue spécialisée. Ces résultats et conclusions qui sont également relatifs également au domaine de l'électrophysiologie sont basés sur l'hypothèse que les intervalles R-R contiennent les informations fondamentales, ceci pouvant s'expliquer par la qualité de cette mesure. Un aspect également novateur de mon travail est l'analyse de l'intervalle P-R (voir Figure (2.1)) qui permet de mesurer l'intervalle P-P à partir de R-R, ce qui d'un point de vue physiologique est plus approprié. En étendant une méthode que j'ai développée pour l'analyse de signaux électroencéphalographique, j'ai proposé un critère statistique permettant de conclure sur la bonne resynchronisation des ondes P, permettant ainsi de considérer les intervalles P-R estimés utilisables. Comme nous le verrons ci-dessous, ce critère permet également d'estimer des temps de retards dans des conditions où les techniques classiques sont difficilement exploitables.

2.2 Critère de mesure de la resynchronisation et estimation de temps de retards

On considère le cas d'observations d'un signal décalé et amplifié aléatoirement, décrites par :

$$x_i(t) = w_i s(t - d_i) + n_i(t) \quad (2.41)$$

La moyenne d'ensemble empirique peut alors s'exprimer par :

$$m_1(t) = \frac{1}{K} \sum_{i=1}^K x_i(t) \quad (2.42)$$

de même que le moment d'ordre deux :

$$m_2(t) = \frac{1}{K} \sum_{i=1}^K x_i^2(t) \quad (2.43)$$

Dans la suite du développement, le bruit sera négligé car sous l'hypothèse de son indépendance avec les autres quantités aléatoires l'effet de sa présence consistera à ajouter une constante à (2.48). En considérant que le nombre d'observation est suffisamment grand et que les variables aléatoires w et d sont indépendantes, la moyenne des observations $m_1(t)$ est donnée par :

$$m_1(t) = \int \int w s(t - a) p_D(a) p_W(w) da dw \quad (2.44)$$

avec $p_D(a)$ la densité de probabilité des décalages et $p_W(w)$ la densité de probabilité des coefficients d'amplification. La moyenne peut s'écrire :

$$m_1(t) = \bar{w} \int s(t - a) p_D(a) da \quad (2.45)$$

On calcule maintenant le moment d'ordre deux $m_2(t)$ fonction du temps :

$$m_2(t) = \int \int w^2 s^2(t - a) p_D(a) p_W(w) da dw \quad (2.46)$$

Ce qui donne :

$$m_2(t) = \overline{w^2} \int s^2(t - a) p_D(a) da \quad (2.47)$$

Si on calcule maintenant l'intégrale de la variance des observations sur le temps appelée V et telle que :

$$V = \int (m_2(t) - m_1^2(t)) dt \quad (2.48)$$

Si on suppose que dans chaque fenêtre d'observation x_i le signal $s(t)$ est observé en entier, cette intégrale peut s'écrire :

$$V = \overline{w^2} R_{ss}(0) - \overline{w^2} \int \int p_D(a) p_D(b) R_{ss}(a - b) da db \quad (2.49)$$

Où $R_{ss}(\tau)$ représente la fonction d'autocorrélation temporelle définie par :

$$R_{ss}(\tau) = \int s(t) s(t + \tau) dt \quad (2.50)$$

Nous allons étudier plus précisément le rôle de la double intégrale dans le calcul de V .

Cette double intégrale étant appelée C :

$$C = \int \int p_D(a)p_D(b)R_{ss}(a-b)dadb \quad (2.51)$$

Si on définit la fonction caractéristique $\phi_D(u)$ telle que :

$$p_D(a) = \int e^{-jua} \phi_D(u) du \quad (2.52)$$

et $\hat{R}_{ss}(u)$ la transformée de Fourier de $R_{ss}(t)$, on peut montrer que (2.51) peut s'écrire :

$$\int \int p_D(b)\phi_D(v)\hat{R}_{ss}(v)e^{-jvb} dvdb \quad (2.53)$$

ce qui se réduit à :

$$\int \phi_D(v)\phi_D(-v)\hat{R}_{ss}(v)dv \quad (2.54)$$

La densité de probabilité étant réelle, la propriété $\phi_D^*(u) = \phi_D(-u)$ est vérifiée, ce qui nous permet d'écrire :

$$C = \int |\phi_D(u)|^2 \hat{R}_{ss}(v)dv \quad (2.55)$$

La fonction d'autocorrélation étant semi-définie positive, sa transformée de Fourier $\hat{R}_{ss}(u)$ est donc non négative et paire. Ceci implique donc pour C :

$$C = 2 \int_0^\infty |\phi_D(v)|^2 \hat{R}_{ss}(v)dv \geq 0 \quad (2.56)$$

Si on choisit pour $p_D(a)$ une loi normale de moyenne m et d'écart-type σ , sa fonction caractéristique est :

$$\phi_D(v) = e^{jmv - (1/2)\sigma^2 v^2} \quad (2.57)$$

ce qui implique pour C :

$$C = 2 \int_0^\infty e^{-\sigma^2 v^2} \hat{R}_{ss}(v)dv \quad (2.58)$$

Si on dérive C par rapport à σ on obtient :

$$\frac{d}{d\sigma} C = -2\sigma \int_0^\infty v^2 e^{-\sigma^2 v^2} \hat{R}_{ss}(v)dv \leq 0 \quad (2.59)$$

Donc si la variance diminue, le terme C augmente.

Le terme $\overline{w^2}R_{ss}(0)$ de (2.49) étant positif, on déduit de (2.59) et de (2.56) que si la variance du jitter $p_D(a)$ diminue alors la valeur V diminue également tout en restant positive.

Si on considère le cas où après une resynchronisation la densité de probabilité des retards peut changer de forme, si la fonction $|\phi_D(v)|^2$ est approximable par une gaussienne telle que :

$$|\phi_D(v)|^2 \approx e^{-\sigma^2 v^2} \text{ pour } v \in \Omega \quad (2.60)$$

avec Ω le support de $\hat{R}_{ss}(v)$, alors lorsque V diminue cela signifie que la variance (donc l'erreur de resynchronisation) a été réduite. Cette approximation est d'autant plus vraie quand la variance de la variable aléatoire D est faible et que le signal $s(t)$ est basse-fréquence.

Dans le cas simple où on ne fait pas apparaître les amplitudes w_i dans (2.41), on peut rapprocher l'expression (2.48) de celles obtenues dans le cadre de l'estimation de temps de retards [15]. En effet, pour le modèle (2.41) et dans le cas échantillonné en présence de bruit gaussien, la fonction de vraisemblance des observations $x_k(n)s$ paramétrée par les retards d_{ks} et le signal \underline{s} , est :

$$p(\underline{X}; \underline{d}, \underline{s}) = \left(\frac{1}{(2\pi)^{N/2} \sigma^N} \right)^K \exp \left[-\frac{1}{2\sigma^2} \sum_{k=1}^K \sum_{n=1}^N [x_k(n) - s(n - d_k)]^2 \right] \quad (2.61)$$

où $\underline{d} = [0 \ d_2 \ \dots \ d_K]^T$, $\underline{X} = [\underline{x}_1, \underline{x}_2, \dots, \underline{x}_K]$ et $\underline{x}_k = [x_k(1), x_k(2), \dots, x_k(N)]^T$. La maximisation de cette fonction de vraisemblance par rapport aux retards et au vecteur \underline{d} passe donc par la minimisation de l'exposant. Dans un premier temps, la minimisation de cette quantité nous donne :

$$\hat{s}(n) = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K x_k(n + d_k) \quad (2.62)$$

ce qui nous donne pour la minimisation par rapport aux d_k s :

$$\hat{\underline{d}} = \arg \min_{\underline{d}} \left[\frac{1}{2 \sigma^2} \sum_{i=1}^K \sum_{n=1}^N [x_i(n) - \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K x_k(n + d_k)]^2 \right] \quad (2.63)$$

Nous voyons donc que l'expression à minimiser V_{ML} est :

$$V_{ML} = \sum_{n=1}^N \sum_{i=1}^K [x_i(n) - \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K x_k(n + d_k)]^2 \quad (2.64)$$

que l'on peut comparer à l'expression (2.48) dans le cas échantillonné et après une resynchronisation :

$$V = \sum_{n=1}^N \sum_{i=1}^K [x_i(n + d_k) - \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K x_k(n + d_k)]^2 \quad (2.65)$$

La minimisation de (2.64) n'est généralement pas réalisée par rapport aux d_k mais est proposée sous une forme sous optimale plus facilement calculable. Cette solution fait appel aux retards τ_{ij} définis par $\tau_{ij} = d_j - d_i$ et à une matrice appelée "matrice des contraintes" de rang plein et de dimension $(K-1)(K-2)/2 \times K(K-1)/2$ [15]. La solution sous optimale est finalement donnée par l'expression :

$$\hat{\underline{z}} = [I - \Phi C^T (C \Phi C^T)^{-1} C] \underline{z} \quad (2.66)$$

avec

$$\Phi = \gamma I \quad (2.67)$$

où γ représente la variance de l'erreur d'estimation et

$$\underline{z} = [\tilde{\tau}_{12}, \tilde{\tau}_{13}, \dots, \tilde{\tau}_{1k}, \tilde{\tau}_{23}, \dots, \tilde{\tau}_{2k}, \dots, \tilde{\tau}_{(K-1)K}]^T$$

une première estimation des $\tau_{ij} = d_j - d_i$ obtenue en maximisant les fonctions d'intercorellations de chaque couple de signaux.

Les applications justifiant ce type d'estimation font jouer aux d_k des rôles très différents. Dans les cas de l'Electromyographie, ces retards peuvent provenir d'une barrette de capteurs afin d'obtenir une vitesse de conduction. Le nombre de capteurs, donc K , sera alors limité (en général inférieur à 15) par la physique de la barrette mais également par les propriétés des fibres musculaires dans lesquelles les potentiels d'actions se propagent. Dans le cas de l'Electrocardiographie, on peut ne considérer qu'un seul capteur mais les observations $x_i(n)$ seront constituées par les ondes successives des complexe P-QRS-T. On peut s'intéresser alors à l'évolution des intervalles P-R et P-P, qui vu le faible rapport signal à bruit de l'onde P peut nécessiter des estimateurs évolués. Dans ce cas, le nombre d'observations K peut être très grand (supérieur à 500) ce qui rend impossible l'emploi de l'estimateur (2.66) à cause de la dimension de C ($(K-1)(K-2)/2 \times K(K-1)/2$). Nous avons vu que sous certaines conditions, la quantité (2.48) diminue lorsque le jitter affectant les observations diminue en variance. Or, bien estimer les d_k revient à réduire la variance du jitter lorsque les réalisations sont resynchronisées à l'aide des d_k , ce qui nous conduit à proposer (2.65) comme critère à minimiser en vue d'estimer les retards.

Cette quantité présentant des minima locaux, nous préférons une approche séquentielle. Elle consiste à fixer un indice de réalisation i et de chercher la valeur d_i correspondante minimisant (2.65). Cette valeur estimée sera prise en compte pour les prochaines valeurs de i (on fait varier i sur

l'intervalle $[1, \dots, K]$). Dans notre cas, minimiser (2.65) pour chaque i ne signifie pas forcément que lorsque les K retards sont estimés, la valeur finale du critère soit bien minimale. Il faudra en fonction de K et du rapport signal sur bruit réitérer la procédure afin de converger vers le minimum minimumum. On peut montrer qu'un soin particulier doit être appliqué à cet algorithme lorsque une précision inférieure à l'échantillon est requise, la difficulté étant de maintenir la convergence de l'algorithme.

Chapitre 3

Application aux Signaux électriques cérébraux

Tous les types de signaux rencontrés dans ce domaine ont fait l'objet d'analyses et de traitements : EEG de veille et de sommeil, en état normal ou en crise (épilepsie), Potentiels Evoqués précoces ou tardifs. Un panorama assez complet de leur présentation, ainsi que de leur représentation et interprétation grâce à une analyse temps-fréquence se trouve dans le mémoire de thèse de G. SUISSE [1], médecin neurologue par ailleurs (thèse que j'ai co-encadrée). Outre les résultats obtenus avec ce doctorant, j'ai proposé des méthodes adaptées aux différents types de signaux rencontrés dans ces applications et touchant aux thématiques suivantes :

- **Estimation des variations, au cours du temps, de signaux répétitifs**

Ces variations peuvent être une amplitude aléatoire, un retard aléatoire, un changement d'échelle aléatoire (compression, dilatation). Ce type d'approche permet de caractériser l'évolution des différentes ondes formant les Potentiels Evoqués.

Les méthodes et les résultats ont été publiés dans des Congrès et revues, spécialisés soit dans la théorie du traitement du signal soit dans les applications biomédicales [10],[23],[25],[27].

- **Estimation du potentiel évoqué de référence**

Sous l'hypothèse que chaque potentiel évoqué correspond à un potentiel de référence décalé aléatoirement dans le temps (latence), ce potentiel de référence peut être retrouvé par l'opération de moyennage synchrone [7],[19],[21]. Le faible rapport signal à bruit des potentiels évoqués somestésiques ne permettant pas en général l'estimation fiable de leur temps de latence, j'ai proposé un estimateur de cette référence faisant appel aux bispectres et en résolvant de façon originale le problème d'estimation de la phase [28]. Il faut noter que cette approche nous fournit un signal moyen pouvant être efficacement utilisé pour l'estimation des temps de latence.

- **Détection de non stationnarités**

Cette recherche vient compléter les méthodes d'analyses précisées précédemment : l'effort est maintenant porté sur l'extraction automatique de l'information contenue dans l'"image" temps-fréquence. Nous retrouvons le schéma classique "estimation/détection" avec pour domaine d'application la détection d'évènement appelés "spindles" (ou fuseaux de sommeil) dans le signal Electroencéphalographique durant le sommeil [11], [30], [35], [56], [61].

Chapitre 4

Application à l'Electromyographie de surface

Le signal EMG de surface traduit l'activité électrique musculaire recueillie à l'aide d'électrodes plaquées à la surface de la peau. Cette technique non traumatisante et sans risque de contamination, par opposition à la technique en piqué utilisant des aiguilles, nécessite en revanche un traitement du signal plus élaboré dans la mesure où l'on intègre un plus grand nombre de potentiels d'action. Les avantages évidents de l'aspect " non invasif " reposent sur la possibilité de faire des mesures en continu et lorsqu'il y a mouvement (études des postures, de la marche, du sport). Faisant suite à la participation de l'équipe BIOMED comme partenaire de l'Action Concertée Européenne SENIAM (96-99) consacrée à cette technique, la collaboration avec l'équipe de R. MERLETTI, Institut Polytechnique de Turin, a été depuis maintenue. L'objectif était d'associer nos travaux en Traitement du Signal et leur expertise dans le recueil et la modélisation du signal EMG pour proposer des estimateurs fiables et robustes de temps de retard et de rapports d'échelle entre signaux. Les applications physiologiques majeures étant la mesure de vitesses de conduction et l'évaluation de la fatigue musculaire [2], [12], [14], [15], [17], [32], [36], [37]. Ces résultats ont été obtenus à travers le travail de thèse de Wrya Muhammad (que j'ai co-encadré). Un exemple de signaux étudié dans le domaine de l'électromyographie est donné dans la figure (4.1). On peut constater dans les signaux enregistrés par chaque capteur (en différentiel) la présence d'un potentiel d'action prépondérant se propageant dans les deux directions opposées.

On peut dans un premier temps indiquer que les estimateurs qui ont été développés reposent sur une modélisation semi-paramétrique des observations. Dans le cas de l'estimation de vitesse de conduction à partir de l'observation d'un potentiel d'action d'unité motrice $s(t)$, deux modèles ont été proposés :

$$\begin{aligned} \mathbf{M}_1 : x_k(t) &= s(t - (k-1)\tau) + w_k(t) \\ \mathbf{M}_2 : x_k(t) &= s(t - d_k) + w_k(t) \\ \text{avec } k &= 1, \dots, K ; 0 \leq t \leq T \end{aligned}$$

Le signal $s(t)$ est alors supposé continu et inconnu, les paramètres à déterminer des modèles sont alors τ (M_1) et les d_k (M_2). Nous avons montré dans [15] que dans les deux cas, des estimateurs de s (le signal échantillonné), τ et d_k nous permettaient de calculer la vitesse de conduction du potentiel d'action, même dans le cas variable. Le traitement du cas (M_2) passe par le calcul des d_k dont un estimateur a déjà été présenté (2.66). Nous avons calculé la borne de Cramer-Rao des d_k comme étant :

$$\text{var}(\hat{\tau}_{ij}) = \text{var}(\hat{d}_j - \hat{d}_i) = \text{var}(\hat{d}_i) \geq \text{CRLB}(\hat{d}_i) = \frac{2\sigma^2}{\mathbf{s}^T \mathbf{s}'} \quad (4.1)$$

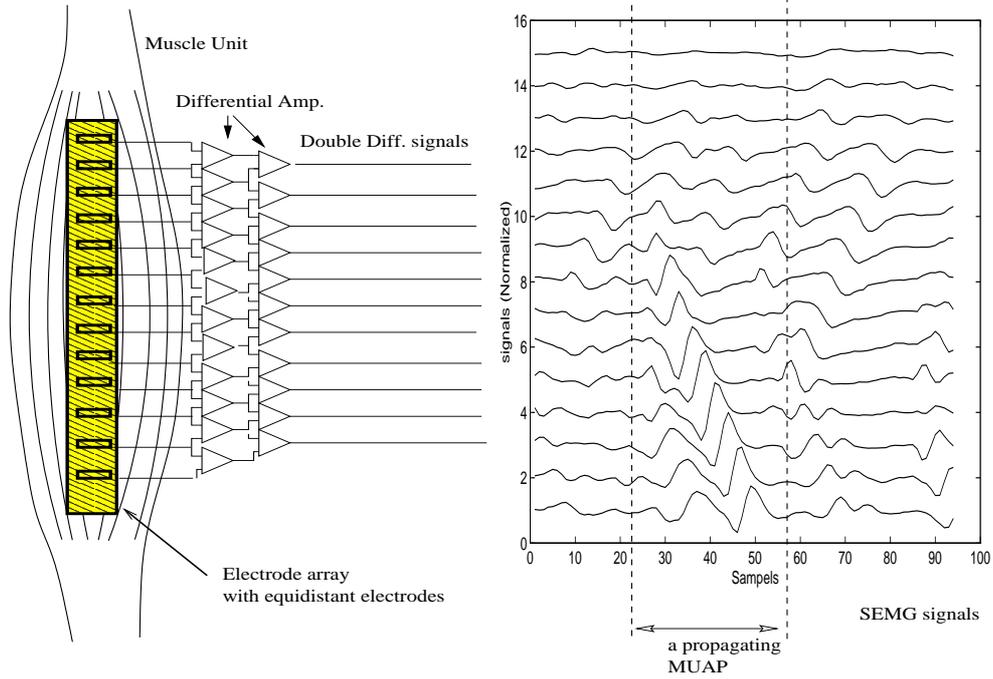


FIG. 4.1 – La barrette de capteurs et un exemple d’enregistrement d’un potentiel d’action d’unité motrice prépondérant

avec s' la dérivée première de $s(t)$. Nous avons développé ce calcul sous la forme :

$$\text{var}(\hat{d}_i) \geq \frac{2B \eta_0}{\int_{-B}^B (2\pi f)^2 G_{ss}(f) df} \quad (4.2)$$

en prenant pour B la largeur de bande du système d’acquisition, $\eta_0/2$ la largeur de bande de la densité spectrale de puissance du bruit et $G_{ss}(f)$ le spectre de puissance du signal \mathbf{s} , afin de la comparer au résultat présenté dans l’article de référence [63]. Cette comparaison [15] nous a permis de mettre en évidence que notre calcul était plus réaliste dans le cas d’un signal transitoire.

A partir des valeurs d_k estimées, nous avons calculé la vitesse de conduction moyenne \hat{v}_H (on rappelle que $\tau_{ij} = d_j - d_i$) telle que :

$$\frac{1}{\hat{v}_H} = \left(\frac{1}{K-1}\right) \left(\frac{1}{\hat{v}_2} + \frac{1}{\hat{v}_3} + \dots + \frac{1}{\hat{v}_K}\right) \quad (4.3)$$

où $\hat{v}_i = lf_s/\hat{\tau}_{i-1,i}$, l la distance entre chaque capteur (en mètres) et f_s la fréquence d’échantillonnage.

De même que pour les retards d_k , nous avons établi la borne de Cramer-Rao des \hat{v}_i telle que :

$$\text{CRLB}(\hat{v}_i) = \frac{2 \sigma^2 \rho^2}{\tau_{i-1,i}^4 (\underline{\mathbf{g}}^{i^T} \underline{\mathbf{g}}^i)} \quad i = 2, \dots, K \quad (4.4)$$

ce qui nous a permis non pas de calculer la borne de Cramer-Rao de \hat{v}_H mais une borne minimale correspondant à une valeur minorante de la borne de \hat{v}_H . Cette valeur minorante est alors donnée en considérant le retard $\tau_{1K} = d_K - d_1$ (le retard entre les deux capteurs les plus éloignés) :

$$\text{CRLB}_{\min}(\hat{v}_{1K}) = \frac{2 \sigma^2 (K-1)^2 \rho^2}{\tau_{1K}^4 (\underline{\mathbf{g}}^{1^T} \underline{\mathbf{g}}^1)} \quad (4.5)$$

Ces résultats théoriques nous ont permis d’évaluer les performances de nos estimateurs et ont été appliqués avec succès dans des cas réels [14], [15], [36].

Un autre modèle a été proposé dans le cas de l'étude de signaux de contractions stimulées (ondes M). Un exemple d'ondes M stimulées à une fréquence de 25Hz, sur une période totale de 20 secondes, est montré dans la figure (4.2). On voit clairement une dilatation des ondes au cours de l'expérience (une onde sur 25 est représentée) mais également une légère déformation. Ce modèle correspond à l'ajout d'un facteur d'échelle temporelle au modèle M_2 . Le cas simplifié

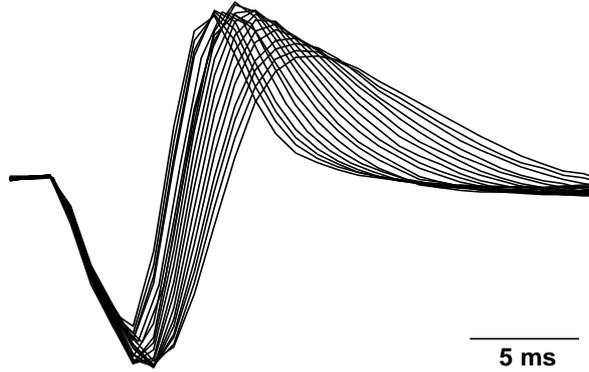


FIG. 4.2 – Enregistrement d'ondes M stimulées

à deux observations a été choisi tel que :

$$\mathbf{M}_3 : \begin{cases} x_1(t) = s(t) + w_1(t) \\ x_2(t) = s(\alpha_2 t - d_2) + w_2(t) \end{cases}$$

Ce qui correspond à une modélisation réaliste de l'onde M observée en un point de l'espace, dans une direction parallèle à la fibre musculaire dans laquelle se propage l'onde. Le signal $x_1(t)$ correspond à l'observation de l'onde de référence issue de la première stimulation se déplaçant dans la fibre musculaire à une vitesse constante appelée vitesse de conduction. Le facteur d'échelle temporelle α_2 et le retard d_2 apparaissant dans $x_2(t)$ permettront de mettre en évidence respectivement une différence de vitesse de conduction et un changement du délai de la transmission neuromusculaire. D'un point de vue physiologique c'est le changement de vitesse de conduction qui présentera le plus grand intérêt car il met en évidence le phénomène de fatigue musculaire. Se pose dans cette modélisation l'estimation des deux paramètres car une estimation conjointe est délicate. En prenant comme critère la maximisation de la fonction de vraisemblance, l'estimateur qui en découle repose sur la maximisation de la fonction d'ambiguïté :

$$R_a(\tau, \alpha) = \frac{1}{T} \int_0^T x_1(t) x_2\left(\frac{t + \tau}{\alpha}\right) dt \quad (4.6)$$

qui ne peut se faire de façon indépendante par rapport à α ou τ si on désire une estimation non biaisée (démonstré dans [17]). La maximisation conjointe posant des problèmes de précision (surtout pour le facteur d'échelle) nous procéderons en deux temps :

1. estimation du facteur d'échelle

2. estimation du retard après compensation du facteur d'échelle

La première étape est réalisée en utilisant la fonction d'autocorrélation temporelle définie par :

$$\hat{R}_{x_2x_2}(\tau) = \frac{1}{T} \int_0^T x_2(t)x_2(t-\tau)dt = \quad (4.7)$$

ce qui nous donne pour le modèle (M_2) et dans le cas discret :

$$\hat{R}_{x_2x_2}(l) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x_2[n]x_2[n-l] \simeq \frac{1}{\alpha_2} \hat{R}_{ss}(\alpha_2 l) + \sigma^2 \delta(l) \quad (4.8)$$

Après une interpolation autour de zéro afin d'éliminer le deuxième terme de la somme et une normalisation en amplitude, on obtient :

$$\tilde{\hat{R}}_{x_2x_2}(l) \simeq \tilde{\hat{R}}_{ss}(\alpha_2 l) \quad (4.9)$$

Ce qui nous permet d'éliminer le terme de retard. En appliquant la même opération à x_1 on obtient $\tilde{\hat{R}}_{x_1x_1}(l) \simeq \tilde{\hat{R}}_{ss}(l)$. Il reste alors à estimer le terme d'échelle temporelle α_2 à partir de $\tilde{\hat{R}}_{x_2x_2}(l)$ et $\tilde{\hat{R}}_{x_1x_1}(l)$. Nous avons utilisé pour cette opération un nouvel outil d'analyse appelé Transformée d'échelle [67] définie par :

$$D_s(c) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_0^\infty s(t) \frac{e^{-jc \ln t}}{\sqrt{t}} dt \quad (4.10)$$

De cette définition on peut déduire le résultat :

$$\sqrt{\alpha_2} R_{ss}(\alpha_2 l) \stackrel{\text{Transformation d'échelle}}{\iff} e^{jc \ln \alpha_2} D_{R_{ss}}(c) \quad (4.11)$$

Ce résultat est similaire à celui obtenu à l'aide d'une transformée de Fourier appliquée à un signal retardé. Les techniques faisant appel au domaine de Fourier pour estimer des retards pourront être utilisées afin de déterminer la valeur $\ln \alpha_2$ [14]. Une fois cette estimation réalisée, le signal x_1 est interpolé à la même échelle que x_2 afin d'évaluer le paramètre de retard à l'aide d'une technique qui pourra être également fréquentielle. Pour cette modélisation également, la borne de Cramer-Rao pour l'estimation des deux paramètres a été calculée afin d'évaluer les performances théoriques de notre méthode. L'utilisation de cette double estimation dite pseudo-jointe a mis correctement en évidence l'effet de fatigue musculaire dans le cas d'envois répétés et à une fréquence élevée de stimulus électriques. La difficulté principale de ce genre de mesure est de rester le plus possible robuste vis à vis de l'effet de troncature de l'onde M due à l'intervalle très court séparant deux ondes.

Il s'est avéré que dans les exemples réels traités le retard d_2 était suffisamment petit pour être négligé. De même, dans ce travail le modèle (M_3) a été supposé suffisant alors que plusieurs observations étaient disponibles (donc plusieurs facteurs d'échelle). On a vu dans le cas du modèle (M_2) que l'on avait intérêt à utiliser l'ensemble des observations afin de réduire l'incertitude de l'estimation. On peut appliquer cette idée au problème précédent en négligeant les termes de retards et en faisant apparaître les multiples observations, ce qui donne le nouveau modèle [12] :

$$\mathbf{M}_4 : \quad x_k(t) = s(\alpha_k t) + w_k(t)$$

avec $k = 1, \dots, K ; 0 \leq t \leq T$

De même que pour (M_2), on peut établir la fonction de vraisemblance des observations \mathbf{x} paramétrée par le vecteur des facteurs d'échelle $\boldsymbol{\alpha}$ et par le signal inconnu \mathbf{s} :

$$p(\mathbf{x}|\boldsymbol{\alpha}, \mathbf{s}) = J \exp \left(-\frac{1}{2\sigma^2} \sum_{k=1}^K \|x_k - A_{\alpha_k} [s]\|^2 \right) \quad (4.12)$$

où A_{α_k} est un opérateur de changement d'échelle temporelle tel que $A_{\alpha_k}[s(t)] = s(\alpha_k t)$.

On peut alors utiliser l'approche proposée dans [12] et dont l'expression de l'estimateur est donnée par (2.66) en considérant le vecteur $\tilde{\alpha}$, défini par :

$$\tilde{\alpha} = [\tilde{\alpha}_{12}, \tilde{\alpha}_{13}, \dots, \tilde{\alpha}_{1k}, \tilde{\alpha}_{23}, \dots, \tilde{\alpha}_{2k}, \dots, \tilde{\alpha}_{(K-1)K}]^T$$

comme étant une première estimation des $\alpha_{ij} = \alpha_i/\alpha_j$ correspondant au facteur d'échelle temporelle reliant deux observations \mathbf{x}_i et \mathbf{x}_j . Dans ce cas nous voyons que la relation entre α_{ij} , α_i et α_j n'est pas linéaire ce qui ne nous permet pas d'introduire la matrice de contrainte apparaissant dans (2.66). Nous pouvons contourner ce problème en définissant la variable $l_{ij} = \ln(\alpha_{ij})$ ce qui permet d'obtenir la relation linéaire $l_{ij} = l_i - l_j$ avec $l_i = \ln(\alpha_i)$

Nous pouvons alors créer la matrice de contraintes qui sera utilisée dans (2.66) après avoir calculé le logarithme, noté $\tilde{\mathbf{l}}$, des valeurs estimées composant le vecteur $\tilde{\alpha}$. Une difficulté supplémentaire résulte de l'utilisation du logarithme qui ne permet plus d'écrire la forme simplifiée $\Phi = \gamma I$, Φ étant la matrice de covariance de l'erreur d'estimation de \mathbf{l} . En considérant que l'estimation des α_{ij} est non biaisée et que la variance σ_{ij}^2 de l'estimation est suffisamment petite, la fonction $\ln(\tilde{\alpha}_{ij})$ est approximée par :

$$\ln(\tilde{\alpha}_{ij}) \simeq \frac{\tilde{\alpha}_{ij}}{\alpha_{ij}} + \ln(\alpha_{ij}) - 1 \quad (4.13)$$

ce qui permet d'écrire $var(\ln(\tilde{\alpha}_{ij})) = var(\tilde{l}_{ij}) \simeq \frac{\sigma_{ij}^2}{\alpha_{ij}^2}$.

En négligeant les corrélations entre les \tilde{l}_{ij} , la matrice diagonale Φ s'écrit :

$$\Phi \simeq \text{diag} \left(\frac{\sigma_{ij}^2}{\alpha_{ij}^2} \right) \text{ pour tout } (1 < i \leq K-1, j < i \leq K) \quad (4.14)$$

Si on considère les deux expressions :

$$\begin{aligned} x_i(k) &= s(k) + w_1(k) \\ x_j(k) &= s(\alpha_{ij}k) + w_2(k) \end{aligned}$$

Nous avons démontré que la borne de Cramer-Rao pour l'estimation de α_{ij} est :

$$var(\tilde{\alpha}_{ij}) \geq \frac{\sigma^2 \alpha_{ij}^2 (\alpha_{ij} + 1)}{\sum_{k=0}^{N-1} k^2 s(1)^2(k)} = g(\sigma, \mathbf{s}) \alpha_{ij}^2 (\alpha_{ij} + 1) \quad (4.15)$$

On va alors choisir cette borne comme étant la variance σ_{ij}^2 de l'estimation de α_{ij} . Ce qui nous donne pour Φ :

$$\Phi \simeq g(\sigma, \mathbf{s}) \text{diag}(\alpha_{ij} + 1) \text{ pour tout } (1 < i \leq K-1, j < i \leq K) \quad (4.16)$$

Le terme inconnu $g(\sigma, \mathbf{s})$ se simplifiant dans (2.66), la dernière approximation consistera à remplacer α_{ij} dans (4.16) par l'échelle estimée $\tilde{\alpha}_{ij}$. Cette approximation sera d'autant plus juste que les facteurs d'échelle temporelle seront estimés au mieux.

Dans [12], des résultats de simulations et une application à l'étude de l'élargissement d'une onde M sont présentés. Afin d'obtenir un modèle plus réaliste, un facteur d'amplitude a été pris en compte dans ces résultats sans cependant changer de façon significative les conclusions.

Chapitre 5

Traitement du Signal appliqué à l'implant cochléaire

Cette application est développée dans le cadre d'un contrat CIFRE avec la société "Laboratoires MXM" de Sophia Antipolis. Elle a pour objectif d'introduire des méthodes avancées de traitement du signal afin d'améliorer l'efficacité des prothèses auditives et plus particulièrement l'implant cochléaire. L'implant cochléaire est un dispositif qui restitue une sensation auditive chez des patients totalement sourds en stimulant le nerf auditif par une série d'électrodes implantées dans l'oreille interne. Le signal sonore est donc analysé pour être converti en impulsions électriques destinées à exciter les cellules nerveuses de la cochlée. Les domaines de recherche mettant en jeu le traitement du signal dans ce domaine d'application se divisent essentiellement en deux axes : la recherche de méthodes d'analyse temps-fréquence pour une restitution la plus vraisemblable possible de l'environnement sonore et produisant une intelligibilité de la parole la plus grande possible, la recherche de techniques de formation de voies et de réduction de bruit permettant d'améliorer le confort auditif du patient.

Le travail est essentiellement concentré sur la simulation des nouvelles techniques développées. La pertinence et la performance des algorithmes ainsi testés sont évaluées par des méthodes de "reconstruction inverse" s'approchant du modèle de l'oreille. On réalise ainsi une simulation avec reconstruction acoustique. Une évaluation sur un panel de patients implantés doit ensuite être réalisée, permettant une évaluation plus objective [42], [43], [44], [47].

Chapitre 6

Thèmes de recherche théorique

En relation avec les domaines d'application précisés ci-dessus, ma recherche m'a amené à rencontrer divers problèmes théoriques qui sont énumérés ci-dessous (les thèmes écrits en italiques font l'objet d'un intérêt particulier à cette date). Ces problèmes théoriques intervenant dans le domaine du Traitement du Signal, les résultats majeurs sont donc publiés dans des revues correspondantes (*Signal Processing, IEEE Trans. Biomed. Eng.* rubrique *Signal Processing, ...*).

- Estimation de temps de retards entre signaux dont on ne possède pas de modèle a priori : dans le cas d'une barrette de n capteurs équidistants (EMG) des hypothèses plus ou moins simplificatrices peuvent être émises. Le signal est identique ou variable d'un capteur à l'autre ; les retards entre capteurs consécutifs sont identiques ou variables (vitesse de conduction constante ou non).
- *Estimation de rapports d'échelle temporelle entre deux signaux.*
- *Estimation conjointe de facteurs d'échelle et de retards.*
- Estimation de fréquences "significatives" de faible amplitude (microstructure du sommeil) ; *estimation du fondamental (lentement variable) et des harmoniques d'un signal (fibrillation ventriculaire) ; suivi de fréquences évolutives (variabilité de l'intervalle RR en présence d'exercice).*
- Etude d'un filtrage dépendant de la forme des signaux (filtrage polynômial) pour la détection de micro-potentiels en ECGHA.
- *Recherche de méthodes de sommation de signaux répétitifs présentant des fluctuations d'échelle, de position ou plus généralement de forme.*
- Classification des formes de signaux transitoires.
- *Rehaussement de la parole*

Cette liste de thèmes peut-être organisée différemment afin de mettre en évidence les approches temporelles et les approches fréquentielles (étendues au cas général du temps-fréquence) :

6.1 Domaine temporel

La plupart des signaux rencontrés dans les applications visées ont pour caractéristique commune d'être pseudo-répétitifs. Cette caractéristique permet de décrire une réalisation (ou observation) du phénomène physiologique $x_i(t)$ parmi N telle que :

$$x_i(t) = k_i s(\alpha_i t - d_i) + n_i(t) \text{ avec } \alpha_i > 0; k_i > 0 \quad (6.1)$$

Avec k_i , α_i , d_i appelés respectivement coefficient d'amplitude, coefficient d'échelle temporelle et retard. Cette expression permet de définir une égalité de forme en considérant que toutes les observations $x_i(t)$ sont de même forme si elles vérifient (6.1). Ce modèle très général se simplifie souvent en considérant certains coefficients constant en fonction du numéro i de la réalisation. On peut noter que ce modèle permet de représenter un signal pseudo-répétitif (i représente le numéro de la répétition), c'est le cas du signal ECG où la i ème fenêtre contenant un ensemble P-QRS-T

peut correspondre à $x_i(t)$ (voir Figure 2.41) mais également des potentiels évoqués cérébraux. Ce modèle permet aussi de décrire un signal unique se propageant spatialement et enregistré par plusieurs capteurs, c'est le cas d'un même Potentiel d'Action d'Unité Motrice enregistré le long d'une fibre musculaire. Dans toutes les applications, le signal de référence $s(t)$ est supposé inconnu, la seule information disponible est l'ensemble des réalisations $x_i(t)$. D'un point de vue physiologique ou médical, l'obtention de $s(t)$ permet une compréhension plus fine et souvent non invasive des phénomènes sous-jacents, c'est pourquoi l'estimation de $s(t)$ prend une part importante de mon activité de recherche. Cette estimation est rendue possible en abordant les approches directes suivantes :

- Moyennage de forme (développé ci-dessous)
- Moyenne des bispectres, lorsque les α_i sont supposés constants

Ou bien en estimant les paramètres inconnus pour chaque réalisation $x_i(t)$ et en moyennant les réalisations recalibrées. Cette approche indirecte m'a conduit à m'investir dans les thèmes :

- Estimation de retards
- Estimation de facteurs d'échelle temporelle
- Estimation conjointe retard-facteurs d'échelle temporelle

Le modèle (6.1) représentant un phénomène physiologique, la variabilité des paramètres introduits (α_i, k_i, d_i) n'est pas nécessairement nuisibles mais représente également une information sur le processus sous-jacent. C'est pourquoi j'ai abordé les problèmes suivants :

- Estimation de la variance des retards
- Estimation de la variance des facteurs d'échelle temporelle

Le développement de tels estimateurs est justifié par un rapport signal à bruit ne permettant pas l'estimation fiable de tous les retards et facteurs d'échelle temporelle.

6.1.1 Moyennage de forme et moyenne de signaux soumis à un retard et à un changement d'échelle aléatoires

Nous considérons à nouveau le modèle (6.1) afin d'analyser l'effet de la présence des retards d_i et α_i sur l'estimateur classique du signal qu'est défini par :

$$\bar{x}(t) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i(t) \quad (6.2)$$

qui est une réalisation de la variable aléatoire :

$$\bar{X}(t) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i(t) \quad (6.3)$$

Les paramètres k_i, α_i, d_i étant des réalisations des variable aléatoires indépendantes K, A et D , on obtient :

$$E(\bar{X}(t)) = E(X(t)) = E(K)E(s(At - D)) \quad (6.4)$$

Pour simplifier la présentation, on posera $E(K) = 1$ et $Y(t) = At - D$.

La densité de probabilité de $Y(t)$ sera calculée en des fonction des densités de probabilité p_A et p_D telle que :

$$p_{Y(t)}(y) = \int_0^{\infty} p_A(u)p_D(ut - y)du \quad (6.5)$$

qui peut se réécrire sous la forme :

$$p_{Y(t)}(y) = \frac{1}{t} \int_0^{\infty} p_A\left(\frac{\tau}{t}\right)p_D(\tau - y)du \quad (6.6)$$

Nous pouvons alors calculer $E(X(t))$ tel que :

$$E(X(t)) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(y)p_{Y(t)}(y)dy \quad (6.7)$$

En utilisant (6.6), on obtient donc :

$$E(X(t)) = \frac{1}{t} \int_0^\infty p_A\left(\frac{\tau}{t}\right) \int_{-\infty}^{+\infty} s(y) p_D(\tau - y) dy d\tau \quad (6.8)$$

En remarquant que la deuxième intégrale est le produit de convolution de $s(t)$ avec $p_D(t)$ tel que $s_f(\tau) = (s * p_D)(\tau)$, on obtient finalement

$$E(X(t)) = \frac{1}{t} \int_0^\infty p_A\left(\frac{\tau}{t}\right) s_f(\tau) d\tau \quad (6.9)$$

On retrouve alors l'expression d'un filtre linéaire, dont le noyau est $p_A(\tau)$, appliqué au signal filtré $s_f(\tau)$. La propriété principale de ce filtrage particulier est de conserver la forme du signal.

En conclusion, le développement précédent met en évidence que l'effet du moyennage sur des signaux décalés et dont l'échelle temporelle a été modifiée se résume par la mise en cascade de deux filtrages dont l'ordre ne peut être inversé. Le signal moyen sera donc une version déformée du signal indéterminé $s(t)$. Nous allons donc présenter une nouvelle méthode qui contrairement au moyennage classique est insensible aux décalages et aux changements d'échelle temporelle.

Considérons dans un premier temps que le signal $s(t)$ est positif et que les observations sont non bruitées. Nous pouvons donc calculer les deux intégrales normalisées notées $S(t)$ et $X_i(t)$ telle que :

$$S(t) = \left(\int_0^t s(u) du \right) / \left(\int_0^T s(u) du \right) \quad (6.10)$$

$$X_i(t) = \left(\int_0^t x_i(u) du \right) / \left(\int_0^T x_i(u) du \right) \quad (6.11)$$

D'après (6.1), $x_i(t)$ se déduit de $s(t)$ par application d'une fonction affine croissante notée φ_i , ce qui implique que :

$$X_i = S \circ \varphi_i \Leftrightarrow X_i(t) = S(\varphi_i(t)) \text{ avec } 0 \leq t \leq T \quad (6.12)$$

De même on peut écrire :

$$S = X_i \circ \psi_i \Leftrightarrow S(t) = X_i(\psi_i(t)) \text{ avec } \psi_i = \varphi_i^{-1} \quad (6.13)$$

Les fonctions S et X_i étant croissantes, pour une valeur de t donnée on peut écrire :

$$y = S(t) = X_i(t_i) \Leftrightarrow t = S^{-1}(y) \text{ avec } t_i = \psi_i(t) \quad (6.14)$$

Nous pouvons écrire (6.14) pour toutes les intégrales normalisées $X_i(t)$ (avec $i = 1 \dots N$) ce qui nous fournit N valeurs t_i que l'on va moyenner :

$$\bar{t} = \bar{\psi}(t) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N t_i = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \psi_i(t) \quad (6.15)$$

Ce qui est la moyenne des temps correspondant à la même valeur y . A partir de la définition des observations (non bruitées) (6.1), on obtient la relation :

$$\psi_i(t) = \frac{t + d_i}{\alpha_i} \quad (6.16)$$

L'expression (6.15) s'écrit donc :

$$\bar{t} = \gamma t + \beta \quad (6.17)$$

avec

$$\gamma = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \frac{1}{\alpha_i} \text{ et } \beta = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \frac{d_i}{\alpha_i} \quad (6.18)$$

en remplaçant t par (6.14), (6.17) devient :

$$\bar{t} = \gamma S^{-1}(y) + \beta \quad (6.19)$$

ce qui donne :

$$y = S\left(\frac{\bar{t} - \beta}{\gamma}\right) = \tilde{X}(\bar{t}) \quad (6.20)$$

Ce qui finalement s'écrit :

$$\tilde{X} = S \circ \bar{\varphi} \text{ avec } \bar{\varphi} = \bar{\psi}^{-1} \quad (6.21)$$

On peut interpréter ce résultat comme étant l'intégrale normalisée du signal $s(t)$ qui a été décalé de la valeur β/γ et mis à l'échelle $1/\gamma$. Le signal temporel $\tilde{x}(t)$ obtenu par dérivation de $\tilde{X}(\bar{t})$ conservera l'égalité de forme avec $s(t)$. De plus, sous des hypothèses facilement vérifiées, les valeurs β/γ et $1/\gamma$ sont approximables par :

$$\frac{\beta}{\gamma} \simeq \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N d_i \text{ et } \frac{1}{\gamma} \simeq \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \alpha_i \quad (6.22)$$

Dans le cas où les $x_i(t)$ ne correspondent plus au modèle (6.1), on considérera qu'ils ont tous une forme différente dont la moyenne au sens de la forme sera obtenu à l'aide de la méthode qui vient d'être présentée.

L'objectif de cette approche est similaire à celui présenté dans [68], c'est pourquoi des résultats de comparaison seront inclus dans un article en cours d'achèvement qui sera soumis très prochainement à la revue *IEEE Trans. Signal Processing*. Des résultats avec pour domaines d'application l'Electromyographie et l'Electrocardiographie (classification d'ondes P), ont été présentés dans [40], [45], [48], respectivement. Les applications potentielles de cette méthode sont nombreuses, d'autant plus qu'elle fournit un résultat exploitable directement par les praticiens hospitaliers pour qui la forme est une caractéristique fondamentale.

D'un point de vue global, on peut remarquer que cette technique de moyennage de forme consiste à transformer les signaux afin de se placer dans un domaine dans lequel les paramètres nuisibles que sont le retards et les facteurs d'échelle n'affectent pas ou de façon contrôlée l'opération de moyennage. Il faut alors imposer à la transformation d'être inversible ce qui dans le cas des intégrales normalisées impose aux signaux d'être positifs. La non positivité peut cependant être prise en compte en traitant séparément les parties positives et négatives ou bien en ajoutant une constante. Un changement de domaine a également été mis en oeuvre lors de l'utilisation des bispectres pour l'opération de moyennage de signaux décalés dans le temps [28]. Dans ce cas, les bispectres étant invariant par translation temporelle, le bispectre moyen n'en était donc pas affecté. La difficulté résidait alors dans l'inversion de la transformation $(\omega_1, \omega_2) \mapsto t$.

6.2 Domaine fréquentiel, temps-fréquence

La prise en compte du temps dans la description fréquentielle des signaux biomédicaux que j'ai abordés a été effective soit en incluant le temps dans le modèle, soit en rendant l'estimateur dépendant du temps. Le domaine temps-fréquence a été utilisé pour détecter mais également pour caractériser des signaux inconnus. Dans le domaine de la détection, deux grandes classes de représentation temps-fréquence ont été abordées :

- La classe de Cohen
- La transformée en ondelette pseudo-continue

Dans le domaine de l'analyse temps-fréquence, des méthodes basées sur :

- La représentations de Prony
- Le filtrage de signaux harmoniques
- Le pistage de fréquence
- Le filtrage temps-fréquence

ont été développées.

Chapitre 7

Encadrement Doctoral

Les résultats obtenus sur la période décrite dans ce document ont été publiés dans des revues ou des congrès et sont pour la plupart en relation avec les thèses et les stages de DEA que j'ai encadrés. Le pourcentage exprimé correspond au taux d'encadrement me concernant.

7.1 Thèse de Georges SUISSÉ (co-encadrement 40 %) :

Soutenue en mars 1999 (durée 4 ans) [1], par un *médecin neurologue hospitalier*, elle repose sur des approches purement temps-fréquence et temps-échelle appliquées au domaine de l'électroencéphalographie. Une tentative d'utilisation de l'outil appelé "Matching pursuit" a été proposée dans un cadre très précis. Cette thèse se déroulant principalement en milieu hospitalier, elle a été clairement orientée vers les applications nombreuses rencontrées dans un service de neurophysiologie (en l'occurrence au CHU Pasteur de Nice). Elle n'a hélas donné lieu qu'à un nombre limité de publication [11],[30],[56] pour des raisons spécifiques à l'environnement de ce travail. On y trouve cependant bon nombre d'originalités dans l'utilisation des représentations temps-fréquence et temps-échelle. Le résumé précis du mémoire de thèse et donc du travail accompli est donné ci-dessous :

Titre : "Analyse temps-fréquence des signaux électriques cérébraux"

Résumé : "Ce travail propose une évaluation de l'apport des méthodes temps-fréquence à l'analyse des signaux électriques cérébraux enregistrés en Neurophysiologie Clinique hospitalière. La première partie apporte les notions générales sur ces signaux, sur leur traitement habituel et sur les méthodes temps-fréquence les plus usuelles. Elle fait aussi le point sur les tentatives déjà nombreuses d'analyse temps-fréquence de ces signaux. Le signal électroencéphalographique (EEG) est essentiellement caractérisé par son contenu fréquentiel. Dans certaines situations physiologiques ou pathologiques des composantes fréquentielles peuvent présenter des modifications relativement brèves. De nombreuses études ont déjà souligné que ces modifications sont bien décrites par une représentation temps-fréquence (RTF). Les potentiels évoqués (PE) sont plutôt appréhendés comme des signaux temporels transitoires. Certains auteurs ont néanmoins suggéré qu'une approche temps-échelle voire temps-fréquence pouvaient mener à une décomposition pertinente du signal. Les deux signaux posent par ailleurs le problème fondamental de la localisation de leurs générateurs intra-cérébraux, aujourd'hui abordés par les techniques de localisation de sources. La deuxième partie présente des applications personnelles de méthodes temps-fréquences telles que la transformée de Fourier à court-terme, la transformée en ondelettes continue ou le matching pursuit. Quatre applications ont concerné l'EEG enregistré dans différentes situations cliniques : le sommeil, certaines crises d'épilepsie, le nouveau-né prématuré et l'activation cérébrale. Pour chacune, l'analyse du signal a été abordée dans le plan temps-fréquence et a permis d'extraire des informations pertinentes qui participent à la résolution du problème médical posé. Un exemple de potentiels évoqués cognitifs a aussi été traité. Les principales composantes du PE moyen ont pu être séparées dans le plan temps-fréquence. L'extraction du PE individuel faisant

suite à chaque stimulation a aussi été envisagée à partir de la RTF du signal non moyenné. Pour les signaux EEG et les PE enregistrés à partir de multiples points du scalp et se présentant donc comme des signaux vectoriels, une analyse topographique de leurs composantes bien localisées en temps et en fréquence a été proposée. Cette nouvelle démarche essaie d'associer des sources électriques intra-cérébrales aux atomes temps-fréquence extrait du signal"

7.2 Thèse de Wrya MUHAMMAD (co-encadrement 50%) :

Soutenue en février 2001 (durée 3 ans) [2], elle traite de l'estimation des retards, facteurs d'échelle et variations de forme de signaux vectoriels. De ce travail sont issues 9 publications dont 3 articles dans des revues internationales. Ses domaines d'application sont l'ECG [33],[34], la modélisation dans le domaine du Doppler-laser [59],[60] et surtout l'EMG de surface [12], [14], [15], [32], [37], [40], [17]. Les résultats majeurs se trouvent dans [15] publié à Signal Processing pour la partie la plus théorique concernant l'estimation de retards sous diverses hypothèses, dans [14] où il est montré que l'on peut réellement estimer avec précision la vitesse de conduction relative à une Unité Motrice unique, dans le cas d'une contraction volontaire et dans [17] où l'estimation conjointe de retards et de facteurs d'échelle est exposée (apport théorique) et appliquée à des signaux de contraction stimulée (ondes M) apportant une contribution significative à l'évaluation de la fatigue musculaire. Le résumé précis du mémoire de thèse et donc du travail accompli est donné ci-dessous :

Titre : "Estimation de retards, de facteurs d'échelle et de variations de forme de signaux vectoriels : application aux signaux biomédicaux"

Résumé : "Ce travail traite des signaux de type déterministe, inconnus et transitoires. Les applications visées sont les enregistrements, par une grille de capteurs, de Potentiels d'Action qui se propagent tels que l'EMG de surface ou les signaux répétitifs tels que les signaux cardiaques. Dans la première partie un vecteur de retards est estimé en vue de la détermination de la vitesse moyenne de conduction dans une Unité Motrice musculaire. Pour une vitesse supposée variable le long d'une fibre, l'estimateur des retards est amélioré en utilisant des contraintes sur les retards. Il est montré ensuite que la variance de l'estimateur de vitesse moyenne est diminuée grâce aux capteurs intermédiaires. Il est également montré comment varie le biais et la variance de l'estimateur en fonction de la distance entre capteurs. Dans la deuxième partie le travail s'oriente vers la forme des signaux : trois mesures de différence de forme sont proposées dans un but de classification et comparées à d'autres existantes. Les mesures proposées se basent sur une distance calculée soit après l'estimation de la transformation affine qui minimise l'écart de forme, soit en utilisant un domaine invariant par rapport à une transformation affine : l'autocorrélation conserve l'échelle en s'affranchissant des translations, puis la transformée d'échelle permet d'obtenir un domaine invariant par changement d'échelle. Les simulations sur des pics doubles peu résolus et les applications à des signaux réels d'ECG (ondes P) montrent les performances des méthodes pour la mesure de petites variations de forme. Dans la troisième partie, les paramètres de la transformation affine sont considérés comme porteurs d'informations : sous l'hypothèse de l'égalité de forme, l'estimation conjointe de retard et de facteur d'échelle est faite en utilisant une nouvelle méthode rapide et adaptée à la classe des signaux étudiés, notamment à l'EMG de surface pour accéder à la distribution des vitesses de conduction."

7.3 Thèse de Balkine KHADDOUMI (co-encadrement 70%) :

Commencée en novembre 2001 à la suite d'un stage de DEA, elle est actuellement centrée sur l'analyse de signaux de fibrillation ventriculaire, enregistrés en interne lors de tests de défibrillateurs implantés. Les résultats obtenus concernent d'une part l'estimation spectrale par diverses méthodes [38], d'autre part la mise en évidence d'une bonne corrélation entre la fréquence de ce fondamental et la période réfractaire du coeur [39]. Les méthodes d'analyse spectrale font appel aux méthodes classiques telles que périodogrammes, ou les approches basées sur la matrice de covariance. Un

des buts de cette analyse étant l'estimation du fondamental, ces méthodes sont revisitées afin de prendre en compte des contraintes d'harmonicité donnant lieu à la compression spectrale. Ces résultats qui doivent faire l'objet d'un article dans une revue médicale, confirment, avec plus de précision, un résultat similaire obtenu sur des moutons mais non encore étudié sur l'homme.

Une évolution de ce travail prend en compte l'aspect non stationnaire des signaux. En effet, les signaux de fibrillation (auriculaire ou ventriculaire) présentent des caractéristiques évoluant dans le temps telle que leur "organisation" apparente. Ce degré d'organisation permet de décrire un aspect chaotique évoluant vers un signal périodique pas forcément sinusoïdal. Cette analyse se justifie par la relation existant entre la difficulté de stopper la fibrillation et le degré d'organisation. C'est dans le but d'analyser finement des signaux de fibrillation ventriculaire que le travail de Balkine KHADDOUMI s'est orienté vers les méthodes d'estimation adaptative de pôles [65], ce qui équivaut à estimer des pistes fréquentielles indépendantes. L'harmonicité des signaux peut alors être prise en compte directement sur ces pistes ou bien en l'intégrant directement dans le modèle ce qui a conduit à l'utilisation de filtre en peigne [64].

7.4 Thèse de Gilles MALHERBE (co-encadrement 90%) :

Ce travail de thèse (commencé en Decembre 2001) se déroulant principalement dans la société MXM (contrat CIFRE), l'orientation donnée par les équipes d'accueil concerne à la fois les aspects théoriques d'un travail de recherche et l'application de méthodes de traitement du signal pour augmenter l'efficacité d'implants cochléaires. Dans un premier temps, afin de focaliser la zone d'écoute du patient implanté vers la zone utile, des techniques de formation de voies ont été proposées et testées [42]. Dans un deuxième temps, des techniques faisant appel à un modèle cochléaire et à des décompositions multirésolutions ou temps-fréquences ont permis la réduction de bruits parasites résiduels [43]. Les premiers résultats incluant ces deux étapes sont déjà concluants quant aux possibilités d'amélioration de l'intelligibilité du message vocal [47].

Ces méthodes utilisent principalement le module d'une représentation temps-fréquence qui est ensuite converti en impulsion électrique multiplexée temporellement. Une nouvelle technique, actuellement en phase d'évaluation, prend en compte la phase du signal dans l'étape de multiplexage. La méthodologie générale présentée dans [47], qui inclut la synthèse des signaux, des bancs de test et une reconnaissance automatique de la parole, a été appliquée à cette nouvelle technique aboutissant à des résultats prometteurs.

Le travail de Gilles MALHERBE ne se résume pas à la recherche des techniques les plus efficaces mais prend en compte également la mise en oeuvre de ces algorithmes sur du matériel dédié à l'implant cochléaire, de même qu'à la définition du dit matériel.

7.5 Stages de DEA

- J'ai encadré les stages de DEA (Traitement et transmission de l'information) de **A. Lafuente**, intitulé "Estimation de temps de retard : application à l'analyse des potentiels évoqués" (Juin 1995), de **P. Bertrand**, intitulé "Estimation de retards variant dans le temps" (Juin 1998), de **B. Khaddoumi**, intitulé "Estimation paramétrique de composantes sinusoïdales harmoniques. Application aux signaux cardiaques en fibrillation ventriculaire" (Juillet 2001) du DEA SIC IMAGE-VISION. J'encadre cette année le stage de DEA SICOM de **A. Illanes**, intitulé "Méthodes robustes pour la poursuite de fréquences".
- J'ai co-encadré (avec le Pr. H. Rix) les stages de DEA (Traitement et transmission de l'information et ARAVIS) de **F. Raybaud**, intitulé "Utilisation des filtres invariants par changement d'échelle pour la classification de forme des signaux monodimensionnels" (Octobre 1994), de **N. Reynaud**, intitulé "Estimation adaptative sur une base de Hermite dépendant d'un facteur d'échelle" (Juin 1997), de **S. Boudaoud**, intitulé "Analyse de Forme des Signaux ; application à l'onde P de l'Electrocardiogramme en vue de la prévention de la Fibrillation Auriculaire" (Juin 2002).

- J'ai co-encadré (avec H. Collavizza) le stage de DEA de **V. Gay-Para** intitulé "Application des techniques de résolution de contraintes à l'estimation de signaux médicaux". Cet encadrement était particulier car le sujet relevait de la section 27 du CNU. Ce stage nous a donné l'opportunité de traiter des signaux à l'aide de techniques relevant de l'informatique (résolution de contraintes).

Chapitre 8

Présentations de résultats

Cette liste correspond à la présentation de mes résultats de recherche dans des congrès nationaux, internationaux et séminaires :

- Journées d'études sur les Ondelettes à l'observatoire de Nice, Juin 1989
- 5ème Forum des jeunes chercheurs GBM, Mai 1990, Paris
- 13th Annual International Conference IEEE-EMBS, Nov. 1991, Orlando-USA
- 14th Annual International Conference IEEE-EMBS, Nov. 1992, Paris, auquel j'ai également participé en tant que *responsable de la session* "Signal Processing"
- 15ème Congrès GRETSI, Sept. 1995, Juan-Les-Pins
- 17th Annual International Conference IEEE-EMBS, Oct. 1995, Montréal-CANADA
- Congrès EUSIPCO, Sept. 1996, Trieste-ITALIE
- Congrès ICASSP, 1997, Munich-ALLEMAGNE
- Workshop SENIAM, 1998, Nice
- Workshop BSI99, 1999, Chicago-USA
- 23rd Annual International Conference IEEE-EMBS, Oct. 2001, Istanbul-TURQUIE
- Workshop BSI02, 2002, Côme, ITALIE
- 29th Annual International Conference on Computers in Cardiology, 2002, Memphis, USA
- Séminaires à Cracovie (Département de Physique Médicale) en 1998, à Varsovie en 1999/2000/2002 (Université Technique de Varsovie, Institut de Biocybernétique et GBM) à l'occasion de séjours de 15 jours à l'institut de Biocybernétique et GBM de Varsovie (Contrat bilatéral CNRS/Acad. Sci. de Pologne)
- 30th Annual International Conference on Computers in Cardiology, 2003, Memphis, USA
- Séminaire à Varsovie, dans le cadre d'une conférence intitulée "High resolution ECG/MCG mapping", Octobre 2003.

Chapitre 9

Actions de valorisation, collaborations, responsabilités diverses

9.1 Actions de valorisation

Les actions de valorisation actuelles et futures correspondent à des collaborations thématiques dans des cadres nationaux et internationaux. Ce sont :

- **Action Spécifique** "Interprétation de signaux biomédicaux conduite par modèles"
Coordonateurs : Catherine MARQUE et Lofti SENHADJI.
Description : en se limitant au système nerveux central, au système neuromusculaire périphérique et au système cardiovasculaire, l'objectif de cette AS est de faire, dans un premier temps, un tour d'horizon des recherches menées en France sur ce thème. Il sera par la suite étendu au niveau européen, la finalité étant la mise sur pied d'une force de proposition dans le cadre des appels d'offres des réseaux d'excellence européens.
- **Action Concertée Incitative** " Technologies pour la Santé "
Sujet : Classification automatique de l'onde P d'un ECG en vue du dépistage de la fibrillation auriculaire.
Coordonnateur général : Jean-Marc BOUCHER, ENST de Bretagne, Brest.
Partenaires :
 - LATIM, ENST de Bretagne. Resp. scientifique : J.M. BOUCHER
 - BIOMED-I3S, Sophia Antipolis. Resp. scientifique : H. RIX
 - Service de Cardiologie, CHU Brest. Resp. Scientifique : J.J. BLANCDurée : 3 ans à partir de novembre 2001
Financement pour I3S : 50 308 EUROS.
- **Action Intégrée** Franco-Espagnole PICASSO.
Cette action (*en attente de réponse d'acceptation*) a pour sujet l'étude du rythme cardiaque à travers l'analyse des intervalles RR, PP et PR, dans le cadre de tests à l'effort. Cette collaboration (dont je serai le responsable côté français) nous associera à l'équipe de génie biomédical de l'Université de Saragosse (Espagne) (Responsable P. Laguna) en partenariat avec des équipes locales spécialisées dans le recueil des signaux et dans la définition de protocoles de mesures (Laboratoires de physiologie et Hôpitaux)
- **Réseau d'excellence européen** intitulé VKS-IMBIOS (Virtual Knowledge Space for Interpretation and Modelling of Biomedical Systems)
Ce projet (en cours de soumission) de création d'un réseau européen centré sur l'interprétation et la modélisation de systèmes biomédicaux répond au *6ème programme de travail pour la recherche, le développement technologique* proposé par la commission européenne. En tant

que membre du projet Biomed de l'I3S, j'ai eu à représenter cette équipe dans les différentes réunions (Varsovie, Londres, Come) qui ont permis l'élaboration du dossier. J'ai également été chargé par le groupe coordonnateur du projet d'étudier certains aspects technologiques tel que le GRID, en assistant à la première conférence européenne sur cette technologie (Lyon). Après une phase de négociations internes et d'évaluation des dossiers individuels par un groupe d'experts extérieurs, dans le but de respecter les critères émis par la commission européenne, 25 équipes, dont la notre, ont été retenues pour former le consortium.

9.2 Collaborations nationales et internationales

9.2.1 Nationales

- Service de Cardiologie (Pr J.P. CAMOUS, Dr F. RAYBAUD), CHU de Nice. Sujet : analyse de la fibrillation ventriculaire
- Service d'Explorations Fonctionnelles du Système Nerveux (Dr G. SUISSE, Dr M-N. MAGNIÉ), CHU de Nice. Sujet : Analyse du sommeil, Potentiels Evoqués
- Laboratoires MXM (J.C. REPETTO), Sophia Antipolis. Sujet : Traitement du Signal appliqué aux prothèses auditives (Contrat CIFRE)
- Laboratoire de Physiologie (Dr S. BERMON), Faculté de Médecine de Nice. Sujet : Variabilité du rythme cardiaque en présence d'exercice
- Laboratoire de Traitement de l'Information Médicale (LATIM), ENST, Brest (J.M. BOUCHER) ; partenaire ACI.

9.2.2 Internationales

- Institut de Biocybernétique et GBM de Varsovie (R. MANIEWSKI). Sujet : Etude de signaux biomédicaux (ECGHA, Mapping cardiaque, Laser-Doppler). Contrat bilatéral CNRS/Acad. Sci. de Pologne :1997 et 98 ; 99 et 2000 ; 2001 et 2002 ; 2003 et 2004.
- LISiN (Laboratoire d'ingénierie pour le système neuromusculaire), Institut Polytechnique de Turin, Italie (R. MERLETTI). Sujet : Traitement du signal appliqué à l'EMG de surface (depuis 1995).
- A travers le projet de création d'un Réseau d'Excellence Européen (VKS-IMBIOS), j'ai d'ores et déjà établi (ou ré-établi) des liens depuis un an avec les équipes de K. BLINOWSKA (Université de Varsovie), L. SORNMO (Université de Lund, Suède) et P. LAGUNA (Université de Saragosse, Espagne) autour de l'analyse du sommeil et de l'Electrocardiologie.

9.3 Responsabilités diverses

- J'ai été durant ces deux dernières années membre de la Commission de Spécialistes de la 27ième section de l'Université de Nice-Sophia Antipolis en tant que membre extérieur à la section. Mon poste de Maître de Conférence dans une UFR dont la spécialité est l'informatique justifie ma présence dans cette commission
- J'ai été membre titulaire (membre du bureau) de la Commission de Spécialistes de la 61ième section de l'Université de Nice-Sophia Antipolis de 1998 à 2001. Je suis actuellement membre suppléant de cette commission
- J'ai été membre du Conseil d'Administration de l'ESSI pendant 4 ans
- J'ai été responsable des relations internationales à l'ESSI pendant 6 ans et également membre de la Commission des Relations Internationales de l'Université de Nice-Sophia Antipolis pendant 4 ans
- J'ai été responsable des stages du DEA ARAVIS de l'école doctorale SPI de l'Université de Nice-Sophia Antipolis de 1997 à 1999 (deux ans).
- Je fais partie du comité de lecture des revues *IEEE transaction on Biomedical Engineering*, *IEEE transaction on Signal Processing* et *Acta Acustica*

- J'ai été membre du jury des thèses soutenues au mois de Mars 1999 par G. SUISSE et au mois de Mars 2001 par W. MUHAMMAD, pour l'obtention du titre de Docteur en Sciences, mention Sciences de l'Ingénieur
- J'ai été **rapporteur de la thèse avec Label Européen** de M. J. G. Moros (Directeur de thèse P. Laguna) soutenue au mois de Décembre 1998 à Zaragoza (Espagne)
- Je suis membre du Conseil de Laboratoire de l'I3S
- je suis depuis le mois de septembre chargé de la communication au laboratoire I3S

Chapitre 10

Résumé de l'activité d'enseignement

Je suis responsable depuis un an de la filière Vision Image et Multimédia à l'Ecole Supérieure en Sciences Informatiques de Sophia Antipolis (ESSI). Dans cet établissement, j'ai et j'ai eu à enseigner dans les domaines suivants :

- Traitement du signal : numérisation, filtrage, théorie de l'estimation et de l'identification, codage et transmission de la parole
- Automatique : représentation d'état, fonction de transfert, régulation
- Informatique industrielle : architectures des ordinateurs et des microprocesseurs, assembleurs
- Réseaux informatiques : architecture clients/serveurs, programmation réseaux pour l'audio et l'image, architectures des réseaux

Je suis responsable depuis huit ans à l'ESINSA du cours *Représentations temps-fréquence* dans un cadre déterministe

J'ai été responsable du cours de DEA SICOM de 1999 à 2001 intitulé *analyse spectrale pour les signaux non stationnaires*

Chapitre 11

Projet de recherche

Mes perspectives d'évolution se situent au niveau des collaborations et des sujets de recherches. Les projets de créations de réseaux (réseau d'excellence européen, action concertée incitative, Action spécifique) ou de partenariat plus restreint (action intégrée) donneront une direction clairement européenne à mes axes de recherches. Ils permettront également une mise en commun de données et de méthodes aboutissant à une vision globale d'une pathologie. Le besoin actuel d'associer à une pathologie une description partant de la cellule et aboutissant au signal électrophysiologique justifie pleinement la poursuite de mes recherches dans les grands domaines tels que l'électrocardiologie, l'électroencéphalographie et l'électromyographie. Mon nouvel axe de recherche qu'est l'analyse de la variabilité cardiaque se situe dans cette approche car la prise en compte du phénomène respiratoire dans la modélisation de cette variabilité correspond à cette vision globale recherchée d'un phénomène caractérisée par l'électrophysiologie.

L'aspect intégration de la recherche devrait se poursuivre par l'intermédiaire de relations encore plus étroites avec la société MXM (contrat CIFRE) sur le sujet des implants cochléaires mais également sur un nouveau sujet relatif à l'élimination des acouphènes (obtention récente d'une bourse co-financée Région-Entreprise). Je peux ajouter à cela de très bons contacts préliminaires avec la société de matériel Biomédical MEDTRONIC sur le sujet de la fibrillation auriculaire et ventriculaire.

Enfin, on peut constater ou déplorer que ma spécialisation dans le domaine du Génie Biomédical (GBM) soit restreinte à mon activité de recherche. Ceci s'explique par l'absence locale de formation orientée GBM incluant le traitement des signaux électrophysiologiques. La réalisation prochaine d'une Ecole Polytechnique Universitaire incluant mon établissement d'accueil devrait me permettre de combler ce manque grâce à la création de la filière Bioinformatique. En effet, des premiers contacts relatifs à la création d'enseignements orientés GBM incluant ma spécialité ont été pris et semblent montrer un réel besoin dans ce domaine. Cette opportunité me permettra de faire le parallèle du point de vue de l'enseignement avec la tendance actuelle de la recherche en GBM qui consiste à modéliser les systèmes biomédicaux de l'échelle microscopique (le gène) à l'échelle macroscopique (le signal ou l'image).

Chapitre 12

Liste des publications et références

12.1 Références des thèses encadrées

- [1] Georges Suisse. *Analyse temps-fréquence des signaux électriques cérébraux*. Thèse de doctorat sciences, mention « sciences de l'ingénieur », Université de Nice-Sophia Antipolis, mars 1999.
- [2] Wrya Muhammad. *Estimation de retards, de facteurs d'échelle et de variations de forme de signaux vectoriels : application aux signaux biomédicaux*. Thèse de doctorat sciences, mention « sciences de l'ingénieur », Université de Nice-Sophia Antipolis, mars 2001.

12.2 Ouvrages de synthèse ou participation à des ouvrages de synthèse

- [3] Olivier Meste. *Contribution à l'analyse de signaux non-stationnaires. Application à l'étude de signaux biomédicaux*. Thèse de doctorat sciences, mention « sciences de l'ingénieur » et label européen, Université de Nice-Sophia Antipolis, Septembre 1992.
- [4] Hervé Rix and Olivier Meste. *"Fine structure of ECG signal using Wavelet Transform" dans Wavelet Theory and Harmonic Analysis in Applied Sciences*. Ed. C. E. d'Attelis et E. M. Fernandez-Berdaguer, birkhauser press edition, 1997.
- [5] R. Maniewski, T. Mroczka, P. Lewandowski, M. Fereniec, Olivier Meste, K. Steinbach, and Hervé Rix. *Influence of myocardial infarction localization on high-resolution ECG in time and frequency domain*. *Electrocardiology*, 2001.

12.3 Publications dans des revues spécialisées avec comité de lecture

- [6] Olivier Meste, Hervé Rix, Raimon Jané, and Père Caminal. Détection battement par battement de potentiels tardifs dans les électrocardiogrammes à hautes amplifications. *ITBM*, 12(5) :517–531, 1991.
- [7] Pablo Laguna, Raimon Jané, Olivier Meste, Peter Poon, Père Caminal, Hervé Rix, and Nitish V. Thakor. Adaptive filter for event-related bioelectric signals using an impulse correlated reference input : comparison with signal averaging techniques. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 39(10) :1032–1044, 1992.
- [8] Olivier Meste, Hervé Rix, Père Caminal, and Nitish V. Thakor. Ventricular late potentials characterization in time-frequency domain by means of a wavelet transform. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 41(7) :625–634, 1994.

- [9] Eric Bataillou, Eric Thierry, Hervé Rix, and Olivier Meste. Weighted averaging using adaptive estimation of the weights. *Signal Processing*, 44 :51–66, 1995.
- [10] Olivier Meste and Hervé Rix. Jitter statistics estimations in alignment processes. *Signal Processing*, 51(1) :41–53, 1996.
- [11] Olivier Meste, Alberto Amargos, Georges Suisse, and Hervé Rix. Détection automatique de fuseaux du sommeil à l'aide de représentation temps-fréquence. *ITBM*, 19(5) :191–202, 1998.
- [12] Olivier Meste, Wrya Muhammad, and Hervé Rix. Estimation of scale factors in presence of multiple signals : application to SEMG analysis. *Methods of Information in Medicine, Special Issue on Biosignal Interpretation III*, 39(2) :138–141, 2000.
- [13] Piotr Lewandowski, Olivier Meste, R. Maniewski, T. Mroczka, K. Steinbach, and Hervé Rix. Risk evaluation of ventricular tachycardia using wavelet transform irregularity of the high-resolution electrocardiogram. *Med. Biol. Eng. & Comput.*, 38(6) :666–673, 2000.
- [14] Dario Farina, Wrya Muhammad, Elena Fortunato, Olivier Meste, Roberto Merletti, and Hervé Rix. Estimation of single motor unit conduction velocity from the surface EMG signal detected with linear electrode arrays. *Med. Biol. Eng. & Comput.*, 39(2) :225–236, 2001.
- [15] Wrya Muhammad, Olivier Meste, and Hervé Rix. Comparison of single and multiple time delay estimators : application to muscle fiber conduction velocity estimation. *Signal Processing*, 82(6) :925–940, 2002.
- [16] Olivier Meste, Hervé Rix, and R. Maniewski. An alternative to the classical filtering of the ECG signal : a polynomial approach based on shape features. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 23(1) :29–41, 2003.
- [17] Wrya Muhammad, Olivier Meste, Hervé Rix, and Dario Farina. A pseudo joint estimation of time delay and scale factor for M-wave analysis. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 50(4) :459–468, 2003.

12.4 Communications dans des Congrès avec actes et comité de lecture

- [18] Olivier Meste, Hervé Rix, Raimon Jané, and Péré Caminal. Detection of late potentials by means of wavelet transform. In *11th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 28–29, Seattle, USA, 1989.
- [19] Raimon Jané, Pablo Laguna, , Péré Caminal, Olivier Meste, Hervé Rix, and Nitish V. Thakor. Estimation of event-related bioelectric signals using adaptive filtering and signal averaging techniques. In *Proc. Intern. Symposium on Biomedical Engineering*, pages 316–317, Peniscola, Spain, 1991.
- [20] Olivier Meste and Hervé Rix. Recurrent signals variability analysis : application to cardiac micropotentials. In *13th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 637–638, Orlando, USA, 1992.
- [21] Olivier Meste, Hervé Rix, and Mario Perrone. Alignment process using correlation : influence of template estimation. In *14th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 2730–2731, Paris, 1993.
- [22] Mario Perrone, Barbara Oficjalska, Olivier Meste, and Hervé Rix. Signal averaging enhancement by jitter deconvolution. In *In 20th International Conference on Computers in Cardiology*, pages 803–806, London, UK, 1993.
- [23] Olivier Meste, Eric Bataillou, and Hervé Rix. Comparaison de deux estimateurs de la variance relative à des fluctuations d'échelle de transitoires, en présence de bruit coloré. In *15ieme Congrès GRETSI*, pages 173–176, Juan-Les-Pins, 1995.
- [24] Eric Bataillou, Olivier Meste, and Hervé Rix. Estimation de multiples différences de temps d'arrivées à l'aide d'une fonction d'intercorrélacion sous contrainte. In *15ieme Congrès GRETSI*, pages 173–176, Juan-Les-Pins, 1995.

- [25] Olivier Meste, Eric Bataillou, and Hervé Rix. Scaling factor and jitter characterization : an unified approach using mean and variance. In *17th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages CD-ROM, Montréal, Canada, 1995.
- [26] Eric Bataillou, Olivier Meste, and Hervé Rix. Estimation of cardiac action potentials wavefronts. In *17th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages CD-ROM, Montréal, Canada, 1995.
- [27] Olivier Meste, Eric Bataillou, and Hervé Rix. Statistical study of the delay variance estimation for the individual and global methods. In *In EUSIPCO Conference*, pages 411–414, Trieste, Italy, 1996.
- [28] Olivier Meste. Bispectral reconstruction using incomplete phase knowledge : a neuroelectric signal estimation application. In *In ICASSP Conference*, pages 1913–1916, Munich, Germany, 1997.
- [29] Florence Raybaud, Hervé Rix, Vanessa Bodrero, Olivier Meste, and Jean-Pierre Camous. Estimation of shape and scale variations of eeg waves. In *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, page 524, Nice, France, 1997.
- [30] Georges Suisse, Olivier Meste, and Hervé Rix. Time-frequency analysis of sleep eeg : Application to arousal reactions. In *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, page 520, Nice, France, 1997.
- [31] Piotr Lewandowski, Olivier Meste, Roman Maniewski, Hervé Rix, and Ter Mroczka. Analysis of high-resolution eeg signals using wavelet transform. In *XXVth International Congress on Electrocardiology*, page 46, Budapest, hungary, 1998.
- [32] Olivier Meste, Wrya Muhammad, and Hervé Rix. Estimation of scale factors in presence of multiple signals : application to SEMG analysis. In *3rd International Workshop on Biosignal Interpretation*, pages 119–122, Chicago, USA, 1999.
- [33] Wrya Muhammad, Olivier Meste, Florence Raybaud, and Hervé Rix. Detection of shape variation in noisy signals : application to P waves coming from HR ECG records. In *3rd International Workshop on Biosignal Interpretation*, pages 234–237, Chicago, USA, 1999.
- [34] Hervé Rix, Wrya Muhammad, Florence Raybaud, and Olivier Meste. Classification of signal shapes by two methods : application to electrocardiography. In *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Chicago, USA, 2000. CD-ROM.
- [35] Elena Fortunato, Hervé Rix, Georges Suisse, and Olivier Meste. Combining time-frequency representation and parametric analysis for the enhancement of transients in sleep EEG signal. In *23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 1800–1803, Istanbul, Turquie, 2001.
- [36] Olivier Meste, Wrya Muhammad, Hervé Rix, and D. Farina. On the estimation of muscle fiber conduction velocity using a co-linear electrodes array. In *23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 1101–1104, Istanbul, Turquie, 2001.
- [37] Wrya Muhammad, Olivier Meste, Hervé Rix, and D. Farina. A novel approach for joint estimation of time delay and scale factor with applications to the M-wave analysis. In *23rd annual international conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 1093–1096, Istanbul, Turquie, 2001.
- [38] Balkine Khaddoumi, Olivier Meste, Hervé Rix, and Jean-Pierre Camous. Estimation of the fundamental component in ventricular fibrillation signal. In *4th International Workshop on Biosignal Interpretation*, pages 283–286, Como, Italie, 2002.
- [39] Olivier Meste, Balkine Khaddoumi, Hervé Rix, and Jean-Pierre Camous. A comparison study of stationary and non stationary analysis of signal during ventricular fibrillation. In *4th International Workshop on Biosignal Interpretation*, pages 107–110, Como, Italie, 2002.

- [40] Hervé Rix, Olivier Meste, and Wrya Muhammad. Averaging signals with random time shift and time scale fluctuations. In *4th International Workshop on Biosignal Interpretation*, pages 19–22, Como, Italie, 2002.
- [41] Olivier Meste, G. Blain, and Stéphane Bermon. Analysis of the respiratory and cardiac systems coupling in pyramidal exercise using a time-varying model. In *29th annual conference on Computers in Cardiology*, Memphis, USA, September 2002.
- [42] Gilles Malherbe, S. Gallego, Olivier Meste, and Hervé Rix. Direction discrimination system implementation on the digisonic cochlear implant : a double microphones speech intelligibility enhancement system. In *7th International Cochlear Implant Conference*, Manchester, Grande Bretagne, September 2002.
- [43] Gilles Malherbe, S. Gallego, Olivier Meste, and Hervé Rix. Noise reduction for cochlear implant : an overview of the performances of various noise suppression techniques implemented on the digisonic cochlear implant. In *7th International Cochlear Implant Conference*, Manchester, Grande Bretagne, September 2002.
- [44] Gilles Malherbe, S. Gallego, Olivier Meste, and Hervé Rix. Digisonic cochlear implant and phonak microlink FM system combination : interest for children. In *7th International Cochlear Implant Conference*, Manchester, Grande Bretagne, September 2002.
- [45] Hervé Rix, Sofiane Boudaoud, and Olivier Meste. Clustering signal shapes : application to P-waves in ECG. In *2nd European Medical & Biological Engineering Conference*, Vienne, Autriche, December 2002.
- [46] Grégory Blain, Stephane Bermon, and Olivier Meste. Assessing dynamic changes in respiratory and cardiac systems coupling in non-stationary exercise. In *accepté au IIIrd Federation of European Physiological Societies Congress*, 2003.
- [47] Gilles Malherbe, Olivier Meste, and Hervé Rix. Acoustic synthesis and methodology for improving cochlear implant speech processing techniques. In *25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Cancun, Mexique, September 2003.
- [48] Sofiane Boudaoud, Hervé Rix, Jean-Jacques Blanc, Jean-Claude Cornilly, and Olivier Meste. Integrated shape averaging of the p-waves applied to af risk detection. In *30th annual conference on Computers in Cardiology*, Thessalonique, Grece, September 2003.
- [49] Olivier Meste, Grégory Blain, and Stéphane Bermon. Validation of the IPFM model for the heart rate variability analysis. In *30th annual conference on Computers in Cardiology*, Thessalonique, Grece, September 2003.
- [50] J.P Camous, F. Raybaud, I. Lesto, Ph. Benoit, R. Dauchez, M. baudouy, B. Khaddoumi, O. meste, and H.Rix. Relation entre la période réfractaire effective ventriculaire droite et la fréquence fondamentale de la fibrillation ventriculaire induite chez l'homme. In *Journées des Groupes de travail de la Société Française de Cardiologie*, Paris, March 2003. A paraître dans les " Archives des Maladies du Coeur et des Vaisseaux, 2003" (Arch Mal Coeur).

12.5 Communications sans actes ou à diffusions restreintes

- [51] Olivier Meste and Hervé Rix. Analyse des signaux biomédicaux par les transformées en ondelette. In *Journées d'étude sur les ondelettes à l'observatoire de Nice*, Nice, France, 1989.
- [52] Hervé Rix and Olivier Meste. Premiers résultats sur les signaux tests. In *Communication au GDR TDSI-GT2*, Paris, France, 1989.
- [53] Hervé Rix and Olivier Meste. Derniers résultats sur les signaux tests de nice (ecg) et de nantes (emg). In *Communication au GDR TDSI-GT2-GT1*, Paris, France, 1990.
- [54] Olivier Meste. Détection battement par battement de potentiels tardifs dans les electrocardiogrammes à hautes amplification. In *5ième Forum des Jeunes Chercheurs GBM*, Paris, France, 1990.

- [55] Olivier Meste and Hervé Rix. Lissage adaptatif de la ptwv. In *Communication au GDR TDSI-GT2-GT1*, Paris, France, 1992.
- [56] Georges Suisse, Olivier Meste, Hervé Rix, and Charles Dolisi. Analyse en ondelettes du signal eeg ; apport à l'étude de la microstructure du sommeil. In *9ième Journée du groupe de Traitement de signal EEG*, Rouen, France, 1997.
- [57] Wrya Muhammad, Olivier Meste, and Hervé Rix. Estimation of conduction velocity from surface emg signals with and without constraints. In *3rd General Workshop of SENIAM*, pages 107–114, Aachen, Germany, 1998.
- [58] Olivier Meste, Wrya Muhammad, and Hervé Rix. Estimation of scale factors in presence of multiple signals : application to semg analysis. In *3rd Topical Workshop on Signal Processing of SENIAM*, pages 226–233, Nice, France, 1998.
- [59] Wrya Muhammad, Hervé Rix, Olivier Meste, and A. Liebert. Modélisation du test d'occlusion en doppler-laser. In *10^e Forum des Jeunes Chercheurs en Génie Biologique et Médical*, pages 96–97, Tours, France, 2000.
- [60] Wrya Muhammad, Hervé Rix, Olivier Meste, and A. Liebert. Modélisation du test d'occlusion en doppler-laser. Technical Report 2000-14, I3S, 2000.
- [61] Elena Fortunato, Hervé Rix, Georges Suisse, and Olivier Meste. Amélioration de l'estimation des fréquences pour la détection des transitoires dans l'EEG de sommeil. In *11^e Forum des Jeunes Chercheurs en Génie Biologique et Médical*, Compiègne, France, 2001.
- [62] Olivier Meste, Hervé Rix, and Roman Maniewski. Filtrage de l'ecg par approche polynômiale adaptée aux caractéristiques globales du signal. Technical Report 2002-39, I3S, 2002.

12.6 Autres références

- [63] C. H. Knapp and G. C. Carter. The generalized correlation method for estimation of time delay. *IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Processing*, 24(4) :320–327, 1976.
- [64] Arye Nehorai and Boaz Porat. Adaptive comb filtering for harmonic signal enhancement. *IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Processing*, 34(5) :1124–1138, 1986.
- [65] Arye Nehorai and David Starer. Adaptive pole estimation. *IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Processing*, 38(5) :825–838, 1990.
- [66] David Starer and Arye Nehorai. Adaptive polynomial factorization by coefficient matching. *IEEE Trans. Signal Processing*, 39(2) :527–530, 1991.
- [67] L. Cohen. The scale representation. *IEEE Trans. on Signal Processing*, 41 :3275–3292, 1993.
- [68] Theo Gasser and A. Kneip. Searching for structure in curve samples. *Journal of the American statistical Association*, 90 :1179–1188, 1995.
- [69] P Strobach. The recursive companion matrix root tracker. *IEEE Trans. Signal Processing*, 45(8) :1931–1942, 1997.
- [70] Javier Mateo and Pablo Laguna. Improved heart rate variability signal analysis from the beat occurrence times according to the ipfm model. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 47(8) :985–996, 2000.
- [71] Erez Pyetan and Solange Akselrod. Do the high-frequency indexes of hrv provide a faithful assessment of cardiac vagal tone? a critical theoretical evaluation. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 50(6) :777–783, 2003.

Chapitre 13

Articles et communications

Les articles auxquels j'ai participé sont joints ci-après, de même qu'une sélection représentative des dernières communications.