

Conclusion

Ce travail a présenté une méthode originale d'analyse des électrocardiogrammes de longue durée (Holter) ; les algorithmes que nous avons présentés se classent en deux catégories :

- les algorithmes qui sont fondés sur des *méthodes connues* effectuant des tâches déjà disponibles dans les logiciels, dont nous avons amélioré les performances, ou que nous avons adaptés aux exigences de notre étude,
- les algorithmes qui mettent en œuvre des *méthodes nouvelles*, et fournissent des informations jusqu'ici non disponibles pour l'analyse.

L'algorithme de détection des ondes R (*chapitre 3*) fait partie de la première catégorie ; les résultats obtenus ici sont sensiblement meilleurs que ceux qui étaient disponibles jusqu'à présent, et notre outil permet dorénavant l'étude simultanée des 3 voies d'enregistrement. La méthode de détection de la ligne de base (*chapitre 4*) est plus robuste que celle qui est disponible actuellement : les ECG sont à présent ramenés de manière fiable, sur une ligne isoélectrique plate ; elle permet en outre d'obtenir les niveaux de bruit de haute fréquence et de basse fréquence, à tout instant, pour chacune des pistes. L'algorithme de classification non supervisée (*chapitre 7*) permet de regrouper les battements en familles ; son principe ne fait appel à aucune nouveauté théorique, mais son adaptation à notre application permet d'obtenir un fonctionnement performant. Il était indispensable d'adapter ces différents algorithmes pour mettre en application les nouvelles méthodes de traitement du signal qui constituent la deuxième partie du travail.

La décomposition en bosses des battements cardiaques (*chapitre 6*) est une méthode originale de modélisation. Dans ce travail, le critère de qualité d'une modélisation satisfaisante n'est pas un critère numérique, comme une erreur quadratique : c'est la pertinence de la *représentation* de l'information contenue dans le signal, qui doit permettre d'appliquer, le plus facilement possible, la connaissance experte : c'est donc un *critère cognitif* qui permet de définir la qualité de la modélisation réalisée. En outre, cette méthode permet d'exprimer le signal sous forme de descripteurs qui portent un sens pour le praticien : ici, une *fonction bosse*

représente *une onde* caractéristique de l'ECG. Cette méthode a donné lieu, en partenariat avec Ela Medical, à un dépôt de brevet en Europe et aux Etats-Unis.

La mise en œuvre de l'analyse en composantes principales (*chapitre 5*) est également une nouveauté pour l'analyse de l'ECG. Elle introduit la notion de vectocardiogramme qui, jusqu'à présent, n'a pas été étudiée de manière automatique ; de plus, elle permet d'étudier un signal cardiaque indépendant des mouvements et de la respiration du patient, comme s'il provenait d'électrodes virtuelles liées au cœur.

L'ensemble de ces deux parties a donc permis de construire une décomposition du signal ECG dans une base de descripteurs qui est directement liée à la description utilisée par les cardiologues pour poser leurs diagnostics. Le dernier chapitre (*chapitre 8*) a ainsi présenté l'application de la connaissance experte au signal décomposé en fonctions bosses :

- pour différencier les battements d'origine supraventriculaire de ceux d'origine ventriculaire,
- pour rechercher l'onde P et l'onde T de chaque battement, ce qui permet la construction de tracés inédits de l'évolution de grandeurs d'intérêt telles que la distance PR ou la distance QT en fonction du temps, au cours de tout l'enregistrement, ou en fonction du rythme.

Perspective pour l'analyse ECG

L'algorithme issu de ce travail, après des tests de validation à grande échelle, va être introduit dans le logiciel existant de Ela Medical.

Le temps d'exécution, à partir du logiciel Matlab,, de l'analyse de deux heures d'enregistrement sur un ordinateur de type Pentium IV 2,5Ghz est d'environ 1000 secondes. D'après [Serre, 2001], ce temps est 100 fois supérieur au temps d'un code identique compilé en langage C, ce qui conduit à environ *deux minutes pour un enregistrement complet de 24 heures*. En outre d'autres gains de temps sont réalisables au niveau de l'analyse de la ligne de base et de la détection des ondes R, qui peuvent être réalisés sur des enregistrements sous-échantillonnés à 100 Hz (ce qui représente deux fois moins de points que ce qui est fait actuellement), et l'analyse des ondes P et T peut être limitée à certaines zones de l'ECG.

Cependant, pour pouvoir constituer un module complet d'analyse d'enregistrements de longue durée, il reste à développer un outil de *rassemblement des familles* puisque ces dernières sont aujourd'hui définies à partir de battements provenant de 20 minutes d'enregistrement (chapitre 7) ; le logiciel SyneScope de Ela Medical possède un tel outil qui pourra être utilisé dans un premier temps.

L'extraction du signal respiratoire par analyse en composantes principales est également une voie de recherche encourageante pour détecter de manière ambulatoire les *apnées et hypopnées du sommeil* qui ne sont détectés aujourd'hui qu'en milieu hospitalier ; des tests à grande échelle sont également nécessaires pour valider cette application.

Perspective de la méthode

La *décomposition en bosses* pour la recherche d'informations pertinentes fait l'objet aujourd'hui d'une généralisation en deux dimensions dans le cadre du travail de thèse au laboratoire¹. Si l'étude du signal ECG a nécessité des bosses *unidimensionnelles*, dont la seule variable est le temps puisque l'ECG est un signal à une seule dimension (amplitude en fonction du temps), les nouvelles bosses utilisées sont bidimensionnelles : il s'agit en effet de réaliser une représentation de cartes dites « temps-fréquences » (amplitude en fonction du temps et de la fréquence), obtenues à partir d'enregistrements électroencéphalographiques chez le rat et chez l'homme (Figure 1). Cette méthode permet, comme dans notre cas, de réduire la masse d'information contenue dans ces cartes à quelques paramètres pertinents, ce qui permet d'effectuer des comparaisons à grande échelle de ces cartes, et de recueillir ainsi une information spécifique sur l'activité neuronale sous-jacente. Cet exemple illustre l'intérêt plus général de la méthode de la *décomposition en bosses* que nous avons proposée, dans le domaine du traitement du signal.

¹ Thèse de Francois-Benoit Vialatte, dans le cadre d'une collaboration entre le Laboratoire d'Électronique de L'ESPCI et l'Institut des Sciences Cognitives de Lyon

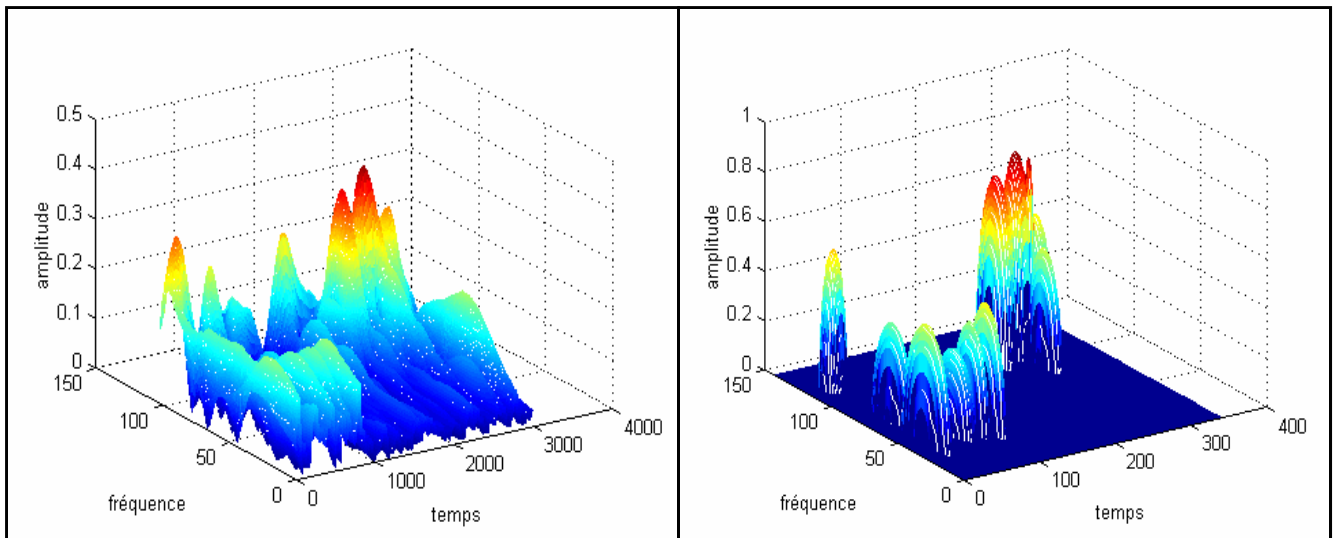


Figure 1 : Exemple de modélisation de cartes temps-fréquence par des bosses de dimensions 2. La carte originale à droite représente la transformée en ondelettes d'un enregistrement électroencéphalographique chez le rat ; la carte de gauche représente quatre bosses sélectionnées et adaptées par un algorithme issu du principe présenté dans le chapitre 6.

Bibliographie

- [AAMI,1987] AAMI, "Recommended practice for testing and reporting performance results of ventricular arrhythmia detection algorithms", Techn. Rep. AAMI, ECAR-1987, Arlington VA 1987.
- [Adamec,2000] J. Adamec and R. Adamec, *ECG Holter Manuel d'interprétation électrocardiographique: Médecine & Hygiène*, 2000.
- [AHA-DB,1997] AHA-DB, *AHA Database Series 1: The American Heart Association Electrocardiographic - ECRI*, 1997.
- [Ahmed,2000] S. M. Ahmed, A. Al-Sharouf and M. Abo-Zahhad, "ECG Data Compression using Optimal non-Orthogonal Wavelet", *Medical Engineering & Physics*, vol. 22, pp. 39-46, 2000.
- [Bahoura,1997] M. Bahoura, M. Hassani and M. Hubin, "DSP Implementation of Wavelet Transform for Real Time ECG Wave Forms Detection and Rate Analysis", *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 52, pp. 35-44, 1997.
- [Bishop,1995] C. Bishop, *Neural Networks for pattern recognition*: Clarendon Press - Oxford, 1995.
- [Broyden,1970] C. G. Broyden, "The Convergence Double Rank Minimization Algorithms. 2. The New Algorithm", *J. Inst. Maths Applics*, vol. 6, pp. 222-231, 1970.
- [Chen,1967] S. Chen, S. A. Billings and W. Luo, "Orthogonal least squares methods and their application to non-linear system", *Int. J. Control*, vol. 50, pp. 1873-1896, 1967.
- [Coast,1990] D. A. Coast, R. M. Stern, G. G. Cano and S. A. Briller, "An Approach to Cardiac Arrhythmia Analysis Using Hidden Markov Models", *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, vol. 37, pp. 826-836, 1990.
- [DeBakey,1997] M. E. DeBakey and A. M. Gotto, *Le coeur en action*: Institut d'édition Sanofi~Synthelabo, 1997.
- [D'Orgeval,2002] T. D'Orgeval, "Analyse de la respiration à partir d'électrocardiogrammes", ESPCI, laboratoire d'Electronique 2002.
- [Dreyfus,2002] G. Dreyfus, M. Samuelides, M. Martinez, M. Gordon, *et al.*, *Réseaux de Neurones*, Eyrolles ed, 2002.
- [Dubin,1999] D. Dubin, *Lecture Accélérée de l'ECG*, Maloine ed, 1999.

- [Einthoven,1941] W. Einthoven, "The galvanometric registration of the human electrocardiogram, likewise a review of the use of capillary-electrometer in physiology", in *Cardiac classics*: Willius FW-CV Mosby, St Louis, 1941.
- [Escofier,1990] B. Escofier and J. Pagès, *Analyses factorielles simples et multiples*. Paris: Dunod, 1990.
- [Everitt,1974] B. Everitt, *Cluster Analysis*: SSRC - Halsted Press, 1974.
- [Fillette,1983] F. Fillette, G. Fontaine and B. Tardieu, *L'essentiel sur l'enregistrement Holter de l'ECG*: Masson, 1983.
- [Foucart,1984] T. Foucart, *Analyses Factorielle de Tableaux Multiples*. Paris: Masson, 1984.
- [Hilton,1997] M. L. Hilton, "Wavelet and Wavelet Packet Compression of Electrocardiograms", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 44, pp. 394-402, 1997.
- [Holter,1961] N. Holter, "New method for heart Studies", *Science*, vol. 134, pp. 1214-1229, 1961.
- [Houghton,1997] A. R. Houghton and D. Gray, *Maîtriser l'ECG de la théorie à la clinique*, Masson ed, 1997.
- [Hurst,1990] J. W. Hurst, *Ventricular Electrocardiography*: Lippincot Williams & Milkins Publishers, 1990.
- [Kohonen,1984] T. Kohonen, *Self organisation ans associative memory*: Springer Series in Information Sciences, 1984.
- [Korn,1961] G. Korn and T. Korn, *Mathematical handbook for scientists and engineers*: McGraw-Hill book compagny, 1961.
- [Koski,1996] A. Koski, "Modelling ECG Signals with Hidden Markov Models", *Artificial Intelligence in Medicine*, vol. 8, pp. 453-471, 1996.
- [Levenberg,1944] K. Levenberg, "A method for the solution for certain non linear problems in least squares", *Quarterly Journal of Applied Mathematics*, vol. 2, pp. 164-168, 1944.
- [Lombardot,2002] B. Lombardot, "Traitement d'enregistrement Holter pour l'étude de la respiration", ESPCI, Laboratoire d'Electronique 2002.
- [Mallat,2000] S. Mallat, *Une exploration des signaux en ondelettes*, Les Editions de l'Ecole Polytechnique ed, 2000.
- [Marey,1876] E. Marey, "Des variations électriques des muscles et du coeur en particulier, étudiées au moyen de l'électromètre de M. Lippmann", *CR Acad Sci (Paris)*, vol. 82, pp. 975, 1876.

- [Marr,1980] D. Marr and E. Hildreth, "Theory of Edge Detection", *Proceedings of the Royal Society of London Serie B, Biological Sciences*, vol. 207, pp. 187-217, 1980.
- [Minoux,1983] M. Minoux, *Programmation Mathématique*, Dunod ed: Tome 1, 1983.
- [MIT-DB,1997] MIT-DB, *The MIT-BIH Arrhythmia database (third edition)*: Massachusetts Institute of Technology - <http://ecg.mit.edu>, 1997.
- [Naken,1993] P. Naken, "A metric for line segments", *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.*, vol. 15, pp. 1312-1318, 1993.
- [Oussar,2000] Y. Oussar and G. Dreyfus, "Initialization by selection for wavelet network training", *Neurocomputing*, vol. 34, pp. 131-143, 2000.
- [Pan,1985] J. Pan and W. J. Tompkins, "A Real-Time QRS Detection Algorithm", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME 32, pp. 246, 1985.
- [Pavlidis,1974] T. Pavlidis and S. Horowitz, "Segmentation of plane curves", *IEEE Trans. Computers*, vol. 23, pp. 860-870, 1974.
- [Poularikas,1996] Poularikas, *The Transforms and Applications Handbook*, IEEE Press ed: CRC Press, 1996.
- [Press,1992] W. H. Press, S. A. Teukolsky, W. T. Vetterling and B. P. Flannery, *Numerical Recipes in C*: Cambridge University Press, 1992.
- [Ray,1992] B. Ray and K. Ray, "An algorithm for polygonal approximation of digitized curves", *Pattern Recognition Lett.*, vol. 13, pp. 489-496, 1992.
- [Senhadji,1996] L. Senhadji, L. Thoraval and G. Carrault, "Continuous wavelet transform: ECG recognition based on phase and modulus representations and hidden Markov model", *Wavelet Applications in Medicine and Biology*, pp. 439-463, 1996.
- [Serre,2001] N. Serre, "Analyse d'outils informatiques pour l'étude de réseaux de neurones".: ESPCI, laboratoire d'Electronique, 2001.
- [Slama,1987] R. Slama and G. Motté, *Aide Mémoire de Rythmologie*, Flammarion ed, 1987.
- [Stephenson,2000] J. Stephenson, "Detection of Isoelectric Baseline and High Frequency Noise within Electrocardiographic Signal", ESPCI, Laboratoire d'Electronique 2000.
- [Suppappola,1997] S. Suppappola, Y. Sun and S. A. Chiaramida, "Gaussian Pulse Decomposition: An intuitive Model of Electrocardiogram Waveforms", *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 25, pp. 252-260, 1997.
- [Thakor,1984] N. V. Thakor, J. G. Webster and W. J. Tompkins, "Estimation of QRS Complex Power Spectra for Design of a QRS Filter", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 31, pp. 702-706, 1984.

- [Thoraval,1994] L. Thoraval, G. Carrault and J. J. Bellanger, "Heart Signal Recognition by Hidden Markov Models: The ECG Case", *Methods of Information in Medicine*, vol. 33, pp. 10-14, 1994.
- [Thorndike,1953] R. Thorndike, "Who belongs in a family ?", *Psychometrika*, vol. 18, pp. 267-276, 1953.
- [Torrésani,1995] B. Torrésani, *Analyse continue par ondelettes*, InterEditions/CNRS Editions ed: Savoirs Actuels, 1995.
- [Waller,1893] A. Waller, *An introduction to human physiology*. New-York: Longmans Green, 1893.
- [Zareba,2001] W. Zareba, P. Maison-Blanche and H. L. Locati, *Noninvasive electrocardiology in clinical practice*. New-York: Futura Publishing Compagny, Inc., 2001.