

Annulation du QRS-T pour la détection de l'onde P : une approche par analyse en ondelettes dyadiques

L. SENHADJI, F. WANG, A.I. HERNANDEZ, G. CARRAULT.

Laboratoire Traitement du Signal et de l'Image, EMI 9934, Université de Rennes 1, Campus de Beaulieu 35042 Cedex Rennes.
Lotfi.Senhadji@univ-rennes1.fr ; Feng.Wang@univ-rennes1.fr ; Alfredo.Hernandez@univ-rennes1.fr ; Guy.Carrault@univ-rennes1.fr

Résumé – Une nouvelle méthode d'annulation battement à battement du QRS-T dans le but de faciliter la détection de l'onde P est introduite. La phase d'annulation s'appuie sur une approche de pseudo inversion d'une décomposition en ondelettes dyadiques du signal ECG, observé sur deux dérivations, pour fournir un signal résiduel ne devant contenir que le train d'ondes P. Leur détection est par la suite entreprise sur ce signal et est abordée sous forme d'un problème de classification binaire. Des comparaisons, sur signaux simulés et réels, avec d'autres approches sont présentées.

Abstract – A new beat to beat QRS-T segment cancellation for P wave detection is presented. It is based on a pseudo inversion of a dyadic wavelet extrema representation of the ECG for producing a residual signal of P waves. The detection of these latter is then addressed as a problem of binary classification. Performance evaluations and comparisons with other methods are conducted both on simulated and real data.

1 Introduction

La détection de l'onde P est encore aujourd'hui un problème ouvert. La difficulté provient de la faible amplitude de l'onde P et de la grande variabilité de sa morphologie. La détection de l'onde P, à partir de l'électrocardiogramme de surface (ECG), est généralement menée suivant l'une des deux stratégies suivantes :

Recherche dans une fenêtre : cette approche s'appuie sur les liens de causalité reliant les activités auriculaire et ventriculaire. La dépolarisation ventriculaire suit en effet la dépolarisation auriculaire et donc un complexe QRS et toujours précédé par une onde P. La détection de l'onde P passe alors par la détection du complexe QRS et par la recherche de l'onde P dans une fenêtre temporelle située avant l'instant d'apparition du QRS. Cette approche conduit à des résultats intéressants dans le cas d'un rythme sinusal (i.e. normal) mais se révèle inadaptée lorsque l'hypothèse de causalité entre les événements P et QRS dans le signal ECG n'est plus vérifiée. Son intérêt pour traiter des signaux ECG présentant des arythmies cardiaques avec des ondes P et/ou des battements isolés est alors limité.

Annulation de l'intervalle QRS-T : les méthodes de détection de l'onde P basées sur l'annulation de l'intervalle QRS-T ont été proposées comme une alternative aux approches précédentes pour faciliter la détection même dans le cas de troubles du rythme cardiaque accompagnés d'une dissociation auriculo-ventriculaire (A-V). Elles reposent sur i) la localisation et l'annulation de l'intervalle QRS-T et ii) l'analyse statistique du résidu avec comme objectif la détection des ondes P même celles non associées à des complexes QRS. La procédure d'annulation peut être directe ou adaptative. La procédure directe remplace l'intervalle QRS-T par des zéros. Il en résulte la perte de toutes les ondes P superposées à l'intervalle QRS-T. Les méthodes adaptatives ont été alors proposées. L'approche de DuFault [1] s'appuie sur un filtrage de Wiener. Plus tard, Thakor *et al* [2] ont proposé une variante de la méthode LMS classique en cherchant à apprendre adaptativement le complexe QRS-T moyen à partir d'une prédétection du QRS. Cette méthode, sensible aux changements morphologiques du QRS-T et aux problèmes liés à la détection des complexes QRS, fournit en revanche une annulation des complexes ventriculaires sans déformer considérablement les éventuelles ondes P

confondues sur ce support. Une autre méthode adaptative mais différente a été décrite plus récemment par Stridh *et al* [3]. Elle est basée sur la soustraction d'un gabarit du QRS-T, appris adaptativement à partir de trois voies ECG. Elle met en jeu une détection du complexe QRS et un alignement spatio-temporel qui permet de réduire l'énergie de l'erreur résiduelle liée au « jitter » de détection et aux changements morphologiques mineurs du QRS-T. Cependant, cette méthode reste aussi sensible à la présence des battements ectopiques et aux non détections du QRS. Récemment, Hernandez *et al* ont proposé plusieurs approches pour l'annulation de l'intervalle QRS-T [4]. Elles mettent en oeuvre soit un filtre adaptatif à deux niveaux soit un filtre adaptatif avec un pas variable en fonction de l'énergie, pour l'estimation du gabarit QRS-T et un réseau de neurones de Elman pour l'élimination. L'étude comparative, basée sur des critères quantitatifs, conduite dans [5], a montré que les méthodes adaptatives permettent une meilleure annulation de l'intervalle QRS-T, ce qui généralement garantit de bonnes performances pour la détection de l'onde P [4]. Cependant, toutes ces méthodes restent sensibles aux nonstationarités de l'ECG et particulièrement aux changements battement à battement des complexes QRS.

Dans cette communication nous présentons une nouvelle approche d'annulation du segment QRS-T basée sur une transformation en ondelettes dyadiques (TOD). Le problème de la détection de l'onde P sur le signal résiduel est abordé sous l'angle de la classification. Une procédure, bâtie autour d'un réseau de neurones de type perceptrons multicouches (MLP), est mise en œuvre pour décider de la présence ou non d'une onde P [6].

2 Annulation du QRS-T par ondelettes dyadiques

Les transformations en ondelettes sont des méthodes qui permettent d'analyser le contenu d'un signal par le biais d'une représentation temps versus durée des événements le constituant. Ces quinze dernières années, ces approches d'analyse ont connu un intérêt grandissant et ont été à l'origine de développements pluridisciplinaires sur les plans méthodologiques et appliqués. Parmi les approches existantes (Ondelettes continues, dyadiques, orthogonales, biorthogonales), nous avons retenu la TOD pour ses

propriétés de localisation temporelle et pour son faible coût en temps de calcul. La TOD d'un signal f est donnée par :

$$DWT_f(j, t) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(u) \cdot \psi_{2^j, t}(u) du = \langle f, \psi_{2^j, t} \rangle \quad \text{où } j \text{ est un entier, } t \text{ est la position temporelle et } \{2^j\}_{j \in \mathbb{Z}}$$

des échelles dyadiques d'analyse. Sous certaines conditions, discutées dans [7], une TOD définit une représentation complète, stable et inversible. Des algorithmes rapides pour la décomposition et la synthèse peuvent être mis en œuvre. L'étude de l'évolution des maxima locaux du module de la décomposition dyadique, d'une échelle d'analyse à une autre, permet de caractériser la régularité locale d'un signal. De plus, ces maxima conduisent à une approximation du signal avec une erreur relative de l'ordre de 1% [7]. Nous avons envisagé une étape d'annulation du segment QRS-T basée sur la TOD. Plus précisément, cette étape exploite la possibilité de reconstruire numériquement un signal à partir des extrema locaux des détails de la TOD associée en s'appuyant sur la théorie des structures obliques ou « frames » [7]. L'ensemble constitué des ondelettes associées aux extrema locaux est un système non orthogonal. Cette structure oblique admet un pseudo inverse, estimé de manière itérative par une méthode de gradient conjugué exploitant les algorithmes rapides de décomposition et de synthèse par ondelettes dyadiques. Cette procédure permet généralement d'aboutir à une bonne approximation du signal original [7]. La Figure 1 montre un exemple de reconstruction d'un ECG normal à partir de la TOD associée. Le signal est décomposé sur neuf niveaux de détails (j de 1 à 9) et seuls les extrema locaux excédant un seuil, défini niveau par niveau, sont retenus pour représenter le signal. La procédure itérative de reconstruction à partir de ces extrema conduit à une bonne approximation de l'ECG avec une erreur relative (norme du signal d'erreur centré rapportée à la norme du signal original centré) d'à peu près 8,5%. Cette méthode d'approximation a été envisagée pour le débruitage d'un signal, inconnu déterministe, noyé dans un bruit blanc gaussien [7]. Plus récemment, la reconstruction à partir des extrema de la TOD a été exploitée pour l'extraction de l'ECG du fœtus à partir du mélange de celui-ci avec l'ECG maternelle en utilisant deux dérivations ECG, l'une recueillie au niveau de l'abdomen et l'autre au niveau des précordiales (fortement dominée par l'ECG maternelle) [8]. Afin d'estimer l'ECG du fœtus à partir de ces deux mélanges, les extrema de la TOD de l'ECG précordial sont mis en correspondance avec ceux de la voie abdominale. Le signal, reconstruit à partir des extrema « communs » aux deux voies, fournit une estimation de l'ECG maternelle observé sur la dérivation abdominale. Par soustraction de cette activité, une estimation du signal cardiaque du fœtus est obtenue. Le principe de base pour l'annulation du complexe QRS-T pour l'isolation de l'activité auriculaire à partir de l'observation d'une révolution cardiaque, est d'exploiter ces résultats intéressants en omettant les extrema relatifs aux QRS-T et en cherchant un pseudo inverse de cette transformation. Deux approches ont été envisagées à cet effet.

Le cas mono voie : Le signal ECG est décomposé en ondelettes dyadiques et seuls les extrema locaux, à chaque échelle d'analyse j , de $TOD_{ECG}(j, t)$ sont conservés.

L'annulation du complexe QRS-T est réalisée dans le domaine transformé par annulation des extrema à chaque niveau dans une fenêtre fixe autour de la position du complexe QRS préalablement détecté. Le signal reconstruit à partir des maxima résiduels ne comprend que les informations hors du segment QRS-T. La Figure 2 illustre ces propos. En

comparant avec une méthode de traitement direct dans le domaine temporel, le signal résiduel comprenant l'onde P présente peu de discontinuités sur les bords de la fenêtre. De plus, cette approche permet de réduire à la fois les bruits HF et la dérive de la ligne de base.

Le cas de deux voies : Les deux dérivations retenues sont choisies de sorte que l'une des deux ne reflète que très peu l'activité auriculaire. Celle-ci, notée ECG2, est utilisée pour éliminer le segment QRS-T de l'autre voie notée ECG1. L'idée exploitée repose sur l'hypothèse que le segment QRS-T, image sur les signaux ECG de l'activité ventriculaire, occupe approximativement la même bande spectrale indépendamment des dérivations utilisées pour l'observer. Il est donc statistiquement décrit par les mêmes décompositions en ondelettes mais avec des coefficients variables d'une dérivation à l'autre. Les signaux ECG1 et ECG2 sont décomposés en ondelettes dyadiques et seuls les extrema locaux, à chaque échelle d'analyse j , des $TOD_{ECG1}(j, t)$ et $TOD_{ECG2}(j, t)$ sont conservés. Une approximation du signal ECG1 est obtenue par pseudo inversion à partir des seuls extrema de $TOD_{ECG1}(j, t)$ qui se trouvent aux voisinages de ceux de $TOD_{ECG2}(j, t)$.

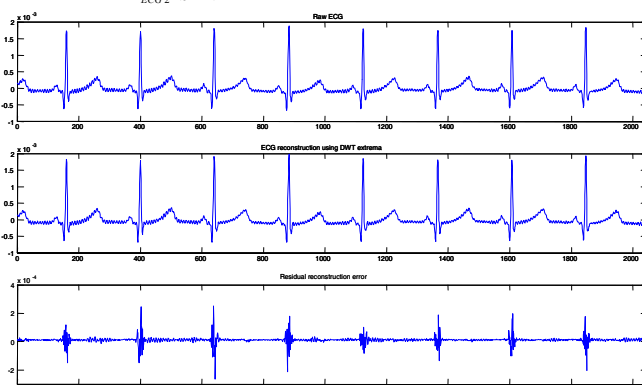


Figure 1 Exemple d'estimation d'une ECG à partir des extrema de la TOD associée (enregistrement MIT-BIH 108).

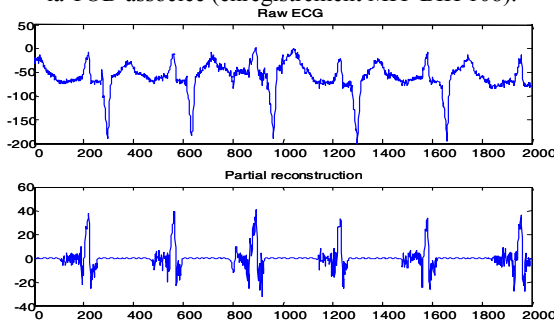


Figure 2 Reconstruction partielle de l'ECG à partir des extrema de TOD après élimination de ceux correspondant à l'intervalle QRS-T (MIT-BIH 108).

Le signal ainsi construit fournit, battement à battement, une estimation du segment QRS-T qui une fois soustraite de ECG1 permet de rehausser la composante auriculaire et donc l'onde P. L'activité auriculaire ainsi obtenue, à l'image des signaux cardiaques, peut être affectée par des bruits tels que les déplacements de la ligne de base et/ou l'activité musculaire. La décomposition en ondelettes, déjà calculée, est exploitée pour atténuer ces effets -en autorisant lors de la procédure de synthèse du signal, l'omission de certains niveaux de détails. En effet, l'activité musculaire est majoritairement localisée sur les échelles fines d'analyse et les dérivées de la ligne isoelectrique affectent principalement les résolutions basses. Ne sont donc conservées que les niveaux de décompositions intermédiaires.

Ces deux approches appellent quelques commentaires. La première procédure requiert la détection préalable du complexe QRS et suppose implicitement que l'onde P précède celui-ci. La deuxième, permet de s'affranchir de ces deux contraintes et serait de ce fait applicable dans le cadre d'arythmies avec dissociation A-V. Nous l'avons donc privilégiée en lui apportant une modification susceptible de renforcer le rehaussement de l'onde P. La Figure 3 décrit schématiquement la procédure retenue.

2.1 Résultats de l'annulation

Nous avons comparé qualitativement les sorties E1, E1f, E2 et E2f sur des enregistrements ECG réels bruités, normaux ou présentant des troubles rythmiques. Les exemples ci-dessous montrent que la sortie E2f fournit une bonne approximation de l'activité auriculaire. Une illustration de cette approche d'élimination du segment QRS-T, sur la base de deux dérives ECG bruitées, répondant aux critères requis, est proposée Figure 4. Deux constats peuvent être dressés : i) les dérives de la ligne isoélectrique n'hypothèquent pas le rehaussement de l'onde P même si celles-ci sont différentes d'une voie ECG à une autre, ii) la méthode est robuste aux changements morphologiques du complexe QRS (ici progressifs et n'affectant qu'une voie ECG). Les sorties E1 et E1f correspondent respectivement aux panneaux 2 et 1 de la Figure 4. La sortie E2 est obtenue par soustraction de l'estimation du segment QRS-T du signal ECG1 de son approximation obtenue à partir des extrema de

$TOD_{ECG1}(j,t)$ (mais non pas du signal brut ECG1). Sur la Figure 5, l'ECG fait apparaître une extrasystole d'origine ventriculaire, dont la morphologie est différente sur les voies observées, et qui se chevauche sur sa fin avec une onde P du rythme sinusal sous jacent. Un artefact perturbe la ligne isoélectrique, liée au repos compensateur, sur la voie ECG2. Notre approche, n'est ni sensible aux changements de morphologie des QRS affectant simultanément les deux voies, ni à l'artefact présent sur la seconde dérivation. Elle permet surtout de mettre en évidence l'onde P partiellement masquée par l'extrasystole. La Figure 6 montre qu'en présence d'une extrasystole supra-ventriculaire, dont la morphologie sur l'une des deux voies est voisine de celle d'un QRS normal, les ondes P et même celles non suivies d'un complexes QRS sont rehaussées. Pour l'évaluation objective de cette méthode d'annulation, nous avons adopté la procédure décrite dans [5]. Le rapport signal à bruit (RSB) est défini comme étant le logarithme du rapport entre les puissances de l'intervalle PQ et l'intervalle QRS-T. Cette quantité est estimée avant et après annulation du QRS-T. Les graphiques de type boîte à moustache sont utilisés pour la visualisation des performances. Nous avons d'abord évalué l'influence du nombre de niveaux de décomposition sur les signaux E1, E1f, E2 et E2f. En utilisant les enregistrements 100, 107 et 108 de la MIT-BIH, les graphiques de RSB ont montré qu'une décomposition sur 6 niveaux est appropriée pour le rehaussement de l'onde P et que E2f est la meilleure sortie. En utilisant 6 niveaux et E2f, nous avons comparé, sur les signaux MIT-BIH 100 et 108, notre méthode aux approches les plus performantes reportées dans [5] : Hernandez, Thakor, Dufault and Stridh, notées respectivement St1(2), Stb4, Stb5 et Stb6. Les performances globales (Figure 7) pour les deux fichiers, soulignent l'amélioration notable du rapport signal à bruit à la sortie des étages d'annulation et montrent que notre méthode, notée WT, présente de meilleures performances supérieures aux autres approches et la plus petite dispersion. A titre d'exemple, pour l'enregistrement 108 (réputé difficile pour la détection de l'onde P), une amélioration de plus de

20dB par rapport au RSB d'origine est mesurée.

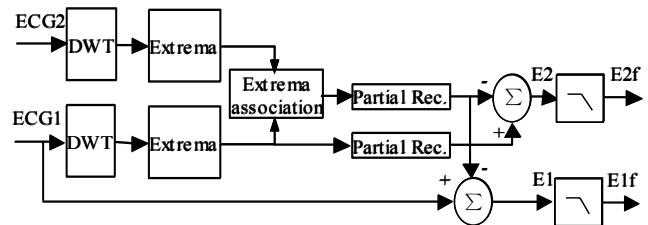


Figure 3 Schéma pour l'annulation du QRS-T.

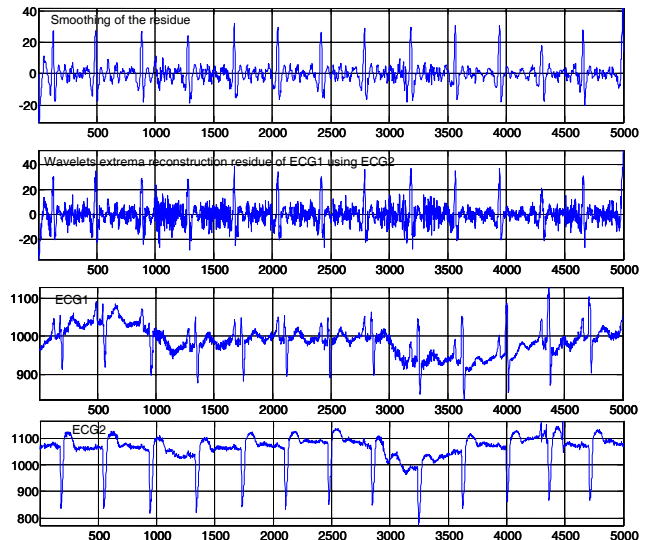


Figure 4 Pseudo inversion de l'ECG1 à partir des extrema conservés. L'intervalle QRS-T est annulé et les ondes P sont rehaussées. Le filtrage par ondelettes permet de réduire à la fois la dérive de la ligne de base et l'activité EMG (MIT-BIH 108).

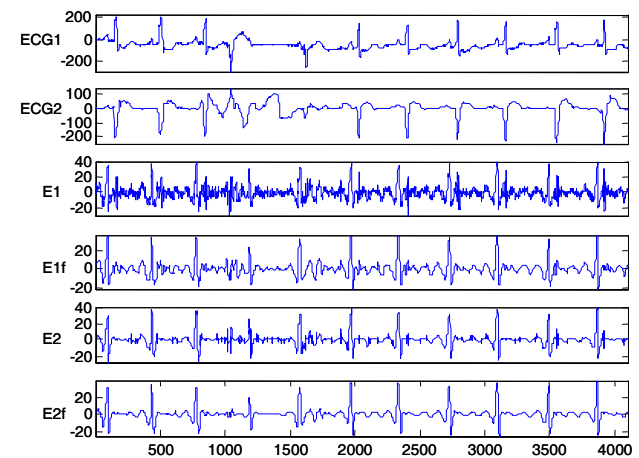


Figure 5 Comportement de la structure d'annulation en présence de changements morphologiques du QRS-T sur les deux voies, d'un artefact isolé et d'une superposition entre les ondes P et T (MIT-BIH record 108).

3 Détection de l'onde P

Une fois l'activité auriculaire rehaussée, le problème est de détecter l'onde P. Le principe du détecteur est simple et consiste à tester deux hypothèses : H_0 = l'onde observée est un artefact ; H_1 = l'onde observée est une onde P. Chaque fois qu'une onde P est suspectée, c'est à dire chaque fois que le signal débarrassé des complexes QRS puis redressé dépasse un seuil faible (pour ne manquer aucune onde P). Une fenêtre temporelle W est alors ouverte et la suite des échantillons de la fenêtre est placée à l'entrée d'un classifieur pour décider entre H_0 et H_1 . La classification fait appel à un réseau MLP à trois couches et à un l'algorithme d'apprentissage basé sur la méthode de Levenberg-Marquardt [6].

3.1 Résultats de la détection

Le détecteur a tout d'abord été évalué en simulation. Les résultats ont permis d'apprécier sa robustesse face à des dissociations A-V. Ces simulations ont été effectuées sur des signaux réels par superposition aléatoire des ondes P, suivant une loi uniforme dans le segment PP, tout en s'assurant de la vraisemblance physiologique du signal synthétisé. Les performances ont été exprimées en fonction de la probabilité respective d'apparition de ces événements (i.e. la probabilité d'apparition d'une onde P isolée). Les résultats montrent que le détecteur est peu sensible à la dissociation A-V (Figure 8). Il convient de remarquer qu'une approche de détection d'onde P basée sur la recherche dans une fenêtre avant le QRS, comme

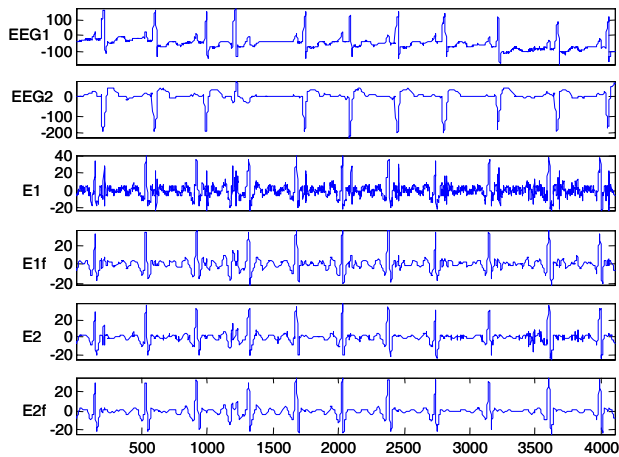


Figure 6 Comportement de la structure d'annulation en présence de changements morphologiques du QRS-T sur une des voies et en présence d'une onde P non suivie d'un QRS (MIT-BIH 108).

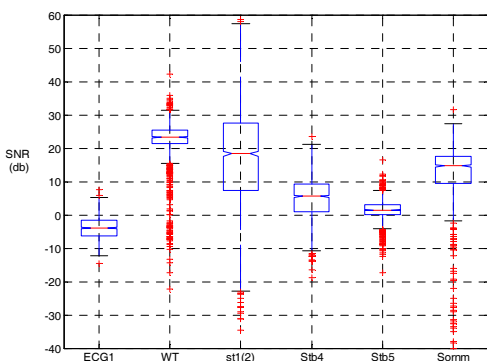


Figure 7 RSB avant et après annulation des QRS-T (MIT-BIH 100).

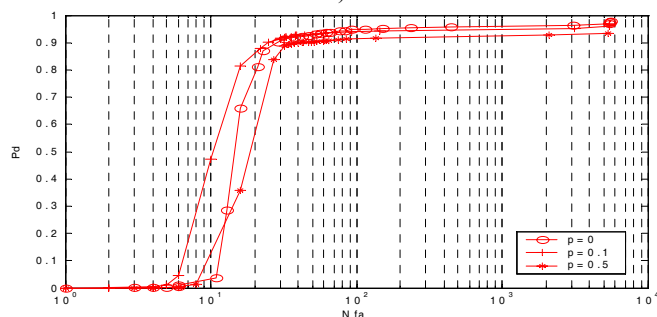


Figure 8 Courbe COR de détection d'onde P en fonction de la probabilité p d'occurrence de blocs auriculo-ventriculaire. Cette courbe est obtenue en simulation par ajout d'ondes P sur le fichier 108 de la base MIT-BIH.

celle utilisée actuellement dans les systèmes de monitoring, aurait produit une réduction de surface de la courbe COR de 25% pour une probabilité $p = 0,5$. De même, une approche d'annulation directe de l'activité ventriculaire aurait produit une réduction moindre que les méthodes de recherche par

fenêtre, mais toujours supérieure à l'approche proposée, à cause des non-détectés des ondes P superposées au QRS-T. Des tests en simulation ont été également réalisés en présence i) d'ondes P rétrogrades, ii) de nombreuses extrasystoles. Il convient de souligner que l'ensemble de ces paramètres affecte notablement les performances de détection. La solution proposée présente toujours des performances de détection satisfaisantes. Enfin, la Figure 9 montre les courbes COR associées à la sortie de notre structure de détection sur quatre fichiers de la base de donnée MIT-BIH. Outre la qualité de la détection observée, on constate que la quasi-totalité des ondes P du fichier 214 sont détectées, cet exemple étant très représentatif de la dissociation A-V.

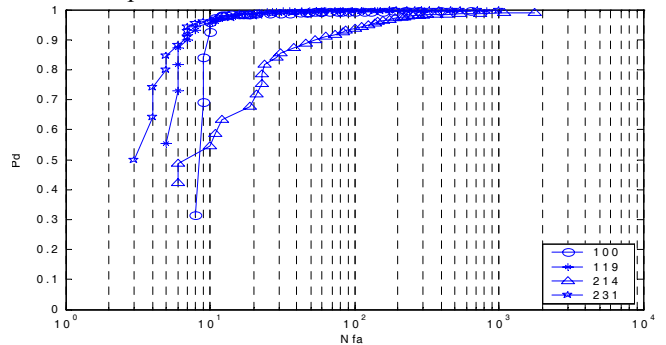


Figure 9 Courbes COR sur les signaux réels (MIT-BIH).

4 Conclusion

Notre effort a porté sur la détection de l'onde P par annulation battement à battement du QRS-T. Les performances mesurées au travers de critère objectif montrent que la méthode d'annulation présente des performances supérieures à celles proposées antérieurement dans la littérature. Au-delà du problème de détection de l'onde P, ce résultat est fondamental puisqu'un grand nombre de travaux actuels cherche à étudier ou prédire les séquences d'ondes P observées en fibrillation auriculaire après l'annulation du complexe QRS. Enfin la détection proprement dite de l'onde P s'appuie également sur une méthode nouvelle. Elle a été assimilée à un problème de classification à base d'un réseau de neurones. La mesure de performances souligne le comportement particulièrement satisfaisant du détecteur.

Références

- [1] R. DuFault and A. Wilcox, "Automatic P-wave detection in surface ECGs," Proc. IEEE/EMBS, Chicago, USA, 1986.
- [2] N. V. Thakor and Y. S. Zhu, "Applications of adaptive filtering to ECG analysis: noise cancellation and arrhythmia detection," IEEE Trans. Biomedical Engineering, vol. 38, pp. 785-94, 1991.
- [3] M. Stridh and L. Sornmo, "Spatiotemporal QRST cancellation techniques for analysis of atrial fibrillation," IEEE Trans Biomedical Engineering, vol. 48, pp. 105-11, 2001.
- [4] A. I. Hernández, G. Carrault, and F. Mora, "Improvement of a P-wave detector by a bivariate classification stage," Trans. of the institute of measurement and control, vol. 22, pp. 231-242, 2000.
- [5] A. I. Hernandez, G. Carrault, F. Mora, G. Passariello, M. I. Hernandez, and J. Schleich, "Quantitative comparison of atrial activity detection approaches," Proc. IEEE Computers in Cardiology, Lund, Sweden, 1997.
- [6] F. Wang, "Abstraction temporelle de signal ECG, apprentissage inductif de contraintes temporelles et reconnaissance des arythmies cardiaques," Thèse de l'Université de Rennes 1, 2002
- [7] S. G. Mallat, A wavelet tour of signal processing, 2nd ed. San Diego: Academic Press, 1999.
- [8] A. Khamene and S. Negahdaripour, "A new method for the extraction of fetal ECG from the composite abdominal signal," IEEE Trans. Biomedical Engineering, vol. 47, pp. 507-516, 2000.