

Fetal ECG extraction

Yassine Jamoud, Samy Haffoudhi

15 décembre 2021

Introduction

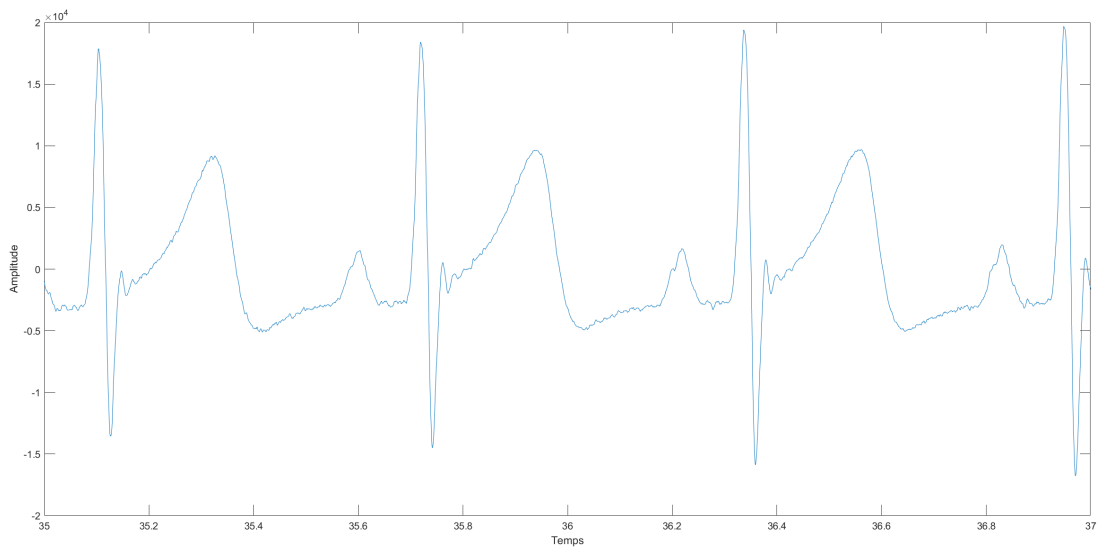
Le but de ce TP est d'extraire un ECG fœtal à partir de mesures issues de capteurs abdominaux. Nous allons commencer par l'analyse et la détection de pics R d'un ECG sain. Puis nous passerons à l'extraction d'un ECG fœtal en implémentant deux méthodes complémentaires : le filtrage spatial par PCA (periodic component analysis) et le filtre de Kalman étendu.

1 Healthy ECG signal analysis

1.1 Basic analysis

Commençons par représenter le signal ECG considéré :

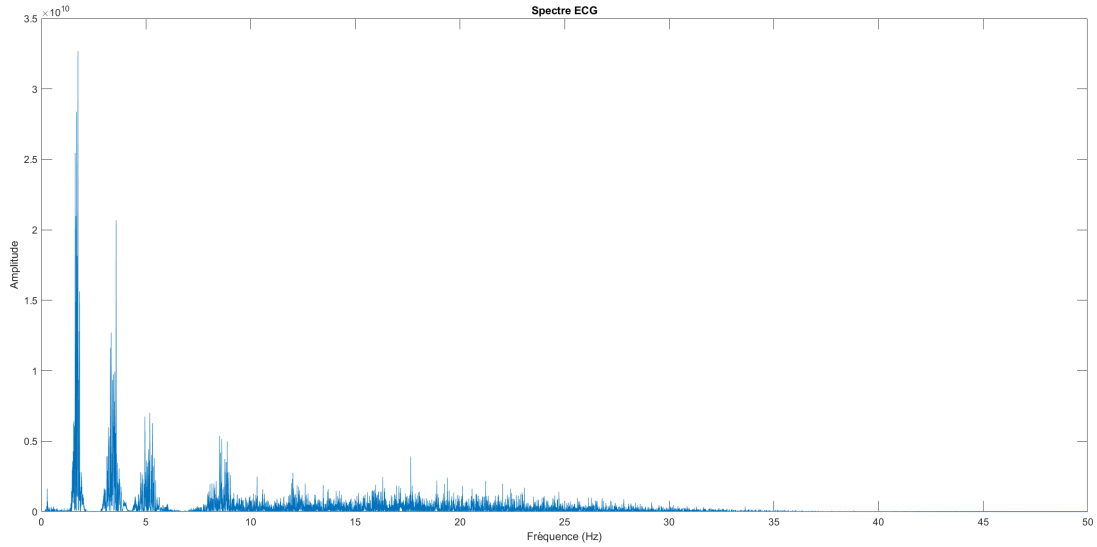
FIGURE 1 – Signal ECG



On reconnaît bien l'allure générale d'un ECG sain. On peut en particulier, distinguer les différentes ondes et observer la quasi-périodicité du spectre.

Représentons le spectre associé :

FIGURE 2 – Spectre de l'ECG

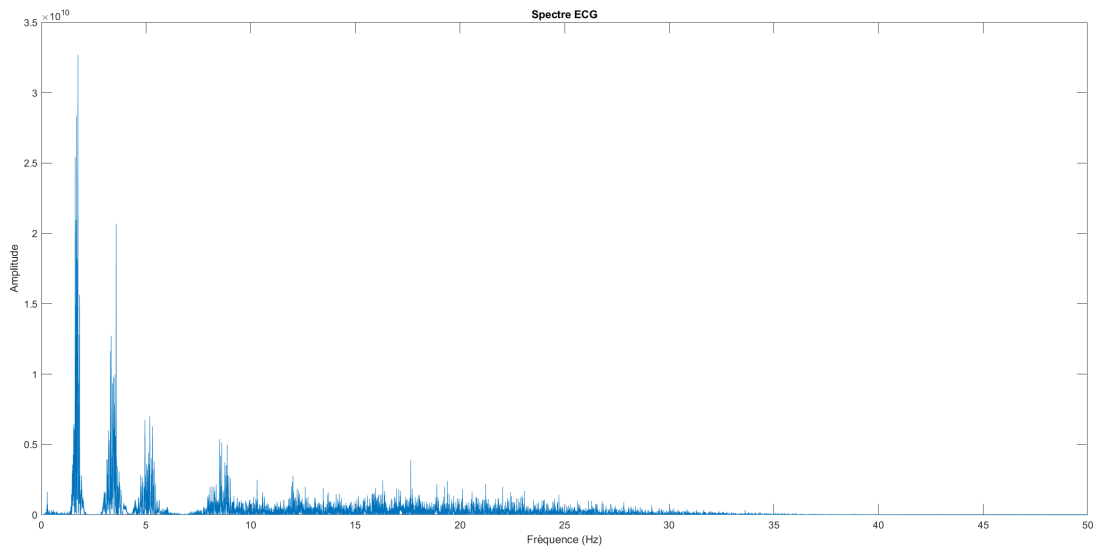


On remarque que les composantes fréquentielles du signal correspondent à de basses fréquences, on se restreint à un tracé du spectre entre 0 et 50 Hz. Par ailleurs, les amplitudes sont globalement décroissantes avec la fréquence et le spectre s'apparente à un peigne de Dirac, ce qui s'explique par la quasi-périodicité du signal.

Le spectre ne permettant pas d'obtenir des informations temporelles, on s'intéresse maintenant au spectrogramme du signal.

Représentons le spectrogramme pour trois choix différents de taille de fenêtre :

FIGURE 3 – Spectrogramme de l'ECG



On peut observer l'influence de la taille de la fenêtre sur l'allure du spectrogramme obtenu. En effet, pour une fenêtre plus courte, d'une durée de 150ms, on observe un étalement en fréquences

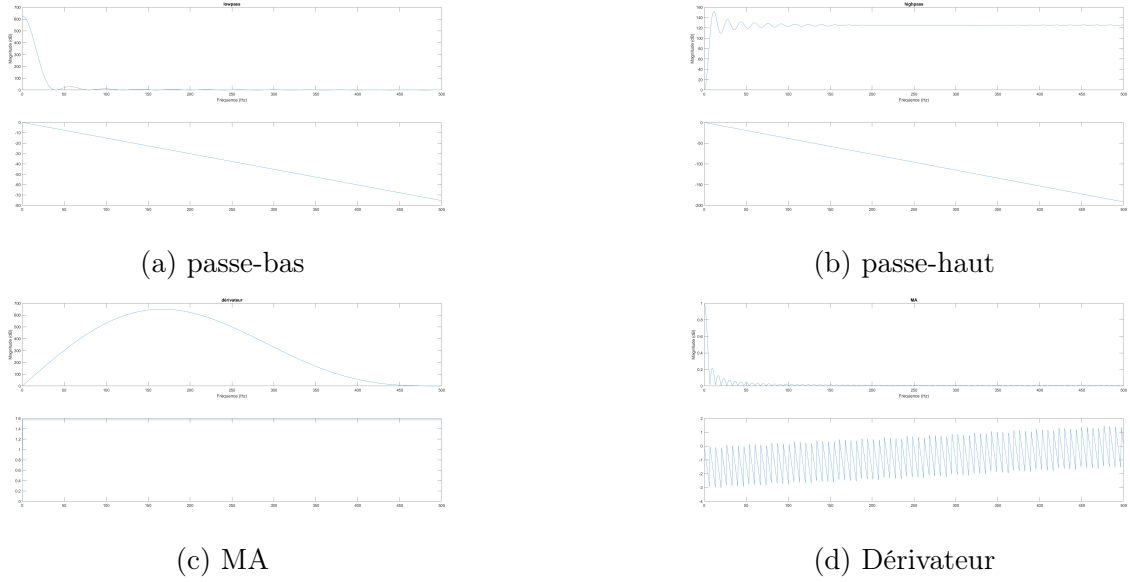


FIGURE 4 – Réponses fréquentielles

tandis que pour une durée plus importante, 2s, on a cette fois un étalement moins important en fréquences. Cette dualité temps-fréquence nécessite alors un choix de paramètre adapté à l'information recherchée sur le spectrogramme.

1.2 R peak detection

1.2.1 Design and analysis of filters

Le processus de détection des pics R repose sur l'utilisation de plusieurs filtres.

- Un filtre passe-bas : $H(z) = \frac{(1-z^{-n})^2}{(1-z^{-1})^2}$ avec $n = \frac{F_s}{F_c} = \frac{1000}{40} = 25$
- Un filtre passe-haut : $H(z) = nz^{-\frac{n-1}{2}} - \frac{1-z^{-1}}{1-z^{-1}}$ avec $n = \frac{F_s}{F_c} = \frac{1000}{8} = 125$.
- Un filtre dérivateur
- Un filtre MA : $H(z) = \frac{1-z^{-n}}{n(1-z^{-1})}$ avec $n = 149$. En effet, pour $F_s = 200$ Hz, les auteurs de l'article ont $n = 30$, on choisit 149 pour obtenir n impair.

Représentons les réponses des différents filtres :

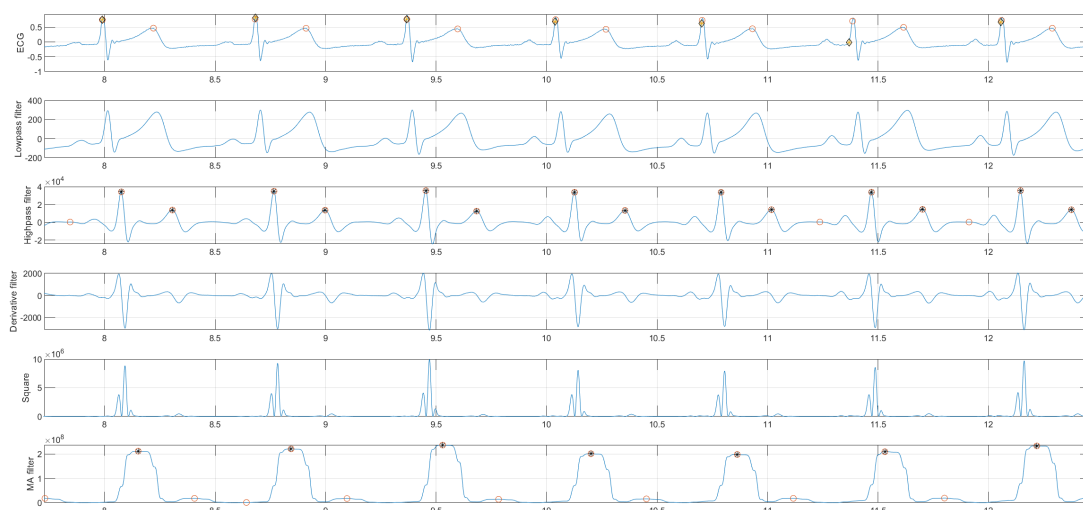
On observe alors que les tracés pour les différents filtres ont bien les allures attendues, avec les bonnes fréquences de coupure et une phase linéaire pour le passe-bas et le passe-haut.

Le terme z^{-2} pour le filtre déviateur est nécessaire car il permet d'assurer la causalité du filtre, ce qui assure que le système ne dépende pas du futur.

1.2.2 Algorithm to detect R peaks

Représentons les résultats obtenus par les algorithmes de détection de pics R :

FIGURE 5 – Résultats des algorithmes



On observe alors sur la figure ci-dessus que :

- Chacun des deux algorithmes pris séparément détecte les pics R mais aussi les pics T
- La prise en compte des deux algorithmes permet d'éliminer la détection des pics T
- La détection n'est quand même pas parfaite. On voit que les pics sont parfois détectés avec un léger décalage

Ainsi, ces algorithmes simples à mettre en œuvre et peu coûteux en calculs permettent d'obtenir des résultats satisfaisants sur un ECG sain.

2 Fetal ECG extraction

2.1 Spatial filtering : π CA

2.2 ECG denoising by extended Kalman filtering

Conclusion

Ainsi,