

On appelle *ligne de base* la ligne isoélectrique du cœur ; elle correspond au tracé qui serait observé sur un ECG si le cœur n'avait aucune activité électrique. Lorsque l'ECG est effectué en cabinet, ou pendant les périodes d'enregistrement nocturne du Holter, cette ligne est le plus souvent horizontale car le patient n'effectue aucun mouvement et le signal est peu perturbé par le bruit extérieur. En revanche, pendant la journée, les mouvements du patient modifient les positions relatives des électrodes, de sorte que cette ligne présente un tracé ondulé.

Pour l'analyse d'un enregistrement ECG, un œil exercé fait abstraction de cette ligne : elle est prise comme référence pour étudier la forme et la hauteur des différentes ondes cardiaques ; néanmoins, dans l'objectif d'un traitement automatique d'un tel signal, il est impératif de la repérer précisément pour fixer le « zéro ». Dans l'algorithme global du traitement du signal ECG, l'analyse de la ligne de base s'effectue après la détection monopiste des complexes QRS (cf. chapitre 3.I Détection monopiste), et avant la synthèse multipiste. En effet, grâce à la recherche de cette ligne sur chacune des pistes de l'ECG, on peut obtenir différents *indices de fiabilité* pour chacune d'elles ; de même, nous définirons des indices de fiabilité à partir de l'estimation de bruits à haute fréquence (HF) et à basse fréquence (BF), indices qui sont nécessaires à la synthèse multipiste.

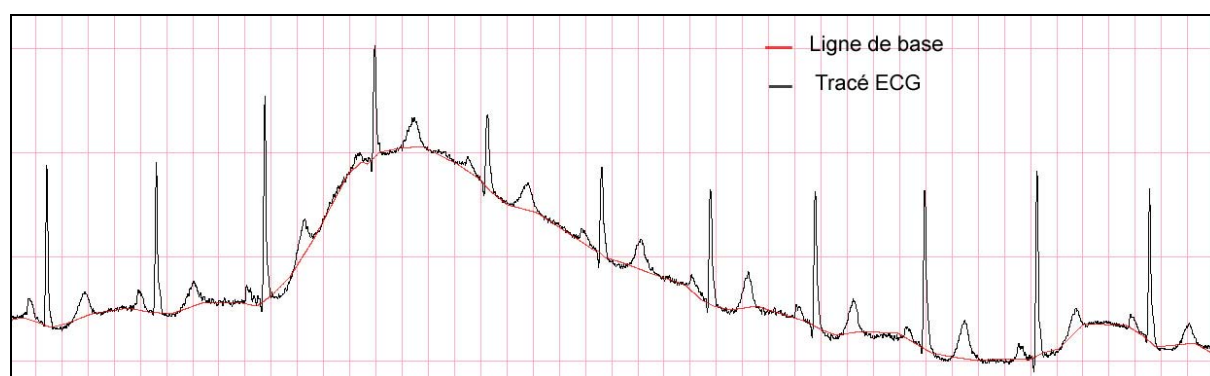


Figure 1: Pendant un enregistrement Holter, il est fréquent d'observer une forte variation de la ligne isoélectrique du cœur (ligne de base), variation principalement due aux mouvements du patient.

Nous présentons ici les grandes lignes de cette analyse. Le détail des algorithmes et le choix des paramètres sont présentés dans [Stephenson, 2000].

I Détection de la ligne de base

I.1 Motivation

Les méthodes le plus souvent utilisées pour estimer les variations de la ligne de base sont développées à partir de filtres fréquentiels passe-bas [Pan, 1985] : elles entraînent généralement une déformation du signal, et sont inefficaces lors de variations brutales d'amplitude (bruits haute fréquence).

Pour éviter ces difficultés, on effectue fréquemment l'hypothèse suivante : le 0 mV de référence est repérable dans une petite zone entre l'onde P et une éventuelle onde Q, soit environ 40ms avant le pic formé par l'onde R. Le travail effectué au laboratoire par John Stephenson [Stephenson, 2000] a permis de mettre en évidence les limites d'une telle méthode dans de nombreux cas.

Nous avons donc développé ici une analyse aussi robuste que possible de la ligne isoélectrique, motivée par le fait que la qualité d'une modélisation des battements cardiaques telle que nous l'envisageons (cf. chapitre 6 Modélisation du battement cardiaque) dépend beaucoup de la bonne détection de cette ligne.

L'analyse présentée est constituée de deux étapes successives : tout d'abord, la recherche des *zones d'inactivités* du cœur, c'est-à-dire des périodes pendant lesquelles le cœur n'a aucune activité électrique (typiquement entre l'onde T d'un battement et l'onde P du battement suivant, ou entre l'onde P et une éventuelle onde Q) ; ces périodes se traduisent, sur l'enregistrement électrique, par des tracés représentant la ligne isoélectrique. Une interpolation du signal sur ces zones et une extrapolation en dehors de ces zones permettent d'obtenir une approximation continue de la ligne de base sur tout l'enregistrement.

I.2 Segmentation du signal en zones

Entre la repolarisation ventriculaire d'un battement (onde T) et la systole auriculaire du suivant (onde P), le cœur présente une période d'inactivité mécanique et électrique ; nous

souhaitons tout d'abord repérer ces zones afin d'estimer ensuite l'évolution de la ligne de base. L'algorithme utilisé est emprunté au traitement d'images, où il est utilisé pour la segmentation : c'est l'algorithme de Marr-Hildreth [Marr, 1980], également connu sous le nom de « zeros crossing ». Il consiste en l'application d'un filtre particulier possédant une double propriété : *sa localisation en temps et en fréquence*. La réalisation pratique est effectuée par une convolution du signal ECG avec une fonction gaussienne.

Soit $s(t)$ le signal ECG, et $g(t)$ l'expression temporelle du filtre ; le signal filtré $f(t)$ s'écrit :

$$f(t) = \int s(\tau) g(t - \tau) d\tau \quad \text{Eq. 1}$$

$$\text{où } g(t) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \exp(-t^2/2\sigma^2) \quad \text{Eq. 2}$$

Selon [Marr, 1980], l'étude des zéros de la dérivée seconde du signal filtré $f(t)$ permet de repérer *les points d'inflexion du signal original* dont le nombre total est directement lié au choix du paramètre σ de la gaussienne (ici σ a été choisi égal à 20 ms [Stephenson, 2000]).

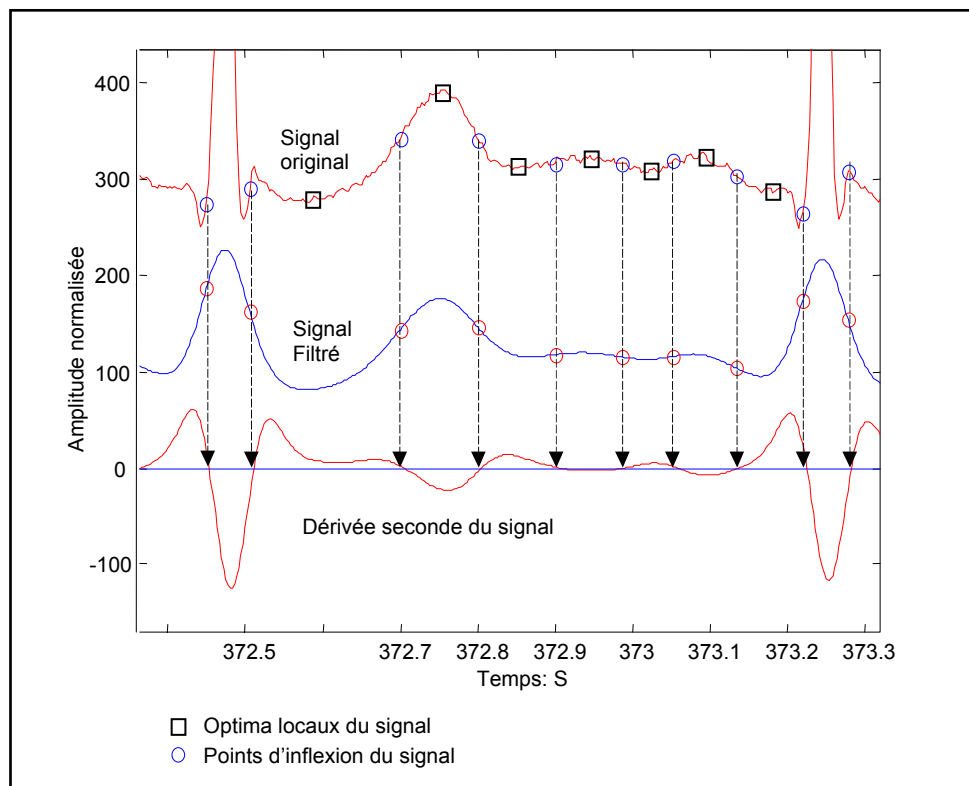


Figure 2 : L'étude des dérivées première et seconde du signal filtré permet de repérer les points d'inflexion de la courbe et les optima locaux. Ces valeurs sont utiles pour la création de « zones » qui seront ensuite étiquetées « active » ou « inactive ».

Une *zone* est définie entre deux points d'inflexion : elle comprend un maximum ou un minimum local repéré par l'étude de la dérivé première de $f(t)$. La valeur de cet optimum est comparée à un seuil adaptatif, ce qui permet d'associer à cette zone l'étiquette *actif* lorsque l'optimum est supérieur à ce seuil (ce qui traduit vraisemblablement la présence d'une onde cardiaque) ou *inactif*, lorsque l'optimum est inférieur (ce qui correspond vraisemblablement au repos cardiaque).

1.3 Interpolation et extrapolation

Dans les zones d'inactivité, le signal ECG représente la trace de la ligne isoélectrique ; pour en estimer l'évolution temporelle, on effectue donc une interpolation linéaire conventionnelle sur chacune de ces zones. On obtient ainsi une suite de segments qui modélisent cette ligne par morceaux disjoints (Figure 3).

Dans les zones d'activités, la variation de la ligne isoélectrique est masquée par les ondes cardiaques : on en fait une approximation linéaire à l'aide d'une droite joignant les deux extrémités des zones inactives voisines (Figure 3).

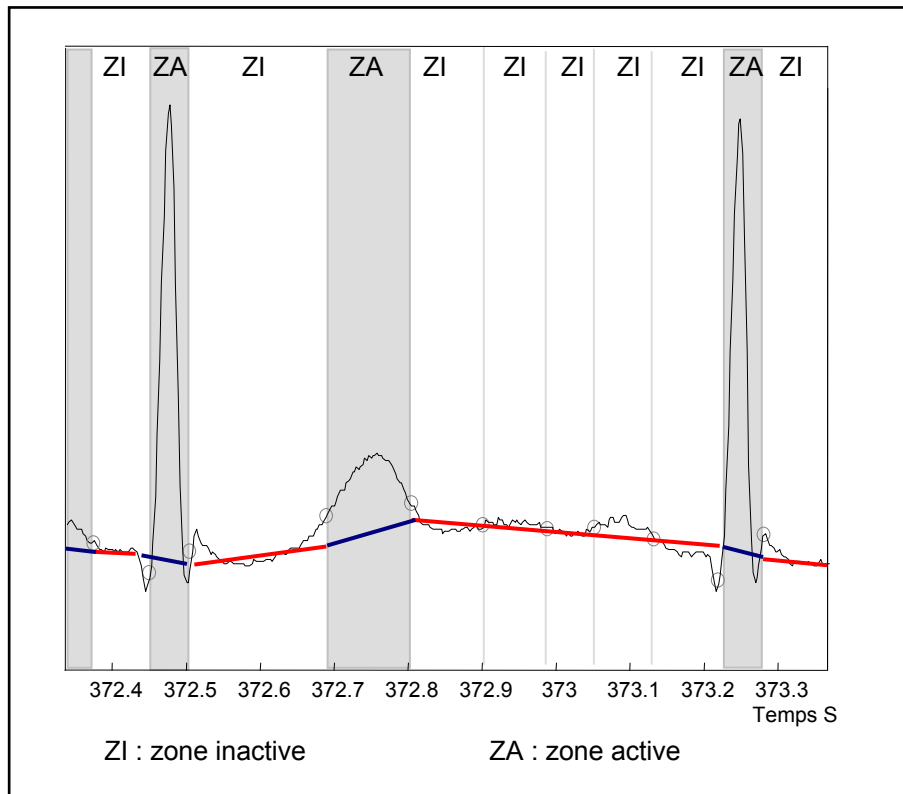


Figure 3 : Dans les zones inactives, la ligne de base est modélisée par une interpolation linéaire. Dans les zones actives, on se contente de relier les deux zones inactives adjacentes par une droite. Le signal de ligne de base obtenu consiste donc en une ligne brisée, continue.

La ligne de base est donc modélisée, sur chacune des pistes, par une ligne brisée continue. L'obtention d'un signal présentant une ligne de base horizontale, invariable dans le temps, se fait par simple soustraction au signal ECG de la ligne brisée qui modélise la ligne de base enregistrée.

1.4 Résultats

Nous présentons parallèlement, sur des exemples issus de la base MIT, l'ECG brut et son équivalent après correction de la ligne de base (Figures 4, 5 et 6). Le lecteur intéressé trouvera des résultats détaillés et des comparaisons avec les algorithmes existants dans [Stephenson, 2000]. La Figure 7 illustre la qualité de l'algorithme : elle présente l'évolution de l'erreur de modélisation de la ligne de base effectuée sur des signaux issus d'un simulateur de signal ECG, en fonction de la fréquence cardiaque et du bruit haute fréquence.

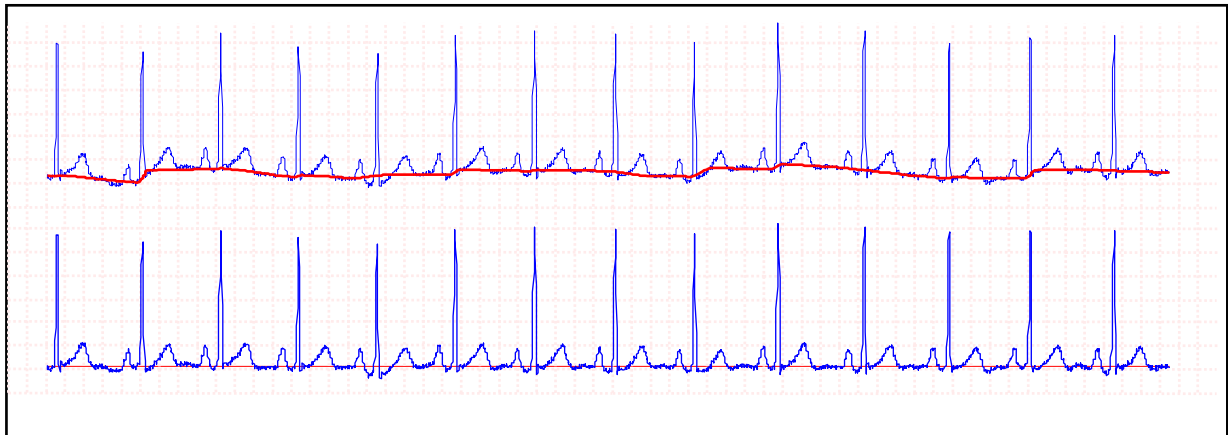


Figure 4 : Le signal du haut représente le signal original ; celui du bas représente le signal auquel le modèle en ligne brisée de la ligne de base a été soustrait. Pour des faibles variations de la ligne de base, le signal ECG n'est pas déformé par l'algorithme. L'amplitude de variation de la ligne de base sur le signal original est très typique de ce qui est habituellement observé lors d'enregistrements Holter. (MIT 212)

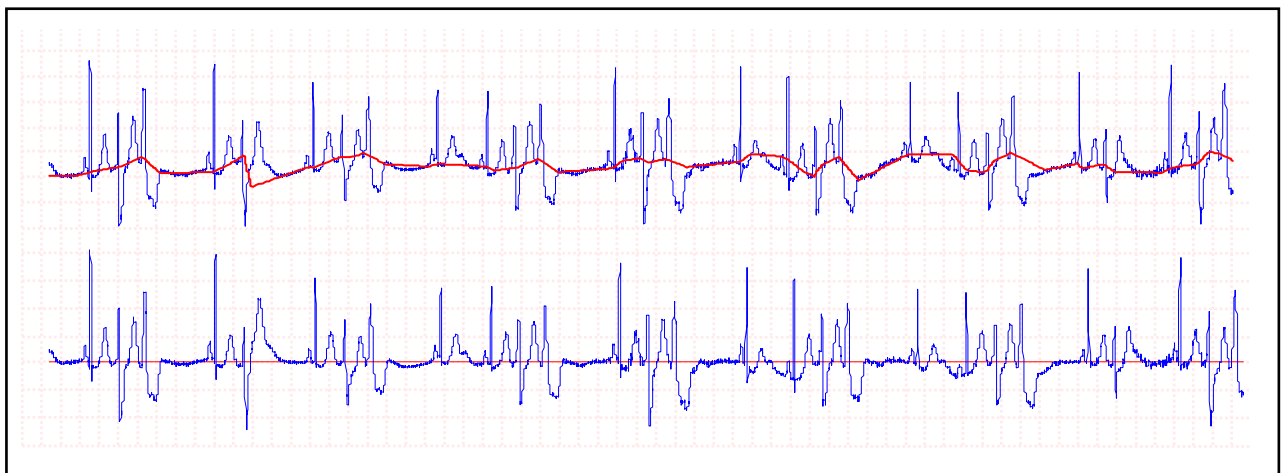


Figure 5 : L'absence de déformation du signal lors de la soustraction de la ligne de base permet de conserver toute l'information utile au cardiologue, comme l'illustre cet exemple où alternent battements normaux et extrasystoles ventriculaires. (MIT 203).



Figure 6 : Le signal original (en haut) présente une forte variation soudaine de la ligne de base ; le signal, après correction de la ligne de base (en bas), se dessine sur une base horizontale, avec une légère déformation du signal, perceptible au niveau du battement placé sur la plus forte variation. (MIT 202)

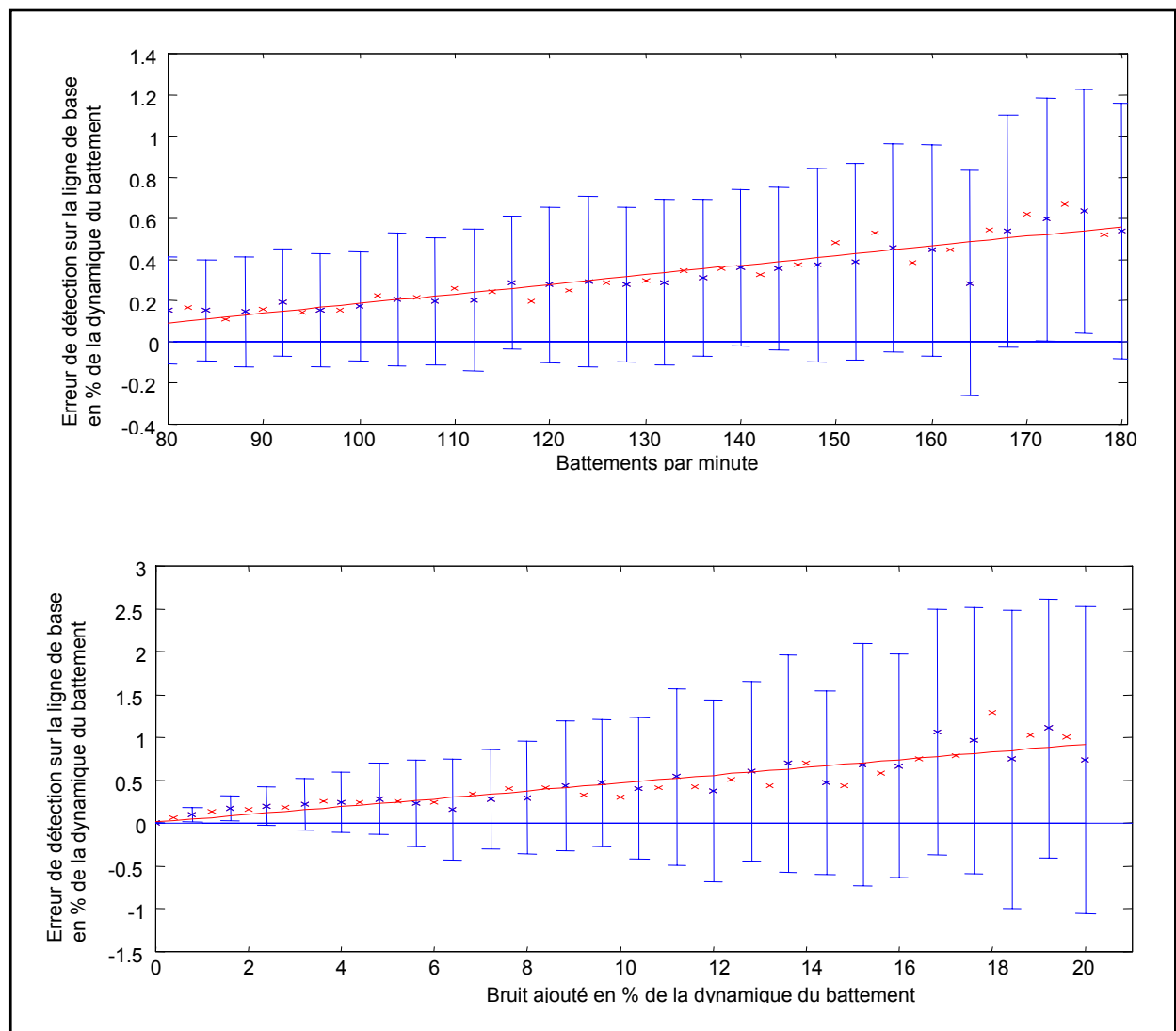


Figure 7 : Evolution de l'erreur d'estimation de la ligne de base en fonction (1) de la fréquence cardiaque pour un ECG présentant du bruit HF de 2% de l'amplitude du battement. (2) du pourcentage de bruit ajouté au signal pour un rythme de 120 BPM. [Stephenson, 2000]

II Estimation du bruit

Nous présentons ici la méthode d'estimation des bruits de haute fréquence (HF) et de basse fréquence (BF), pour chaque battement sur chacune des pistes. Les valeurs de ces deux paramètres sont particulièrement importantes pour la suite du traitement du signal, car elles servent à définir un indice de fiabilité de chacune des pistes à chaque instant. Elles sont notamment nécessaires à deux niveaux : (1) celui de la synthèse des informations *d'emplacement des ondes R*, comme présenté au chapitre 3, et (2) celui de la sélection des voies fiables pour le calcul des Composantes Principales présenté au chapitre suivant.

Les bruits HF et BF sont estimés au cours de l'algorithme de modélisation de la ligne de base : le bruit BF correspond à la variation de cette ligne d'un battement à l'autre et le bruit HF à la variation du signal autour de cette ligne.

II.1 Bruit BF

Le bruit BF d'un battement donné sur une piste donnée est ici estimé par le calcul de la variation de la ligne de base de part et d'autre du battement. Chaque battement étant normalisé en amplitude, ce bruit, calculé en pourcentage de cette amplitude, est ainsi normalisé ; il est donc possible de comparer les enregistrements du même battement sur des pistes différentes, ou de comparer les enregistrements de différents battements entre eux.

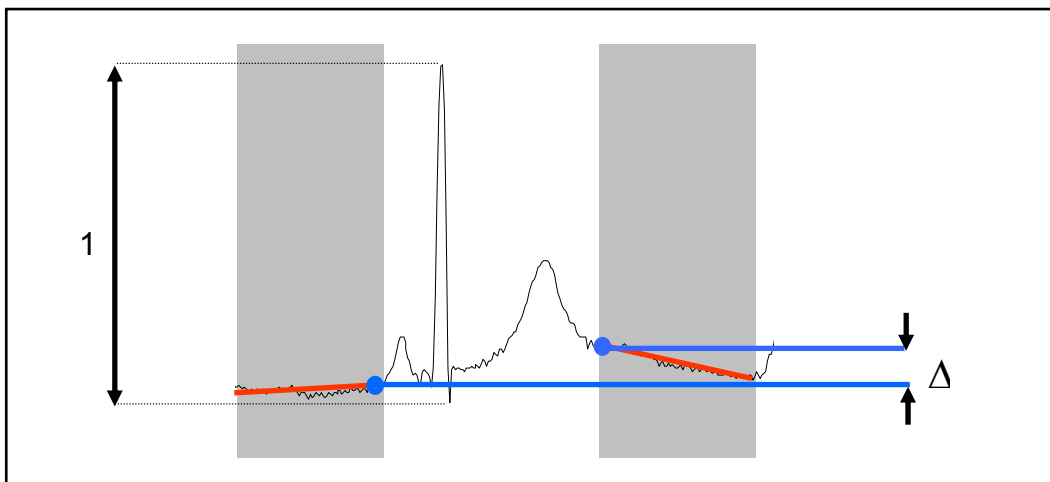


Figure 8 : Le bruit BF est estimé par la variation de la ligne de base d'une zone inactive précédant le battement à la zone inactive suivant le battement. Ici la valeur de Δ , correspondant au bruit BF, est normalisée par la dynamique du complexe.

La principale limite de cet algorithme apparaît lorsque que le rythme cardiaque est très rapide ; les périodes d'inactivités cardiaques sont alors mal repérées, et semblent inexistantes ; dans ce cas, l'erreur de modélisation de la ligne de base entraîne une erreur d'estimation du bruit BF.

II.2 Bruit HF

On suppose que le bruit HF est un bruit blanc gaussien¹. La première idée consistait à étudier la variation du signal autour de la ligne de base dans les zones d'inactivité – c'est-à-dire autour de chaque droite d'interpolation, mais [Stephenson, 2000] montre que cette méthode entraîne des distorsions trop importantes car l'approximation linéaire est trop grossière. La solution finalement retenue utilise le signal filtré par « zeros crossing », et estime les variations du signal original autour de ce signal filtré dans les zones inactives, évaluant l'écart-type de la distribution des valeurs du signal original dont on a soustrait le signal filtré (Figure 9).

Ici encore, les amplitudes étant normalisées, le bruit est ramené à la dynamique du complexe ce qui permet une comparaison plus facile d'un battement à l'autre et d'une piste à l'autre.

¹ Sans hypothèse précise sur le bruit ajouté au signal, on le suppose blanc gaussien. On sait, en outre, que du « bruit musculaire » dû à l'activité des autres muscles vient s'ajouter au signal, mais la quantification de ce dernier n'est pas envisagée ici.

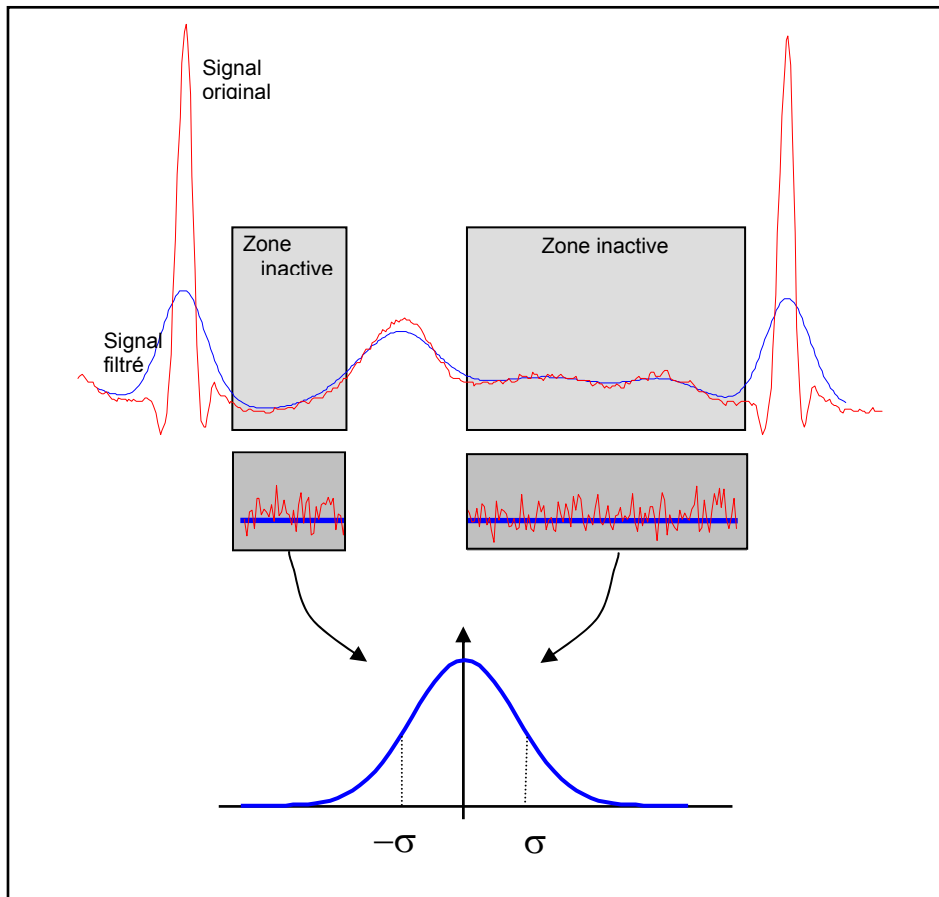


Figure 9 : Le bruit HF est caractérisé par l'écart type de la distribution des points du signal autour du signal filtré sur les zones d'inactivités. σ est normalisé par la dynamique du complexe.

La qualité de cette estimation dépend fortement du repérage des zones d'inactivité du signal. La variation de qualité est présentée (Figure 10) pour une fréquence de 100 BPM ; elle a été calculée grâce au simulateur de signal ECG pour lequel le bruit est un paramètre que l'on peut fixer. Des corrections numériques, directement calculées à partir de cette figure, ont été réalisées pour rendre l'estimation aussi fiable que possible.

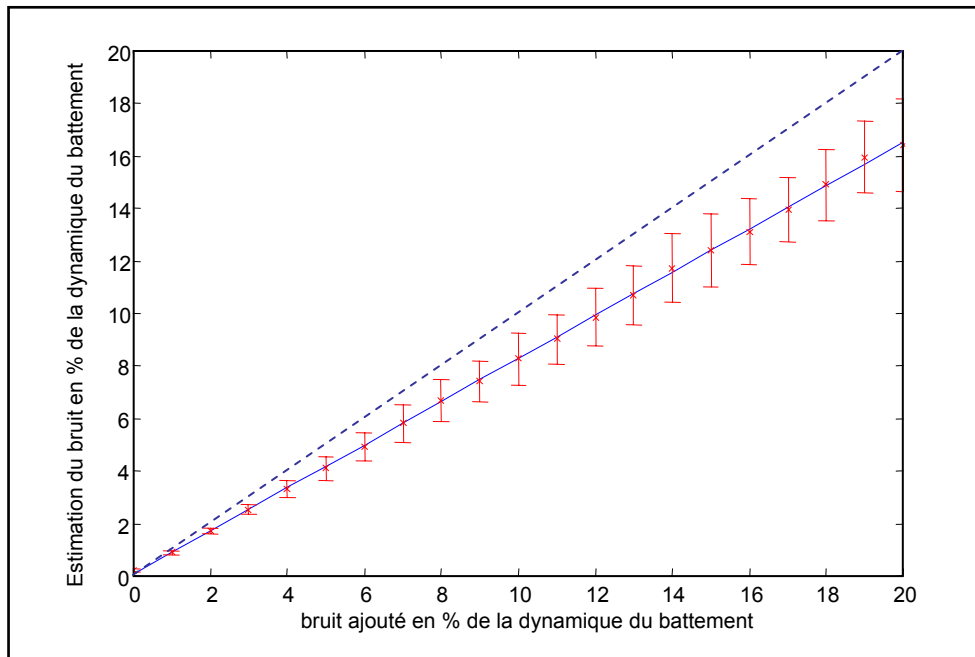


Figure 10 : Détection du bruit HF mesuré en fonction du bruit HF réellement ajouté à un signal sans bruit construit par simulation. Le calcul sous-estime légèrement le bruit réel : une correction numérique fondée sur ce graphique a été réalisée pour compenser ce biais.

Résumé :

Ce chapitre présente l'algorithme que nous avons développé avec J. Stephenson, au cours de son année de stage au laboratoire, consacré à l'extraction de la ligne de base du signal ECG.

Repérer la ligne de base (ligne isoélectrique du cœur) est un préalable essentiel à la suite du traitement automatique du signal ECG, pour différentes raisons :

- Il permet de ramener l'ECG sur une ligne horizontale correspondant au « zéro » pour permettre une comparaison simple des amplitudes des ondes d'un battement à l'autre. Nous verrons toute l'importance de cette correction dans la suite du présent mémoire, notamment lors de la modélisation en bosses du battement cardiaque (chapitre 6).

- Il permet également l'estimation des bruit HF et BF sur chacune des pistes et pour chaque battement. Ces valeurs sont nécessaires à la sélection des voies pertinentes lors du bilan de détection des ondes R, et plus généralement, à toute la suite de l'analyse.