

# SIG : Initiation Traitement Signal – TP2

## Extraction des dynamiques du système nerveux autonome

### I – L'ÉlectroCardioGramme (ECG)

L'ECG est la représentation graphique des forces électromotrices générées par l'activité cardiaque en fonction du temps. Les processus de dépolarisation et de repolarisation des structures myocardiques se traduisent dans l'ECG par une séquence de déflexions, ou d'ondes superposées à une ligne de potentiel zéro, appelée ligne isoélectrique (Figure 1). L'ordre et la morphologie de ces ondes dépendent de deux aspects fondamentaux : i) la structure d'initiation de l'impulsion électrique, et ii) la séquence de conduction au travers du myocarde.

L'impulsion est initiée dans le nœud sinusal Figure (1). Le front de dépolarisation auriculaire résultant est représenté dans l'ECG par l'onde *P*. Cette onde se caractérise au niveau spectral par une composante basse fréquence de faible énergie. La repolarisation auriculaire est représentée par l'onde *Ta* et sa direction est opposée à celle de l'onde *P*. Généralement l'onde *Ta* n'est pas visible dans l'ECG car elle coïncide avec le complexe *QRS* d'amplitude plus importante. Ce dernier correspond à la dépolarisation ventriculaire, et représente la déflexion de plus grande amplitude de l'ECG.

Il est constitué de trois ondes consécutives, les ondes *Q*, *R* et *S*, qui sont associées respectivement aux vecteurs moyens d'activation septale, ventriculaire et basale. Le processus de repolarisation ventriculaire est reflété par l'onde *T*.

Outre les formes d'ondes, un battement cardiaque est aussi caractérisé par plusieurs segments et intervalles (Figure 1) :

**L'intervalle *RR*** : il sépare les sommets de deux ondes *R* consécutives qui définissent la Fréquence Cardiaque (FC) instantanée.

**L'intervalle *PR*** : il est mesuré entre le début de l'onde *P* et le début du complexe *QRS*. Cet intervalle représente la dépolarisation des oreillettes et du Nœud Auriculo-Ventriculaire (NAV).

**L'intervalle *QT*** : il représente le temps entre le début du complexe *QRS* et la fin de l'onde *T*. C'est un indicateur de la longueur des phases de dépolarisation et de repolarisation ventriculaire.

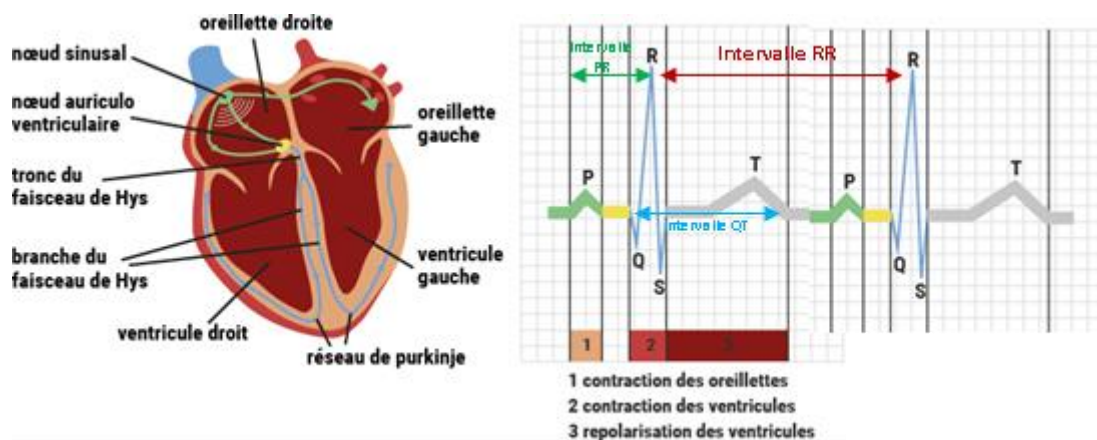


Figure 1 : Ondes et intervalles dans l'ECG

## II – Le Système Nerveux Autonome (SNA)

Le SNA est la partie du système nerveux responsable de la régulation des fonctions internes de l'organisme (Figure 2). Son rôle est d'assurer l'homéostasie et donc de permettre une adaptation de l'organisme à tout changement de mode de fonctionnement. Deux composantes complémentaires interviennent dans la régulation à court terme de l'homéostasie : la composante sympathique SNAS et la composante parasympathique ou vagale SNAP. Ces deux systèmes font contrepoids de manière à assurer le bon fonctionnement de l'organisme. Ainsi, le SNAS mobilise l'organisme dans les situations extrêmes comme l'exercice physique, tandis que le SNAP nous permet de nous détendre pendant qu'il s'acquitte des tâches routinières de l'organisme.

Les altérations du SNA sont associées à plusieurs processus physiologiques et pathologiques (âge, maladies, stress, ...). Il apparaît aujourd'hui évident qu'une connaissance simultanée de la dynamique du SNAS et du SNAP peut être très utile à l'analyse et au diagnostic des différentes pathologies rencontrées en clinique. Cependant, les tonus sympathique et vagal sont deux grandeurs non directement accessibles chez l'être humain. L'estimation des dynamiques du SNAS et du SNAP, à partir d'observations non invasives, serait donc bénéfique en clinique.

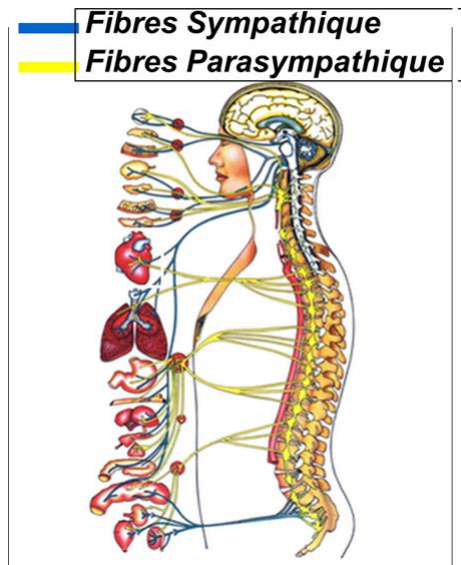


Figure 2 : Planche du système nerveux autonome

## III – Éléments de contexte supplémentaires

### III-1 Effets du SNA sur l'activité cardiaque

Un des effets principaux du SNA sur la régulation du cœur est appelé **effet chronotrope** : c'est le retentissement sur la fréquence d'émission, par le nœud sinusal, des potentiels d'action et donc sur la fréquence cardiaque (**variation de l'intervalle RR**). On distingue les effets : **i)** chronotrope positif (augmentation de la fréquence cardiaque) du SNAS et **ii)** chronotrope négatif (diminution de la fréquence cardiaque) du SNAP.

La régulation de la FC est donc le résultat de la compensation entre les activités vagale (SNAP) et sympathique (SNAS), qui ont des temps de réponse très différents. De ce fait, les méthodes les plus utilisées pour estimer les activités SNAS et SNAP sont basées sur l'analyse spectrale de la Variabilité de la Fréquence Cardiaque (VFC) (autrement dit de la série temporelle RR).

Ces méthodes se fondent sur le fait que l'analyse spectrale de la VFC met en évidence deux bandes de fréquences particulières : **i)** la bande LF [0,04 - 0,15Hz] et **ii)** la bande HF [0,15 - 0,4Hz]. L'énergie dans la bande HF est un mélange de la réponse de la FC à la respiration et à une partie de l'activité vagale. L'interprétation de la bande LF est plus complexe, car elle est considérée comme étant un marqueur mixte sympathique et vagal.

### III-2 Protocole d'acquisition des données

Les données sont acquises par un système Biopac (de l'ESIR) avec une fréquence d'échantillonnage de 1000 Hz. 3 électrodes ont été nécessaires pour cette expérience : deux électrodes sur chaque jambe, juste au-dessus de la cheville, et une électrode sur l'avant-bras droit du côté intérieur du poignet.

### III-2-1 Phase de repos

Le sujet est assis détendu avec les bras relâchés sur les accoudoirs. Après calibration, un enregistrement de 2 minutes et trente secondes est sauvegardé sous le nom « ECG\_TP\_repos.mat ».

### III-2-2 Phase d'effort

Il est demandé au sujet de faire 50 flexions suivies de 20 pompes. L'expérience de la phase 01 est alors reproduite et un fichier « ECG\_TP\_effort.mat » est enregistré.

## IV – Travail demandé

1/ Chargez les données ECG, « ECG\_TP\_repos.mat » et « ECG\_TP\_effort.mat ».

2/ Sachant que la fréquence d'échantillonnage (d'acquisition des données) est de 1000 Hz, affichez les deux signaux cardiaques sur une même figure (utilisez *subplot*) avec l'axe temporel défini en secondes. Notez vos observations.

3/ Calculez les spectres au repos et à l'effort. Affichez les deux spectres sur une demie-échelle fréquentielle. Que pouvez-vous conclure ?

4/ Extraire les séries temporelles RR au repos et à l'effort avec l'algorithme suivant :

**Etape 1** : Détection de toutes les valeurs des signaux ECG qui sont supérieures à un seuil donné (Ex : seuil = 0.60 max(ECG)) ;

**Etape 2** : Mettre à 1 toutes les valeurs supérieures au seuil choisi et à 0 les autres ;

**Etape 3** : Sur chaque plateau de 1, trouvez l'indice temporel de la valeur max des ECG (ces indices temporels correspondent à la série temporelle décrivant la fréquence cardiaque) ;

**Etape 4** : Calculez la série temporelle RR en utilisant *diff*(la série temporelle de la fréquence cardiaque).

**Remarque** : Après chaque étape, affichez les résultats obtenus et commentez.

5/ On s'intéresse au contenu fréquentiel des deux séries RR au repos et pendant l'effort dans la bande de fréquence [0.04 ; 0.4] Hz. Les signaux devront au préalable être filtrés à l'aide de la fonction 'bandf.m' qui vous est fournie. Affichez les demi-spectres des signaux filtrés sur 128 points. Ce résultat vous semble-t-il exploitable ?

6/ Calculez la densité spectrale de puissance en prenant un nombre de bins fréquentiels égal à 128. On la définit dans ce TP par la formule suivante :

$$PSD(x) = |FFT[x.hann]|^2$$

Avec  $x$  un signal et  $hann$  une fenêtre de Hanning de la longueur de  $x$ . Reprenez le même vecteur fréquence qu'à la question précédente.

Affichez et interprétez le résultat.