

ECOLE SUPÉRIEURE DES COMMUNICATIONS DE TUNIS

---

Etude de l'influence de l'attention sur  
l'inhibition des actes physiques à travers  
l'analyse de signaux physiologiques

---

Réalisé par:  
Hatay Anas

Encadré par:  
Mme Ben Jebara Sofia

# List of Figures

|      |   |    |
|------|---|----|
| 1.1  | Paradigme de la tâche de stop-signal. . . . .   | 4  |
| 1.2  | Partie de la base de donnée relative à l'expérience. . . . .  | 5  |
| 1.3  | Principe de l'électrocardiogramme. . . . .  | 5  |
| 2.1  | Illustration de la variation du rythme cardiaque. . . . .   | 6  |
| 2.2  | Comparaison entre les descripteurs temporels des deux sujets. . . . .   | 7  |
| 2.3  | Comparaison entre les descripteurs fréquentiels des deux sujets . . . . .   | 8  |
| 2.4  | Comparaison entre les spectres des deux sujets . . . . .  | 8  |
| 2.5  | Catégorisation du stress en fonction de HF/LF [7] . . . . .   | 9  |
| 2.6  | Boxplot comparant la valeur du mean HR pour un sujet non entraîné au cours de la tâche go et stop (no-go) respectivement. . . . . | 9  |
| 2.7  | Boxplot comparant la valeur du mean HR pour un sujet entraîné au cours de la tâche go et stop (no-go) respectivement. . . . .     | 9  |
| 2.8  | Boxplot comparant la valeur du RMSSD pour un sujet non entraîné au cours de la tâche go et stop (no-go) respectivement. . . . .   | 10 |
| 2.9  | Boxplot comparant la valeur du RMSSD pour un sujet entraîné au cours de la tâche go et stop (no-go) respectivement. . . . .       | 10 |
| 2.10 | Rapport statistique du descripteur "STD" pour deux sujets différents (Entraîné et non entraîné). . . . .                          | 11 |

# Contents

|          |   |          |
|----------|---|----------|
| <b>1</b> | <b>Problématique d'étude de l'effet de l'inhibition à travers le signal cardiaque</b> | <b>3</b> |
| 1.1      | Définitions et intérêts de l'étude . . . . .  | 3        |
| 1.2      | Paradigme expérimental . . . . .  | 3        |
| 1.3      | Bases de données . . . . .  | 4        |
| 1.4      | Intérêt particulier au signal cardiaque . . . . .                                     | 5        |
| <b>2</b> | <b>Analyse exploratoire de la variabilité du rythme cardiaque</b>                     | <b>6</b> |
| 2.1      | Analyse du domaine temporel . . . . .   | 6        |
| 2.2      | Analyse du domaine fréquentiel . . . . .  | 7        |
| 2.3      | Discussions . . . . .   | 8        |
| 2.4      | Analyse des résultats . . . . .   | 9        |
| 2.4.1    | Analyse du domaine temporel . . . . .   | 9        |
| 2.4.2    | Analyse du domaine spectrale . . . . .  | 11       |
| 2.5      | Conclusion . . . . .  | 11       |

# Chapter 1

## Problématique d'étude de l'effet de l'inhibition à travers le signal cardiaque

### Introduction

Avant de commencer à rédiger les étapes menant à la réalisation de notre travail, nous allons tout d'abord mettre le projet à son cadre général à travers ce premier chapitre. Par la suite, nous allons décrire le contexte du projet en présentant l'objectif du projet que le travail demandé.

### 1.1 Définitions et intérêts de l'étude

L'inhibition est définie comme une restriction ou une interruption. Le contrôle inhibiteur est la capacité de supprimer une réponse dominante en faveur d'une autre réponse plus pertinente ou en faveur d'aucune réponse. En effet, il est impliqué dans le contrôle de l'attention, des comportements, des pensées et des émotions, tout en supprimant les distracteurs internes ou externes, pour faire ce qui est le plus approprié ou nécessaire. Il existe de nombreuses tâches standardisées qui permettent d'évaluer les capacités inhibitrices des participants. L'une des plus connues et des plus utilisées est la tâche de "Stop-Signal" qui est un outil essentiel pour l'étude de l'inhibition de la réponse en neurosciences, en psychiatrie et en psychologie.[1]

Cette recherche vise alors à caractériser l'intervention du système nerveux autonome (SNA) dans la tâche de contrôle des activités physiques à travers l'étude du signal ElectroCardioGraphique (ECG) essentiellement en se référant aux résultats de mesure de l'expérience STOP-SIGNAL TASK. Néanmoins, ce signal, à travers sa constitution très précise est révélateur d'un comportement particulier que nous chercherons à identifier au cours de cette étude.

### 1.2 Paradigme expérimental

Le paradigme du stop-task est l'un des protocoles expérimentaux les plus utilisés dans l'étude de l'inhibition motrices.[2] Dans cette étude, nous avons utilisé celui développé dans le laboratoire LINP2 (Laboratoire Interdisciplinaire en Neurosciences, Physiologie et Psychologie : Activité Physique, Santé et Apprentissages) de l'Université Paris Nanterre en France.

L'expérience est illustrée schématiquement sur la figure 1. En effet Chaque essai débute par la présentation du signe de fixation (le signal visuel: la croix) qui dure 250 ms. Au début, il s'agit d'une tâche simple, le sujet doit s'habituer à répondre suite à l'apparition du cercle ou du carré (l'apparition du carré/cercle correspond au **Go** que l'on considère comme **situation de "repos"**) qui se présente et reste à l'écran 1250 ms :

-Lorsque le carré apparaît à l'écran le participant doit appuyer sur une touche du clavier qui se trouve à gauche. Par contre, lorsque le cercle apparaît à l'écran, le participant doit appuyer sur une touche du clavier qui se trouve à droite.

Sur ce décours, deux types de configurations existent: un bip est introduit ou pas. Le bip correspond au **stop** et on considère ce cas comme **situation stressante**. Le sujet ne doit pas

appuyer sur le bouton. En fait, le bip vient très rapidement (quelque dizaines de ms), le sujet n'a pas encore eu le temps d'appuyer. Deux cas sont possibles : il appuie (c'est donc un essai raté) ou bien il n'appuie pas et dans ce cas on dit qu'il a inhibé son geste.

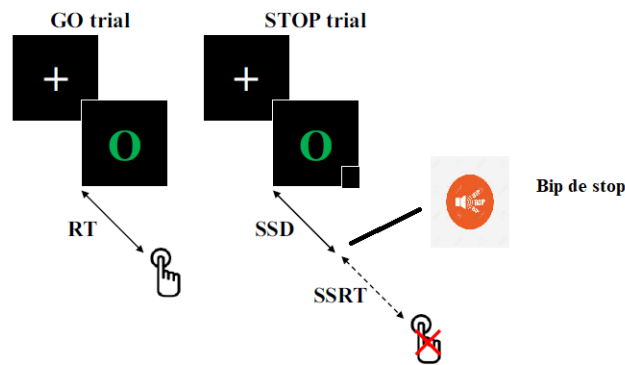


Figure 1.1: Paradigme de la tâche de stop-signal.

Lorsque le sujet appuie, on calcule deux paramètres temporels 'RT go' et 'SSRT'. Lorsqu'il n'appuie pas on ne calcule rien.

Le temps qui s'écoule entre l'apparition du stimulus go et celui du stimulus stop est appelé le Stop-Signal Détection ou le StopSignal Delay (SSD) en anglais. Il se mesure en millisecondes et se présente toujours après le stimulus go.

RT go est la durée entre le lancement du stimulus go et l'exécution du mouvement -> RT go est la durée entre le stimulus et la réponse du sujet.

SSRT est la durée entre le signal stop (bip) et la réponse du sujet. En fait, le sujet ne doit pas répondre quand il entend le bip, mais il va se tromper. Donc à partir des essais ratés, on va pouvoir calculer le SSRT [3]

## 1.3 Bases de données

Pour ce projet, on a utilisé les données de l'expérience réalisée. Deux types de données sont disponibles:

- Une base de données qui contient les enregistrements ECG qui sont des enregistrements des impulsions électriques à l'origine des contractions cardiaques.
- Un fichier "excel" de méta-données composée de 6 colonnes (voir figure I.2):
  - Durée des essais: chaque essai dure 2250ms.
  - Décours temporel des essais: il s'agit de l'instant de début de l'essai. On commence à décompter depuis l'instant de début de l'essai qui commence par l'apparition d'un carré ou cercle. Les stops sont des instants présents sur ce decours.
  - Décours temporel du signal stop: à chaque fois où il y a un stop-signal, on a alors l'instant de début de cet essai.
  - Stop: indique si au cours de cet essai il y a un stop
  - RT (GO): contient les durées entre le lancement du stimulus go et la réponse du sujet.
  - SSRT: en cas d'échec suite à un signal de Stop, alors la durée entre le signal (bip) et la réponse du sujet est attribuée.

La connaissance de ces instants et durées seront utiles par la suite pour déterminer les activités cardiaques selon la nature de l'activité (Go sans stop, Go avec stop et sans inhibition de l'activité et Go avec stop avec inhibition).

|    | A                     | B                               | C                                    | D    | E       | F         |
|----|-----------------------|---------------------------------|--------------------------------------|------|---------|-----------|
| 1  | durée des essais (ms) | Décours temporel des essais(ms) | Décours temporel du signal stop (ms) | stop | RT (GO) | SSRT (ms) |
| 2  | 2250                  | 2250                            |                                      |      | 743     |           |
| 3  | 2250                  | 4500                            |                                      |      | 640     |           |
| 4  | 2250                  | 6750                            |                                      |      | 532     |           |
| 5  | 2250                  | 9000                            |                                      |      | 816     |           |
| 6  | 2250                  | 11250                           |                                      |      | 816     |           |
| 7  | 2250                  | 13500                           |                                      |      | 881     |           |
| 8  | 2250                  | 15750                           |                                      |      | 593     |           |
| 9  | 2250                  | 18000                           |                                      |      | 586     |           |
| 10 | 2250                  | 20250                           |                                      |      | 642     |           |
| 11 | 2250                  | 22500                           |                                      |      | 830     |           |
| 12 | 2250                  | 24750                           |                                      |      | 719     |           |
| 13 | 2250                  | 27000                           | 27000                                | stop | 413     | 63        |
| 14 | 2250                  | 29250                           | 29250                                | stop | 0       | 0         |

Figure 1.2: Partie de la base de donnée relative à l'expérience.

## 1.4 Intérêt particulier au signal cardiaque

Les afférences cardio-vasculaires sont un puissant vecteur d'informations intéroceptives concernant les états physiologiques pertinents pour le comportement motivationnel.

A chaque battement cardiaque, l'éjection du sang dans l'aorte et les artères carotides active les barorécepteurs artériels. Leur déclenchement physique est relayé aux noyaux du tronc cérébral, transmettant le moment et la force de chaque contraction cardiaque, codant ainsi la fréquence cardiaque et la pression artérielle, à savoir l'état d'éveil cardio-vasculaire. Du tronc cérébral, ces informations remontent vers les ganglions de la base et le cortex, en particulier les régions insulaires et cingulaires sensibles à la saillance comportementale. Par conséquent, les centres corticaux ont un accès rapide aux informations physiologiques sur l'état de l'intégrité homéostatique interne, et peuvent déclencher des réponses atténuantes par l'ajustement autonome ou l'action motrice.

Le cycle cardiaque a un impact sur le comportement et la cognition : de brefs événements sensoriels survenant à des phases cardiaques discrètes peuvent être traités différemment, comme on le voit pour les réponses à la douleur, la mémoire et le traitement émotionnel. De plus, les actes moteurs dans les tâches à temps de réaction simple peuvent être influencés par l'état cardiaque. Pendant les états d'excitation cardio-vasculaire, la fréquence cardiaque et la pression artérielle augmentent ensemble, ce qui permet de passer proportionnellement plus de temps dans la systole ventriculaire. Il en résulte une activation plus forte et plus soutenue des barorécepteurs artériels. Par conséquent, les effets de ce canal afférent sur la probabilité de détecter et de répondre à certains événements saillants sont amplifiés lors des états d'éveil cardiovasculaire. En outre, les effets de la stimulation des barorécepteurs systoliques sur le comportement sensorimoteur peuvent être principalement inhibiteurs, et historiquement, cela a été supposé être le seul effet. [4]

En effet, dans un ECG typique, on distingue cinq ondes caractéristiques, soit les ondes P, Q, R, S et T. L'onde P représente la phase de dépolarisation au cours de la contraction des oreillettes. L'intervalle PR marque le temps nécessaire à la transmission de l'influx électrique du nœud sinusal jusqu'au nœud auriculoventriculaire. Le complexe QRS marque la phase de dépolarisation et la contraction ventriculaire. L'intervalle QT correspond à la repolarisation ventriculaire globale et l'onde T indique la fin de cette repolarisation.

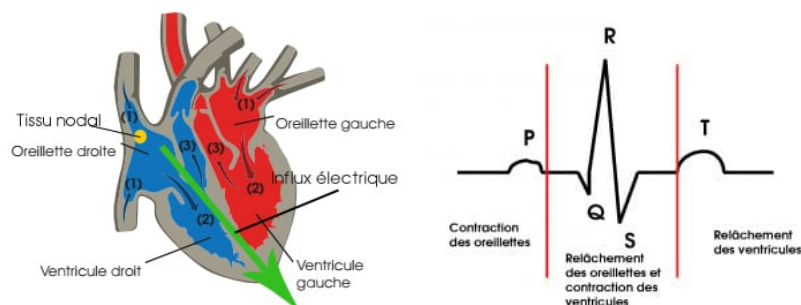


Figure 1.3: Principe de l'électrocardiogramme.

# Chapter 2

## Analyse exploratoire de la variabilité du rythme cardiaque

### Introduction

La variabilité de la fréquence cardiaque (HRV) est le taux de variabilité entre chaque battement de cœur par rapport au temps comme illustré dans la figure ci dessous. Il est utilisé pour analyser le système nerveux autonome (ANS), un système de contrôle utilisé pour moduler l'action inconsciente du corps telle que la fonction cardiaque, la respiration, la digestion, la pression artérielle...

C'est pour cette raison qu'il est très intéressant d'étudier la variabilité du rythme cardiaque tout au long de notre expérience et d'en extraire des descripteurs nous aidant certainement à décrire, analyser et interpréter les résultats obtenus pour deux sujets différents (l'un a été entraîné mentalement, l'autre pas.)

On va admettre dans ce travail que l'effet de stress chez un participant qui a vécu un entraînement mental est moins aigu que chez un autre participant régulier . Et on va confirmer ceci en ayant recours aux descripteurs temporels et fréquentiels.

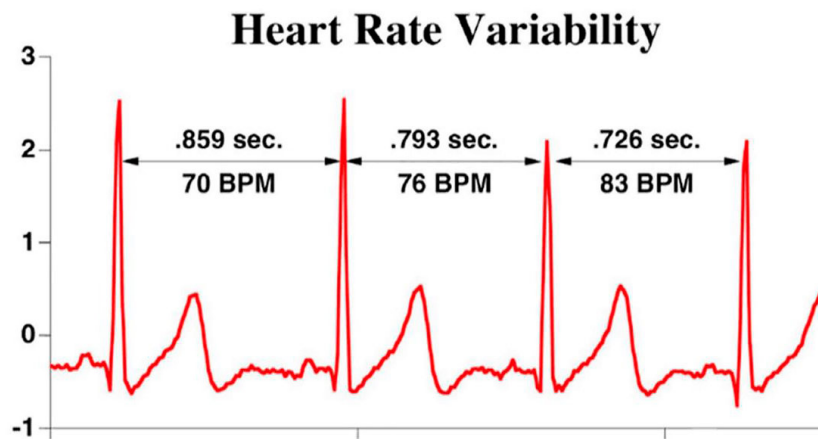


Figure 2.1: Illustration de la variation du rythme cardiaque.

### 2.1 Analyse du domaine temporel

Ces analyses permettent de calculer l'intervalle RR moyen, la fréquence cardiaque moyenne, la différence entre l'intervalle le plus long et le plus court.

On peut s'intéresser à la différence temporelle entre les périodes RR. Cette étude consiste le plus souvent à mesurer RMSSD c'est-à-dire le calcul de la racine carré de la moyenne de la somme des carrés des différences entre les périodes RR successives.

$$RRMSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (RR_{i+1} - RR_i)^2}$$

Un autre indice fréquemment utilisé dans les recherches est le NN50. Il représente le nombre d'intervalles R-R successifs dont la différence est supérieure à 50 millisecondes

$$NN50 = \sum_{i=1}^{N-1} |RR_{i+1} - RR_i| > 50$$

A partir de cette valeur, on calcule le pNN50 représentant la proportion du nombre d'intervalles R-R successifs dont la différence est supérieure à 50 millisecondes au regard du nombre de périodes R-R total.

$$pNN50 = \frac{100}{NbrDeRR} X NN50$$

```
Time domain metrics - corrected RR-intervals:
- Mean RR (ms): 971.04
- STD RR/SDNN (ms): 50.89
- Mean HR (Kubios' style) (beats/min): 61.79
- Mean HR (beats/min): 61.96
- STD HR (beats/min): 3.32
- Min HR (beats/min): 53.81
- Max HR (beats/min): 76.24
- RMSSD (ms): 67.57
- NN50: 69.00
- pNN50 (%): 48.94
```

(a) un sujet avec entrainement

```
Time domain metrics - Corrected RR-intervals:
- Mean RR (ms): 792.13
- STD RR/SDNN (ms): 42.63
- Mean HR (Kubios' style) (beats/min): 75.75
- Mean HR (beats/min): 75.98
- STD HR (beats/min): 4.29
- Min HR (beats/min): 67.87
- Max HR (beats/min): 92.88
- RMSSD (ms): 33.95
- NN50: 16.00
- pNN50 (%): 9.25
```

(b) un sujet sans entrainement

Figure 2.2: Comparaison entre les descripteurs temporels des deux sujets.

## 2.2 Analyse du domaine fréquentiel

Une autre approche pour analyser la variabilité de la fréquence cardiaque consiste à étudier la distribution de puissance dans le domaine fréquentiel.

Les études sur la variabilité cardiaque distinguent quatre types de variabilité en fonction de la fréquence des modifications. Les ultrabasses fréquences (ou ULF pour ultra long frequency inférieures à 0,003 Hz, les très basses fréquences (ou VLF pour very low frequency) entre 0,003 et 0,04 Hz, les basses fréquences (ou LF pour low frequency) entre 0,04 et 0,15Hz et les hautes fréquences (ou HF pour high frequency) supérieures à 0,15Hz. Cependant l'identification de ces différentes composantes dépend du temps d'enregistrement étudié. Ainsi les ULF n'apparaissent que sur des enregistrements de plusieurs heures et sont souvent mesurées sur des enregistrements de 24H. Donc on s'est intéressé aux 3 autres descripteurs restants et surtout aux LF et HF puisque le VLF repose sur une combinaison de différents paramètres incluant des actions hormonales alors que LF et HF reposent principalement sur des actions nerveuses.

Ensuite, on a calculé le rapport LF/ HF : la balance sympatho-vagale.

L'intérêt de l'étude de ce ratio revient aux variations en basses fréquence des intervalles RR qui sont liées à la variation de l'activité sympathique. A contrario, les variations en hautes fréquences sont pratiquement exclusivement causées par l'activité vagale. Les nerfs sympathique et parasympathique semblent, par conséquent, avoir une action réciproque sur le cœur que l'on peut mettre en évidence dans le rapport LF/ HF.



#### Frequency domain metrics:

- Power VLF (ms2): 391.55
- Power LF (ms2): 356.63
- Power HF (ms2): 551.27
- Power Total (ms2): 1299.45
- LF/HF: 0.65
- Peak VLF (Hz): 0.02
- Peak LF (Hz): 0.09
- Peak HF (Hz): 0.39
- Fraction LF (nu): 39.28
- Fraction HF (nu): 60.72

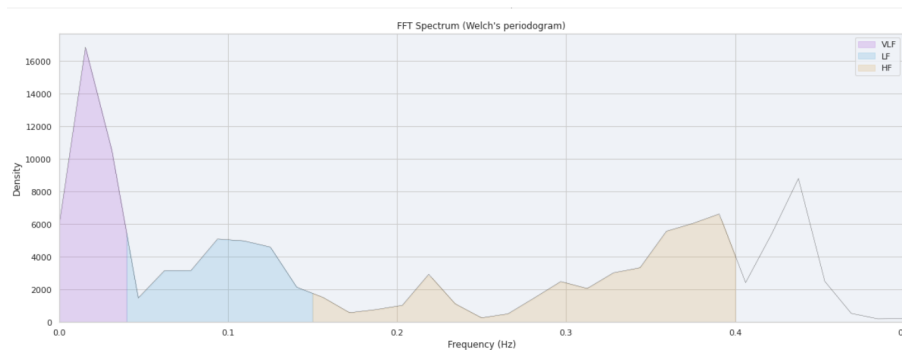
#### Frequency domain metrics:

- Power VLF (ms2): 92.45
- Power LF (ms2): 437.38
- Power HF (ms2): 127.14
- Power Total (ms2): 656.97
- LF/HF: 3.44
- Peak VLF (Hz): 0.03
- Peak LF (Hz): 0.09
- Peak HF (Hz): 0.16
- Fraction LF (nu): 77.48
- Fraction HF (nu): 22.52

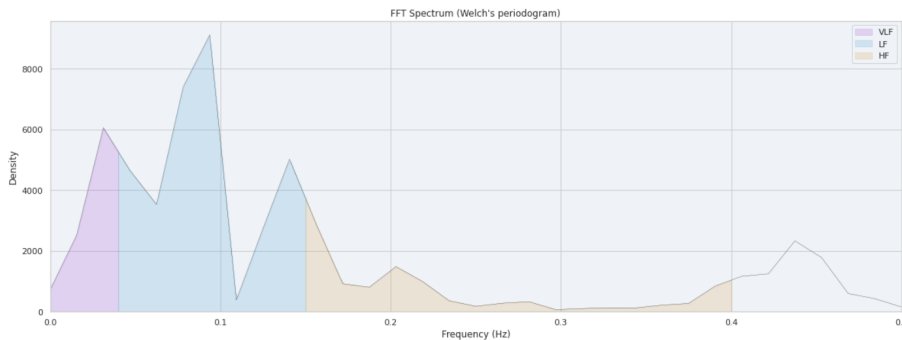
(a) un sujet avec entraînement

(b) un sujet sans entraînement

Figure 2.3: Comparaison entre les descripteurs fréquentiels des deux sujets



(a) Spectre d'un sujet avec entraînement



(b) Spectre d'un sujet sans entraînement

Figure 2.4: Comparaison entre les spectres des deux sujets

## 2.3 Discussions

On peut remarquer que la valeur du RMSSD mesuré pour un sujet entraîné mentalement est plus élevée que celle mesuré pour un sujet sans entraînement . Ceci semble logique en se basant sur la littérature sur l'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque du signal ECG: une valeur inférieure est associée au stress [5]. De même pour l'indice NN50 et pNN50 puisque ils donnent une idée sur les durées qui dépassent 50ms entre deux RR successives et donc les durées entre deux contractions successives . Évidemment , le stress provoque une grande stimulation du cœur qui crée un rythme cardiaque plus élevé [6] , ce qui prouve encore la valeur du HR plus grande et les valeurs NN50 pNN50 plus faible chez le sujet non entraîné .

Cette étude met également en évidence la pertinence de l'analyse du domaine fréquentiel. En fait, des études sur des individus en bonne santé montrent que le stress aigu augmente le ratio LF/HF

et LF et diminue le HF (On parle ici de Puissance en  $ms^2$ ) suggérant l'activation du SNS (système nerveux sympathique) ainsi que le retrait de l'activité du SNP (système nerveux parasympathique) en cas de stress. Ces propositions sont en harmonie avec les résultats qu'on a obtenu .

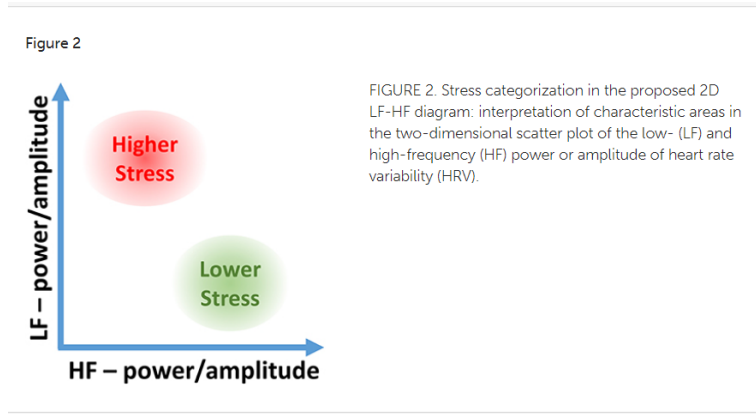


Figure 2.5: Catégorisation du stress en fonction de HF/LF [7]

## 2.4 Analyse des résultats

Dans cette section on a voulu faire une comparaison entre les différentes activités de l'expérience . Notons bien qu'une activité : STOP/GO est d'une durée de 2250ms contient plus qu'un intervalle R-R .

### 2.4.1 Analyse du domaine temporel

#### Moyenne du rythme cardiaque pour chaque observation

Les figures 2.6 et 2.7 représentent les diagrammes moustaches du descripteur temporel 'Mean HR' pour un sujet non entraîné mentalement (resp. pour un sujet entraîné) pour les tâches sans stop (notée go) et avec stop (notée stop).

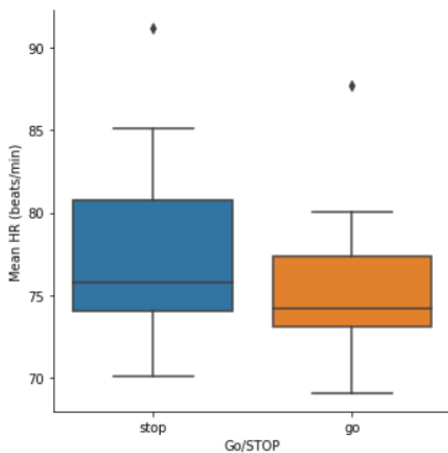


Figure 2.6: Boxplot comparant la valeur du mean HR pour un sujet non entraîné au cours de la tâche go et stop (no-go) respectivement.

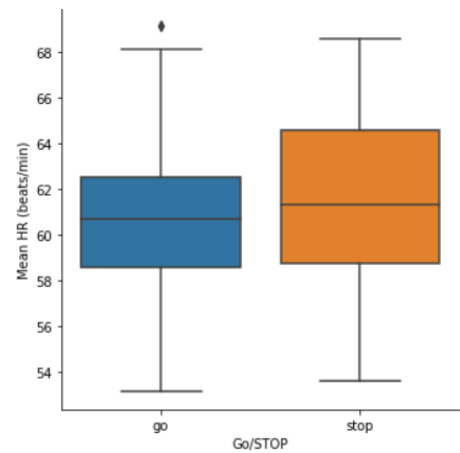


Figure 2.7: Boxplot comparant la valeur du mean HR pour un sujet entraîné au cours de la tâche go et stop (no-go) respectivement.

Pour le sujet non entraîné comme illustré dans la figure 2.6, on remarque bien que les valeurs du mean HR relatifs au signal STOP sont plus élevés que celles relatifs au signal GO et dépassent 80 beat/min.

De même, pour le sujet entraîné comme illustré dans la figure 2.7, on remarque que les valeurs du mean HR relatifs au signal STOP sont plus élevés que celles relatifs au signal GO (ne dépassant pas 64 beat/min).

En comparant ces deux box-plots, on constate que les valeurs du HR pour le sujet entraîné qui ne dépassent pas 64 beat/min sont plus inférieurs à celles pour un sujet non entraîné. Ce qui montre encore l'effet de l'entraînement mental sur la régulation du rythme cardiaque lors d'une activité stressante. Ces résultats restent toujours approximatifs en absence de la normalisation des activités cardiaques des deux personnes [8].

## Le RMSSD

Les figures 2.8 et 2.9 représentent les diagrammes moustaches du descripteur temporel 'RMSSD' pour un sujet non entraîné (resp. pour un sujet entraîné) pour les tâches sans stop (notée go) et avec stop (notée stop).

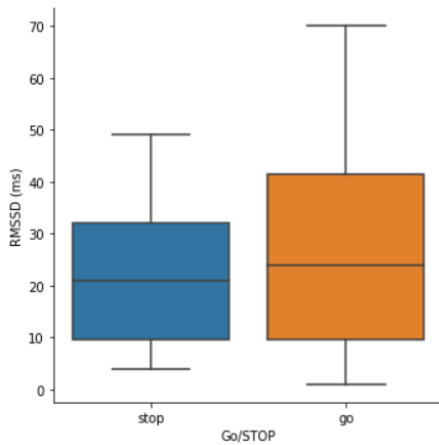


Figure 2.8: Boxplot comparant la valeur du RMSSD pour un sujet non entraîné au cours de la tâche go et stop (no-go) respectivement.

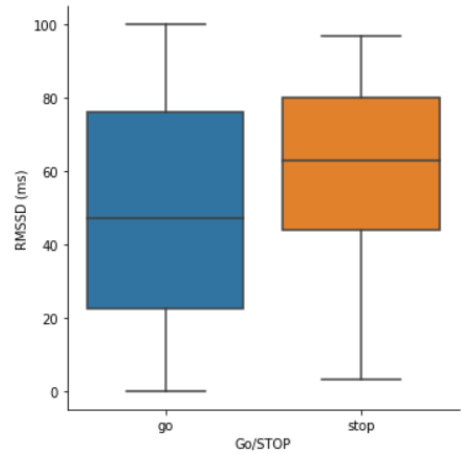


Figure 2.9: Boxplot comparant la valeur du RMSSD pour un sujet entraîné au cours de la tâche go et stop (no-go) respectivement.

Pour le sujet non entraîné comme illustré dans la figure 2.8, on remarque bien que les valeurs du RMSSD relatifs au signal STOP sont inférieurs que celles relatifs au signal GO.

Par contre ,comme illustré dans la figure 2.9, on voit bien chez le sujet entraîné des valeurs du RMSSD relatifs au signal STOP sont très proches que celles relatifs au signal GO .

Maintenant en comparant ces deux box-plot, on constate que les valeurs du RMSSD pour sujet non entraîné varient entre 10ms et 40ms, Cependant pour un sujet entraîné ces valeurs varient de 20ms à 80ms avec une légère différence entre celles mesurées au cours des taches GO et celles au cours des taches STOP.

Ceci montre que l'entraînement mental a joué un rôle de régulateur. En effet, pour le sujet entraîné, le RMSSD calculé lors des taches STOP est élevé et donc ne décrit pas une activité cardiaque observée lors d'une situation stressante.

Autrement dit, les périodes entre les intervalles RR successives sont plus éloignées (puisque le RMSSD n'est que la racine carré de la moyenne de la somme des carrés des différences entre les périodes RR successives) ce qui revient à dire que le temps qui sépare le début de deux QRS est beaucoup plus important et donc une activité cardiaque plus normale.

## Le STD

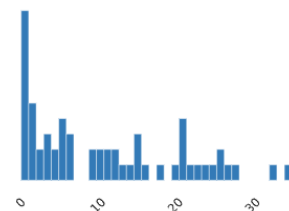
On remarque que le pourcentage de valeurs de STD nuls pour un sujet entraîné est de 70.3% tandis que ce pourcentage est de 16.7% pour un sujet non entraîné. Autrement dit, les durées entre les intervalles R-R successives pour un participant entraîné mentalement sont beaucoup plus proches à

### STD RR/SDNN (ms)

Real number ( $\mathbb{R}_{\geq 0}$ )

HIGH..CORRELATION  
HIGH..CORRELATION  
HIGH..CORRELATION  
HIGH..CORRELATION  
ZEROS

|              |             |              |         |
|--------------|-------------|--------------|---------|
| Distinct     | 36          | Minimum      | 0       |
| Distinct (%) | 60.0%       | Maximum      | 35      |
| Missing      | 0           | Zeros        | 10      |
| Missing (%)  | 0.0%        | Zeros (%)    | 16.7%   |
| Infinite     | 0           | Negative     | 0       |
| Infinite (%) | 0.0%        | Negative (%) | 0.0%    |
| Mean         | 10.53325471 | Memory size  | 608.0 B |



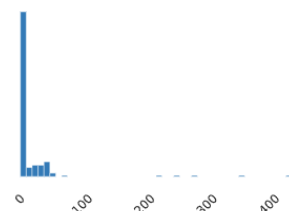
(a) un sujet sans entraînement

### STD RR/SDNN (ms)

Real number ( $\mathbb{R}_{\geq 0}$ )

HIGH..CORRELATION  
HIGH..CORRELATION  
HIGH..CORRELATION  
HIGH..CORRELATION  
ZEROS

|              |             |              |         |
|--------------|-------------|--------------|---------|
| Distinct     | 46          | Minimum      | 0       |
| Distinct (%) | 23.6%       | Maximum      | 435.5   |
| Missing      | 0           | Zeros        | 137     |
| Missing (%)  | 0.0%        | Zeros (%)    | 70.3%   |
| Infinite     | 0           | Negative     | 0       |
| Infinite (%) | 0.0%        | Negative (%) | 0.0%    |
| Mean         | 15.18974359 | Memory size  | 1.6 KiB |



(b) un sujet avec entraînement

Figure 2.10: Rapport statistique du descripteur "STD" pour deux sujets différents (Entraîné et non entraîné).

leurs valeur moyenne. Ceci revient à dire que l'entraînement mental a pu réduire la variabilité de la durée entre les intervalles R-R et a pu alors stabiliser l'activité cardiaque vis à vis une situation stressante.

## 2.4.2 Analyse du domaine spectrale

L'identification des différents descripteurs fréquentiels dépend du temps d'enregistrement étudié. Ainsi ils n'apparaissent que sur des enregistrements de quelques minutes, 6 minutes étant le temps minimum recommandé pour la mesure de LF et HF. [7]

## 2.5 Conclusion

En conclusion, l'étude de la variabilité du rythme cardiaque est essentielle pour comprendre le fonctionnement du système nerveux autonome, qui contrôle de nombreuses fonctions corporelles. Cette étude a permis de déterminer les différences entre deux sujets, l'un ayant suivi un entraînement mental et l'autre non. Les analyses effectuées dans le domaine temporel ont permis de mesurer les intervalles RR moyens, la fréquence cardiaque moyenne et les différences entre les intervalles les plus longs et les plus courts. Dans le domaine fréquentiel, les analyses ont permis de distinguer les composantes de la variabilité cardiaque en fonction de la fréquence des modifications. La mesure du rapport LF/HF a permis d'évaluer la balance sympatho-vagale chez les sujets. Les résultats ont montré que le sujet entraîné avait une valeur plus élevée de RMSSD que le sujet non entraîné, ce qui est cohérent avec les données de la littérature. Cette étude permet de mieux comprendre les effets de l'entraînement mental sur la variabilité du rythme cardiaque et pourrait avoir des implications dans la gestion du stress et l'amélioration de la santé mentale et physique.

# Bibliography

- [1] Cyril Atkinson-Clement et al. “Dissociation in reactive and proactive inhibitory control in Myoclonus dystonia”. In: *Scientific reports* 10.1 (2020), pp. 1–9.
- [2] Frederick Verbruggen, Gordon D Logan, and Michaël A Stevens. “STOP-IT: Windows executable software for the stop-signal paradigm”. In: *Behavior research methods* 40.2 (2008), pp. 479–483.
- [3] Sébastien Urben, Koviljka Barisnikov, and Martial Van der Linden. “Inhibition of a prepotent response and response-strategy adjustments in the stop-signal paradigm: A developmental study”. In: *L'Année psychologique* 114.1 (2014), pp. 61–75.
- [4] Charlotte L Rae et al. “Response inhibition on the stop signal task improves during cardiac contraction”. In: *Scientific reports* 8.1 (2018), pp. 1–9.
- [5] Reetta Orsila et al. “Perceived mental stress and reactions in heart rate variability—a pilot study among employees of an electronics company”. In: *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics* 14.3 (2008), pp. 275–283.
- [6] Sonia Pellissier. “Chapitre 7. Variabilité du rythme cardiaque”. In: ().
- [7] Christophe Filliau. “Estimation du contrôle nerveux autonome et de l’activité intrinsèque du système cardiaque au moyen de l’analyse de la variabilité des paramètres cardiovasculaires: effets de l’âge et de l’activité physique”. PhD thesis. Université Paris-Saclay (ComUE), 2015.
- [8] Meixue Yang et al. “Normalizing electrocardiograms of both healthy persons and cardiovascular disease patients for biometric authentication”. In: *PloS one* 8.8 (2013), e71523.