



**UNIL** | Université de Lausanne

Institut des sciences du sport  
de l'Université de Lausanne

Université de Lausanne

Faculté des Sciences Sociales et Politiques - SSP

Institut des Sciences du Sport de l'Université de Lausanne – ISSUL

Session de printemps 2022

**Influence du patron ventilatoire sur l'activation  
parasympathique : analyse par la variabilité de la fréquence  
cardiaque au repos**

Mémoire de Master en Sciences du mouvement et du sport,  
orientation « Entraînement et performance »

Présenté par **Alicia Steiner**

Soutenance : 17 juin 2022

Directeur : **Prof. Grégoire Millet**

Expert : **Dr. Nicolas Bourdillon**



## **Remerciements**

Tout d'abord je souhaite remercier chaleureusement mon directeur de mémoire, le Prof. Grégoire Millet, ainsi que mon expert, le Dr. Nicolas Bourdillon, qui m'ont donné l'opportunité de travailler sur ce passionnant projet. Je les remercie également pour leur disponibilité, leurs précieux conseils ainsi que la rapidité de leurs réponses. J'ai énormément appris à leurs côtés. J'adresse particulièrement mes remerciements au Dr. Nicolas Bourdillon pour sa gentillesse à m'envoyer les données nécessaires, semaine après semaine et à n'importe quel moment, ainsi que pour son aide lors de l'analyse de ces données.

Ensuite, je tiens à remercier tous les participants à cette étude pour leur engagement et le temps qu'ils y ont investi pour me permettre de mener à bien cette étude.

Je remercie également mon copain et mes amis – pour leurs conseils mais aussi de m'avoir soutenue, motivée et donné confiance tout au long de ce travail.

Finalement, je ne pourrais jamais assez remercier mes parents pour leur infini soutien et leur compréhension lors de la réalisation de ce travail et pendant mes études. Merci pour tout ce que vous faites.



## Résumé

**Introduction :** La variabilité de la fréquence cardiaque (HRV) permet d'évaluer indirectement la balance sympatho-vagale. Grâce aux paramètres HRV, ont été identifiés différents types de fatigue liés à des déficits d'activation des systèmes nerveux sympathiques (SNS) et parasympathiques (SNP). On peut remédier à une sous-activation parasympathique par un exercice respiratoire lent (SPB), qui induirait une stimulation du SNP grâce à des stimulations maximales de l'arythmie sinusale respiratoire (RSA) et du baroréflexe. L'hypothèse de cette étude était qu'un exercice respiratoire (ER) avec une basse fréquence respiratoire (FR) et un faible ratio inspiration:expiration (I:E, allongement de l'expiration), obtiendrait le plus d'effets grâce à la stimulation du SNP.

**Méthode :** Treize participants ( $24.2 \pm 2.1$  ans,  $61.6 \pm 8.1$  kg,  $170.5 \pm 9.4$  cm, fréquence respiratoire naturelle (FRN)  $14.0 \pm 3.8$  resp/min) ont effectués quatre ER différents, individualisés en fonction de leur FRN. Ont été testés deux FR (-10% et -30%) et trois différents ratios I:E (1:1 ; 1:2 et 1:3). Une ANOVA a été utilisée pour comparer les effets pré-post et les différents ER. La reproductibilité des effets d'un ER a été analysée avec un graphique Bland-Altman et des coefficients de corrélation.

**Résultats :** Les analyses n'ont pas permis de différencier les ER. Les effets post-ER sur les ER regroupés produisent des baisses significatives de la fréquence cardiaque (-2.0%) et de la FR (-13.7%), et des augmentations de la puissance des basses fréquences (LF en unité normalisée +33.2%) et de la puissance totale (+23.7%). Etonnamment, on relève une baisse significative de la puissance des hautes fréquences (HF en unité normalisée -9.5%). La reproductibilité des paramètres HRV est moyenne.

**Conclusion :** Contrairement à ce qu'on lit dans la littérature, cette étude observe une conservation des effets immédiatement après une séance de SPB. Ces effets seraient causés par la stimulation du baroréflexe. Malgré les résultats positifs de cette étude, de plus amples recherches doivent être menées afin de mieux comprendre les effets des SPB et trouver le patron ventilatoire ayant le maximum d'effets bénéfiques.

## Abstract

**Title:** Influence of the ventilatory pattern on parasympathetic activation: analysis by resting heart rate variability

**Introduction:** Heart rate variability (HRV) is known to assess an indirect influence of the sympathovagal balance. Several types of fatigue related to deficits in the activation of the sympathetic (SNS) and parasympathetic nervous system (SNP) have been identified using HRV parameters. When the SNP is under-activated, a slow-paced breathing exercise helps, by inducing a SNP stimulation through maximal respiratory sinus arrhythmia (RSA) and baroreflex stimuli. This study hypothesized that a respiratory exercise (ER) with a low respiratory rate (FR) and a low inspiration:exhalation ratio (I:E, elongation of exhalation), would induce most effects through SNP stimulation.

**Method:** Thirteen participants ( $24.2 \pm 2.1$  years,  $61.6 \pm 8.1$  kg,  $170.5 \pm 9.4$  cm, natural respiratory rate (FRN)  $14.0 \pm 3.8$  resp/min) performed four different ERs, individualized according to each participant's FRN. Two FR (-10% and -30%) and three different I:E ratios (1:1; 1:2 and 1:3) were tested. To compare pre-post effects and ER effects, an ANOVA has been used. Reproducibility of the effect of an ER was analyzed with a Bland-Altman plot and correlation coefficient.

**Results:** The results showed no differences between ERs. Post-effect on the pooled ER showed significant decreases in heart rate (-2.0%) and respiratory rate (-13.7%) and increases in low frequency power (LF normalized unit +33.2%) and total power (+23.7). Surprisingly, a significant decrease in high frequency power (HF normalized unit -9.5%) was observed. HRV parameters showed moderate reproducibility.

**Conclusion:** In opposition to the literature, this study observes a conservation of effects, immediately after an SPB session. Those effects may be caused by stimulating the baroreflex. Despite the positive results of this study, further research is needed, to better understand the effects of SPB and find which respiratory pattern has the most beneficial effects.

## Liste des abréviations

ANOVA : analyse de variance

c : couché

CV : coefficient de variation

d : debout

ECG : électrocardiogramme

ER : exercice respiratoire

FC : fréquence cardiaque

FOR : surmenage fonctionnel

FR : fréquence respiratoire

FRN : fréquence respiratoire naturelle

HF : puissance spectrale des hautes fréquences

HRV : variabilité de la fréquence cardiaque

I:E : inspiration:expiration

LF : puissance spectrale des basses fréquences

LF+HF : puissance spectrale totale

Ln : logarithme

LoA : limite d'agrément

NFOR : surmenage non-fonctionnel

OTS : syndrome de surentraînement

r : coefficient de corrélation de Pearson

RL : respiration libre

RMSSD : racine carrée de la moyenne des différences au carré des intervalles RR successifs

RSA : arythmie sinusale respiratoire

SD : écart-type

SDNN : écart-type des intervalles NN

SNP : système nerveux parasympathique

SNS : système nerveux sympathique

SPB : exercice respiratoire lent

VLF : puissance spectrale des très basses fréquences

$\Delta$  : delta

## Liste des unités

bpm : battements par minute

Hz : hertz

ms : millisecondes

ms<sup>2</sup> : millisecondes au carré

% : pourcentages

resp/min : respiration par minute

un : unité normalisée

# Tables des matières

<b>1. Introduction .....</b>	<b>1</b>
1.1 Variabilité de la fréquence cardiaque .....	1
1.1.1 Définition.....	1
1.1.2 HRV et système nerveux autonome .....	2
1.1.3 Utilisation .....	6
1.1.4 Méthode d'acquisition de données .....	7
1.1.5 Analyse de la HRV .....	8
1.1.6 Interprétation des analyses.....	13
1.2 Fatigue .....	15
1.2.1 Principe d'entraînement et définition de la fatigue .....	15
1.2.2 Symptômes, diagnostic et prévalence.....	19
1.2.3 Monitoring de l'entraînement et de la fatigue.....	20
1.2.4 Fatigue et HRV .....	23
1.3 Remédiations .....	25
1.4 Stimulation des voies parasympathiques à l'aide d'un exercice respiratoire .....	27
1.4.1 Arythmie sinusale respiratoire et baroréflexe.....	27
1.4.2 Fonctionnement et bénéfices d'un exercice respiratoire .....	28
1.5 Questions de recherche et hypothèses.....	31
<b>2. Méthode.....</b>	<b>33</b>
2.1 Sujets.....	33
2.2 Protocole expérimental .....	33
2.2.1 Visite d'introduction.....	33
2.2.2 Séances de familiarisation .....	34
2.2.3 Séances expérimentales .....	35
2.2.4 Matériel.....	36
2.3 Analyses des données .....	37
2.3.1 Extraction de la fréquence respiratoire .....	37
2.3.2 Paramètres de HRV calculés .....	38
2.3.3 Analyses statistiques.....	39
<b>3. Résultats .....</b>	<b>41</b>
3.1 Effets de la respiration libre.....	41
3.2 Effets des exercices respiratoires .....	42

3.3	Reproductibilité du quatrième exercice respiratoire .....	47
<b>4.</b>	<b>Discussion .....</b>	<b>51</b>
4.1	Effets de la respiration libre .....	51
4.2	Effets des exercices respiratoires .....	53
4.2.1	Fréquence respiratoire .....	54
4.2.2	Ratio.....	55
4.2.3	Effets aigus des exercices respiratoires .....	57
4.3	Reproductibilité du quatrième exercice respiratoire .....	62
<b>5.</b>	<b>Limites et perspectives .....</b>	<b>65</b>
<b>6.</b>	<b>Applications pratiques .....</b>	<b>67</b>
<b>7.</b>	<b>Conclusion .....</b>	<b>69</b>
<b>8.</b>	<b>Références .....</b>	<b>71</b>
<b>9.</b>	<b>Annexes.....</b>	<b>79</b>
9.1	Information aux participants .....	79
9.2	Consentement des participants.....	85
9.3	Exemples d'indication des réglages du métronome.....	86
9.4	Graphiques des paramètres non présentés dans la partie Résultats .. .....	87

## Liste des figures

- Figure 1 : Tracé d'un ECG avec l'onde P, le complexe QRS et l'onde T.  
Figure tirée du livre de Kenney et al. (2017). .....1
- Figure 2 : Illustration de la variabilité de temps entre chaque intervalle RR.  
La première ligne représente le temps en millisecondes ; et la  
seconde ligne, la différence de temps entre deux intervalles RR  
adjacents. Figure tirée de l'article d'Achten & Jeukendrup (2003). 2
- Figure 3 : A. Schéma du système nerveux autonome avec les organes innervés  
par la branche sympathique (gauche) et parasympathique (droite). B.  
Innervation du cœur par le nerf cardiaque sympathique et le nerf  
vague (parasympathique). Source de la Figure A : Kolb, Cerveau et  
comportement, 2ème Ed., 2006, p. 105. à l'adresse  
[https://www.researchgate.net/figure/Systeme-nerveux-autonome-Schema-montrant-les-deux-parties-et-les-deux-voies-du-SNA-A\\_fig4\\_267507690](https://www.researchgate.net/figure/Systeme-nerveux-autonome-Schema-montrant-les-deux-parties-et-les-deux-voies-du-SNA-A_fig4_267507690) et de la Figure B :  
<https://quizlet.com/286637083/6-innervation-du-coeur-flash-cards/>.  
.....4
- Figure 4 : Influences du système nerveux autonome sur le muscle cardiaque.  
Figure tirée de l'article d'Aubert et al. (2003). .....5
- Figure 5 : Résumé de l'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque  
avec, à gauche, (c) l'analyse fréquentielle. La transformée de Fourier  
rapide fait ressortir les différentes fréquences du signal avec la bande  
LF et HF. Et l'analyse temporelle à droite (d) avec un exemple  
d'analyse graphique (histogramme). Figure tirée de l'article  
d'Aubert et al. (2003). .....12
- Figure 6 : Différence de profil des intervalles RR en fonction de la position  
couchée (cinq premières minutes) et debout (fin de l'enregistrement)  
en lien avec une prédominance parasympathique (couchée) et  
sympathique (debout). Figure tirée de l'article de Besson et al.  
(2020). .....14
- Figure 7 : Principe de surcompensation. Figure tirée de la présentation de  
Kurunmäki (2007). .....16

Figure 8 : Les différents états de fatigue placés sur un continuum. Figure tirée de l'article de Meeusen et al. (2013). .....	17
Figure 9 : Facteurs affectant la charge d'entraînement et leur relation au surmenage et surentraînement. Figure tirée du livre de McGuigan (2017). .....	18
Figure 10 : Lien entre charge d'entraînement et adaptations physiologiques. Figure tirée du livre de Kenney et al. (2017).....	21
Figure 11 : A. Les huit profils énergétiques de l'application InCORPUS®. B. Capture d'écran du résultat donné par l'application InCORPUS® à la fin d'un test orthostatique. Source de la Figure A : <a href="https://help.incorp.com/en/articles/3405240-how-many-energy-profiles-colors-does-incorpus-detect">https://help.incorp.com/en/articles/3405240-how-many-energy-profiles-colors-does-incorpus-detect</a> .....	25
Figure 12 : Comparaison des phénomènes physiologiques lors d'une respiration normale et lors d'une respiration lente et profonde. Figure tirée de l'article de Noble & Hochman (2019).....	30
Figure 13 : Illustration du déroulement d'une séance de familiarisation. ...	34
Figure 14 : Illustration du déroulement d'une séance expérimentale.....	35
Figure 15 : Exemple de sortie MATLAB® pour une transformée de Fourier rapide du signal d'accélération pour l'extraction de la fréquence respiratoire.....	37
Figure 16 : Graphiques en barre représentant les pourcentages entre la condition pré et post-exercice respiratoire pour les paramètres de fréquence cardiaque (FC), énergie spectrale de hautes fréquences (HF) et basses fréquences (LF) et le RMSSD ; couché (gauche) et debout (droite). Moyenne ± écart-type. ***(p<0.001), **(p<0.01), *(p<0.05) effet principal significatif différent de pré.....	46
Figure 17 : Graphique selon la méthode de Bland-Altman pour les paramètres de fréquence cardiaque (FC), hautes fréquences (HF), basses fréquences (LF) et le RMSSD ; en position couchée (gauche) et debout (droite). Comparaison du jour 1 vs 2 en bleu ; jour 1 vs 3 en vert, et jour 2 vs 3 en orange. ....	49
Figure 18 : Illustration du changement de bande de fréquences suivant la fréquence respiratoire naturelle du participant pendant l'enregistrement. La fréquence respiratoire du participant de gauche	

est dans la bande HF, tandis que la fréquence de celui de droite est plus lente et change dans la bande LF.....59

Figure 19 : A. Exemple d'un participant où la baisse de la fréquence respiratoire change de bande de fréquence après l'exercice respiratoire comparé à avant (à gauche : pré, au centre : post). La fréquence respiratoire pré se trouve dans la bande des HF, tandis que la fréquence post reste dans la bande LF. B. Fréquence respiratoire d'un participant oscillant entre les deux bandes de fréquences pendant un enregistrement, avec une moyenne se situant dans la bande HF. ....61

Figure 20 : Captures d'écran de la fonction « exercice de respiration » sur l'application InCORPUS®. A. Illustration de l'inspiration et l'expiration guidées par le cercle. B. Les différents réglages possibles. ....67



## Liste des tableaux

Tableau 1 : Tableau résumant les quatre types de fatigue identifiés par Schmitt et al. (2015), une baisse du paramètre est symbolisée par un ‘-‘ et une augmentation par un ‘+’.....	24
Tableau 2 : Résumé des fréquences respiratoires et ratios pour chaque séance. ....	36
Tableau 3 : Valeurs mesurées couché pour les différents paramètres de HRV, avant et après la respiration libre lors des séances de familiarisation. Moyenne ± écart-type. ***( $p < 0.001$ ), **( $p < 0.01$ ), *( $p < 0.05$ ) différences significatives pré-post (comparaison des valeurs en pourcentage ( $\Delta$ )). ....	41
Tableau 4 : Valeurs mesurées debout pour les différents paramètres de HRV, avant et après la respiration libre lors des séances de familiarisation. Moyenne ± écart-type. ***( $p < 0.001$ ), **( $p < 0.01$ ), *( $p < 0.05$ ) différences significatives pré-post (comparaison des valeurs en pourcentage ( $\Delta$ )). ....	42
Tableau 5 : Valeurs mesurées en décubitus pour les différents paramètres de HRV en fonction des exercices respiratoires (ER) et de la condition (pré, post). Moyenne ± écart-type. ***( $p < 0.001$ ), **( $p < 0.01$ ), *( $p < 0.05$ ), effet principal significatif différent de pré (comparaison des valeurs totales en pourcentage ( $\Delta$ )). ....	44
Tableau 6 : Valeurs mesurées debout pour les différents paramètres de HRV en fonction des exercices respiratoires (ER) et de la condition (pré, post). Moyenne ± écart-type. ***( $p < 0.001$ ), **( $p < 0.01$ ), *( $p < 0.05$ ), effet principal significatif différent de pré (comparaison des valeurs totales en pourcentage ( $\Delta$ )). ....	45
Tableau 7 : Valeurs calculées en position couchée de la méthode Bland-Altman (différence des moyennes, biais, erreur et limite d’agrément (LoA)) ; coefficient de variation (CV) et coefficient de corrélation de Pearson (r) pour les différents paramètres de HRV mesurés lors des trois séances d’ER4. Intervalle de confiance à 95% en dessous de chaque valeur (de – à). ***( $p < 0.001$ ), **( $p < 0.01$ ), *( $p < 0.05$ ) effet principal significatif de r différent de 0. ....	48

Tableau 8 : Valeurs calculées debout de la méthode Bland-Altman (différence des moyennes, biais, erreur et limite d'agrément (LoA)) ; coefficient de variation (CV) et coefficient de corrélation de Pearson (r) pour les différents paramètres de HRV mesurés lors des trois séances d'ER4. Intervalle de confiance à 95% en dessous de chaque valeur (de – à). \*\*\*( $p < 0.001$ ), \*\*( $p < 0.01$ ), \*( $p < 0.05$ ) effet principal significatif de r différent de 0..... 48

# 1. Introduction

## 1.1 Variabilité de la fréquence cardiaque

### 1.1.1 Définition

Lors de l'observation de l'activité électrique du muscle cardiaque avec un électrocardiogramme (ECG), différents pics apparaissent. Ces pics correspondent à une dépolarisation ou repolarisation des oreillettes et ventricules du cœur (Figure 1). Le complexe QRS correspond à la dépolarisation des ventricules (Achten & Jeukendrup, 2003 ; Kenney et al., 2017) ce qui a pour effet d'éjecter le sang du cœur (le sang pauvre en oxygène en direction des poumons et le sang oxygéné à travers l'aorte vers les organes du corps). On peut mesurer le temps en millisecondes (ms) entre deux pics R, temps défini comme l'*intervalle RR*. La fréquence cardiaque (FC) correspond au nombre de contractions cardiaques par minute (Shaffer & Ginsberg, 2017), c'est-à-dire au nombre de pics R ; tandis que la variabilité de la fréquence cardiaque (HRV ; *en anglais : heart rate variability*) est définie par la variation de la longueur des intervalles RR successifs, c'est-à-dire du temps entre les battements cardiaques (Achten & Jeukendrup, 2003 ; Besson et al., 2020).

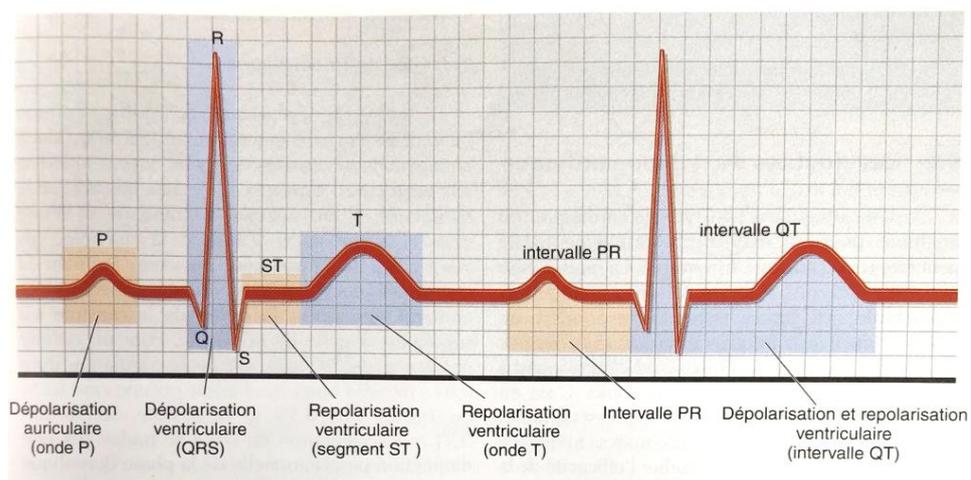


Figure 1 : Tracé d'un ECG avec l'onde P, le complexe QRS et l'onde T. Figure tirée du livre de Kenney et al. (2017).

Ainsi, lorsque le temps entre chaque battement s'allonge, la FC baisse, et inversement : la FC augmente lorsque les intervalles RR se raccourcissent. Bien qu'en général la FC soit stable, le temps entre chaque battement n'est

quant à lui pas régulier (Achten & Jeukendrup, 2003 ; Besson et al., 2020), comme l'illustre la Figure 2.

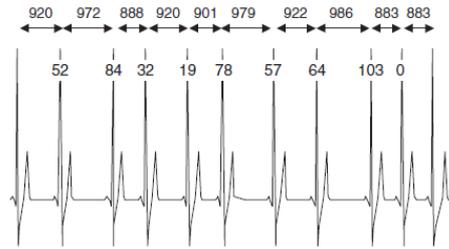


Figure 2 : Illustration de la variabilité de temps entre chaque intervalle RR. La première ligne représente le temps en millisecondes ; et la seconde ligne, la différence de temps entre deux intervalles RR adjacents. Figure tirée de l'article d'Achten & Jeukendrup (2003).

### 1.1.2 HRV et système nerveux autonome

Le cœur possède la capacité d'avoir une activité électrique qui lui est propre (grâce au tissu nodal et aux cellules pacemaker), ce qui signifie qu'un cœur dénervé continue de battre. Sa fréquence cardiaque intrinsèque sera alors d'environ 100 battements par minute (bpm). En plus de l'activité automatique du muscle cardiaque, la fréquence cardiaque est régulée par le système nerveux autonome (ou végétatif) et le système endocrinien (Kenney et al., 2017).

Le système nerveux autonome contrôle de nombreuses fonctions du corps humain de manière inconsciente, dans le but de maintenir l'homéostasie et faire face aux conditions environnementales (Figure 3.A). Il se compose de deux branches : le système nerveux parasympathique et le système nerveux sympathique (ou orthosympathique). Ces deux systèmes ont des effets souvent antagonistes mais ils travaillent de manière complémentaire et interagissent entre eux (Aubert et al., 2003 ; Kenney et al., 2017 ; Task Force, 1996). Les nerfs du système nerveux autonome innervant le cœur sont à la fois afférents et efférents (Aubert et al., 2003).

Le système nerveux parasympathique (SNP) est dominant au repos (Task Force, 1996). Il favorise le stockage d'énergie et la récupération. Le SNP a « un rôle de frein vagal » (Besson et al., 2020, p. 1432) et son activation va ralentir la FC et la force de contraction du cœur (Besson et al., 2020 ; Kenney et al., 2017). Les voies parasympathiques prennent leurs origines dans le tronc

cérébral, et les centres d'intégration (ganglions) se trouvent près des organes. Le neurone préganglionnaire est donc plus long que le neurone postganglionnaire (Souza Neto et al., 2003). Le SNP agit sur le muscle cardiaque en relâchant de l'acétylcholine via le nœud sinusal et le nœud auriculo-ventriculaire par le nerf vague (Task Force, 1996). « Le nœud sinusal étant riche en acétylcholinestérase, l'effet de toute impulsion vagale est bref car l'acétylcholine est rapidement hydrolysée » (Task Force, 1996, p. 365 [traduction personnelle]). Son délai d'action est de moins d'une seconde (Shaffer & Ginsberg, 2017).

Le système nerveux sympathique (SNS) est dominant lors d'une activité physique ou cognitive. Il favorise la dépense énergétique et il est actif lorsque le corps est en situation d'alerte. Son activation va permettre, grâce à une accélération de la dépolarisation diastolique, d'augmenter la fréquence et la force de contraction du myocarde (Kenney et al., 2017 ; Task Force, 1996). Les voies sympathiques prennent leur origine dans la moelle épinière et leurs centres d'intégration (ganglions) se situent dans la colonne vertébrale ; les neurones post-ganglionnaires sont donc plus longs que les neurones préganglionnaires (Souza Neto et al., 2003). Le nerf sympathique se répartit sur tout le myocarde (Figure 3.B) (Aubert et al., 2003). L'activation du SNS est médiée par l'acétylcholine avant les ganglions, puis par la noradrénaline (Kenney et al., 2017). Le délai d'activation du SNS se fait via un messenger intracellulaire libéré lors de la sécrétion de noradrénaline, ce mécanisme allonge le temps d'activation et d'inactivation à 3 à 5 secondes environ (Kenney et al., 2017 ; Shaffer & Ginsberg, 2017).

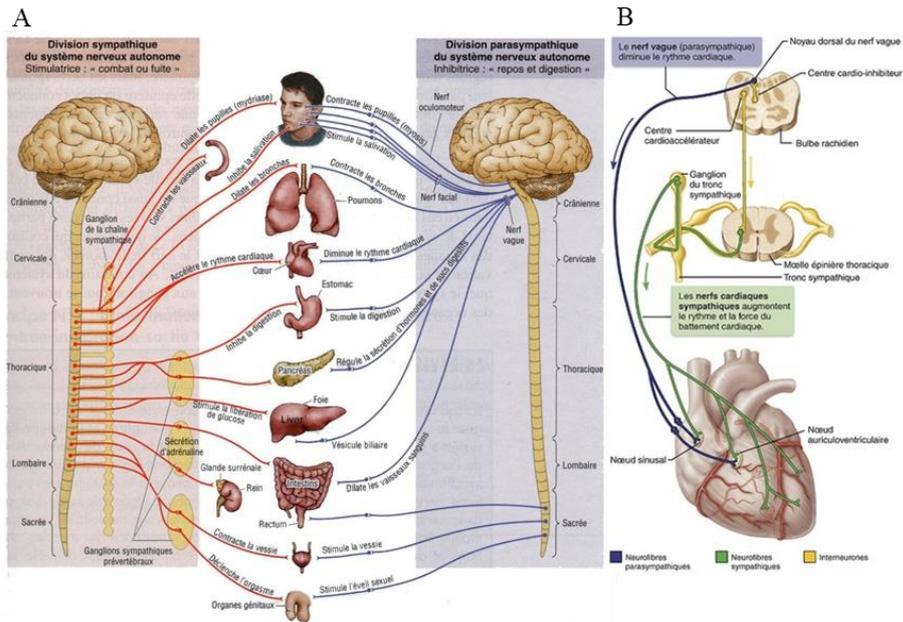


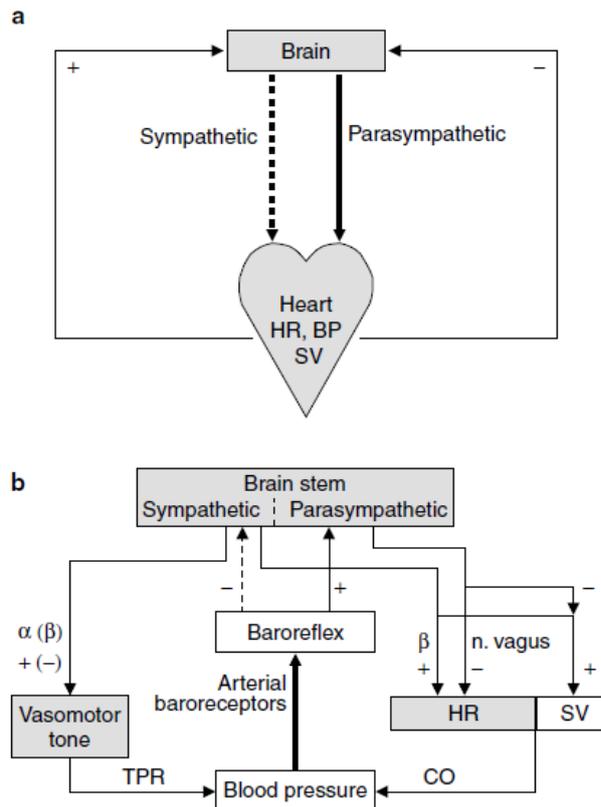
Figure 3 : A. Schéma du système nerveux autonome avec les organes innervés par la branche sympathique (gauche) et parasympathique (droite). B. Innervation du cœur par le nerf cardiaque sympathique et le nerf vague (parasympathique). Source de la Figure A : Kolb, *Cerveau et comportement*, 2ème Ed., 2006, p. 105. à l'adresse [https://www.researchgate.net/figure/Systeme-nerveux-autonome-Schema-montrant-les-deux-parties-et-les-deux-voies-du-SNA-A\\_fig4\\_267507690](https://www.researchgate.net/figure/Systeme-nerveux-autonome-Schema-montrant-les-deux-parties-et-les-deux-voies-du-SNA-A_fig4_267507690) et de la Figure B : <https://quizlet.com/286637083/6-innervation-du-coeur-flash-cards/>.

Le système endocrinien augmente la fréquence cardiaque par la libération d'hormones. Ces hormones sont libérées suite à l'activation sympathique et permettent de potentialiser l'effet du SNS. Cependant, c'est le système nerveux autonome qui contrôle majoritairement la fréquence cardiaque (Task Force, 1996).

Rosenblueth & Simone (1934) ont décrit la fréquence cardiaque comme étant le résultat de l'interaction entre la FC intrinsèque, le SNS et le SNP.

$$FC = FC_{intrinsèque} * SNS * SNP$$

La Figure 4 illustre les influences des branches sympathique et parasympathique sur le cœur de deux manières.



**Fig. 1.** (a) A very simple model illustrating the influence of the sympathetic (increase in heart rate) and parasympathetic (decrease in heart rate) nervous activity on heart rate, the so called 'balance model'. (b) A more elaborate working model of cardiovascular control mechanisms of HR, BP and the feedback mechanism from the baroreflex. This illustrates independent actions of the vagal,  $\alpha$ - and  $\beta$ -sympathetic systems. Their action can be assessed by measuring heart rate variability, blood pressure variability and the baroreflex mechanism. The parasympathetic activity is responsible for the bradycardia accompanying baroreceptor stimulation and for the tachycardia accompanying baroreceptor deactivation, with the sympathetic nervous system also playing a minor role. BP = blood pressure; CO = cardiac output; HR = heart rate; n. vagus = nervus vagus; SV = stroke volume; TPR = total peripheral resistance;  $\alpha$  =  $\alpha$ -sympathetic system;  $\beta$  =  $\beta$ -sympathetic system.

Figure 4 : Influences du système nerveux autonome sur le muscle cardiaque. Figure tirée de l'article d'Aubert et al. (2003).

Au repos, la FC des individus se trouve en dessous de la fréquence cardiaque intrinsèque (100 bpm) : il y a donc une prédominance du SNP. Toute augmentation de la fréquence cardiaque, par exemple lors d'une activité physique, est d'abord marquée par la levée de l'inhibition du SNP, puis, au-delà de 100 bpm, par l'activation du SNS (Kenney et al., 2017).

Lors de l'observation des intervalles RR en fonction du temps (tachogramme), il est possible d'observer la prédominance du SNS ou SNP grâce à leurs propriétés respectives. En effet, de brusques variations (pics

amples et rapprochés) sont le reflet du SNP car ce dernier a un délai d'action rapide ; et inversement pour le SNS.

L'analyse de HRV permet de donner une « évaluation indirecte du contrôle cardiaque par le système nerveux autonome » (Schmitt et al., 2015, p. 999 [traduction personnelle]). Elle est ainsi définie comme une mesure non-invasive de la régulation autonome du myocarde qui permet d'évaluer indirectement la balance sympatho-vagale (Achten & Jeukendrup, 2003 ; Billman, 2011 ; Buchheit, 2014 ; Millet, 2019).

### 1.1.3 Utilisation

L'analyse de HRV a dans un premier temps été développée dans le monde de la santé et plus particulièrement dans le suivi du stress fœtal (Besson et al., 2020). À la fin des années 80, cette méthode s'est répandue en cardiologie en raison de son lien avec le risque de mortalité, d'évènements cardiaques et de décès chez des patients asymptomatiques (Achten & Jeukendrup, 2003). Les études montrent qu'une faible variabilité corrèle au risque de décès soudain (Billman, 2011) et augmente la probabilité de développer des maladies coronariennes et cardiovasculaires (Kenney et al., 2017). Shaffer & Ginsberg (2017, p. 8 [traduction personnelle]) résumant ainsi : « le dysfonctionnement du système nerveux autonome est un dénominateur commun systémique de la mauvaise santé (augmentation de la production sympathique) et il est associé à des maladies aiguës et chroniques ; c'est un facteur de risque pour des problèmes de santé aussi graves que la survie au cancer, les maladies cardiovasculaires et l'infarctus du myocarde, les accidents vasculaires cérébraux et la mortalité générale » . *A contrario*, une variabilité élevée des intervalles RR est le signe d'une bonne santé physique et mentale (Besson et al., 2020 ; Task Force, 1996). En effet, « la HRV reflète la capacité d'adaptation du cœur à détecter et à répondre rapidement à des stimuli non-prévisibles » (Kenney et al., 2017, p. 198).

Cette méthode est aujourd'hui utilisée dans de nombreux contextes tels que la diabétologie, la psychiatrie et le sport. L'utilisation de la HRV dans le domaine sportif a suivi un essor important lors des dernières années, et plus

particulièrement dans les sports d'endurance. Cet outil est utilisé pour le suivi de la fatigue chez le sportif et le monitoring de l'entraînement (Achten & Jeukendrup, 2003 ; Besson et al., 2020).

Les améliorations en endurance suite à un entraînement guidé par HRV semblent être accrues, comparées à un programme d'entraînement traditionnel (Kiviniemi et al., 2007, 2010 ; Stanley et al., 2013a, dans Buchheit, 2014). Cette méthode adapte le contenu de l'entraînement en fonction de la variabilité mesurée le jour même. Le principe est d'éviter de s'entraîner à de hautes intensités lorsque les paramètres HRV liés au SNP sont diminués (Kiviniemi et al., 2007, 2010 ; Stanley et al., 2013a, dans Buchheit, 2014). En effet, cette baisse des paramètres HRV liés au SNP reflète le temps de récupération et de retour à l'homéostasie à la suite d'un entraînement intense, et il ne serait pas bénéfique d'augmenter ce déséquilibre avec un entraînement trop intense (Stanley et al., 2013a, dans Buchheit, 2014).

#### *1.1.4 Méthode d'acquisition de données*

L'activité du système nerveux autonome étant très sensible aux conditions environnementales (bruit, lumière, température, etc.), il est important de standardiser les conditions d'enregistrement des mesures de HRV (Buchheit, 2014). Ainsi, des variations de HRV peuvent être imputées au stress engendré par l'entraînement et non à d'autres événements (Buchheit, 2014). En 1996, une Task Force internationale a établi un consensus, afin de standardiser les mesures et analyses de HRV (Task Force, 1996).

La mesure de HRV consiste, dans un premier temps, à enregistrer une série d'intervalles RR dans des conditions stables. Plusieurs outils tels que l'Holter, l'ECG, ou plus récemment certaines ceintures de fréquence cardiaque (adaptée pour une utilisation de terrain) permettent d'enregistrer ces intervalles RR. Il est possible de mesurer la variabilité cardiaque au repos ou à l'effort. Plusieurs protocoles d'acquisition de données ont été établis : 24 heures, court-terme (environ 5 à 10 minutes) ou très-court-terme (< 5 minutes) (Besson et al., 2020). Les enregistrements de 24 heures sont plutôt utilisés en médecine pour évaluer les risques cardiaques tandis que, pour des

soucis de praticabilité, les sportifs se tournent plutôt vers des mesures à court terme. Buchheit (2014) relève que la méthode la plus répandue consiste à effectuer une mesure de cinq-dix minutes, le matin au réveil. Il ajoute que la tendance dans la littérature est d'enregistrer la HRV en position couchée et debout. En effet Schmitt et al. (2013) préconisent l'utilisation du test orthostatique (c'est-à-dire effectuer une mesure, d'abord en position couchée, puis debout) pour évaluer le profil énergétique du sportif (voir paragraphe 1.2.4 Fatigue et HRV). Mais la position assise est également utilisée, par confort ou pour éviter l'assoupissement (Buchheit, 2014). À noter que les données enregistrées sur 24h ne peuvent pas être comparées à celles effectuées sur le court terme, car elles ne représentent pas les mêmes réponses physiologiques (Besson et al., 2020 ; Shaffer & Ginsberg, 2017).

La fréquence des tests matinaux dépend des besoins et de la compliance des sportifs. Buchheit (2014) conseille aux sportifs d'endurance d'effectuer trois à quatre mesures par semaine et d'ajouter un test pendant l'exercice, à cause du risque accru de développer chez eux un état de surentraînement. Cependant, il n'est pas réaliste de tester les sports collectifs à de telles fréquences. Ces derniers préféreront l'enregistrement de la HRV pendant l'exercice (Buchheit, 2014).

#### *1.1.5 Analyse de la HRV*

Avant de procéder à l'analyse des données proprement dite, il est important de s'assurer de la qualité du signal enregistré. Si un enregistrement contient trop d'artefacts, aucune analyse ne doit être effectuée (Besson et al., 2020). Si le signal est bon, alors les battements anormaux, c'est-à-dire ceux qui ne correspondent pas à la dépolarisation du nœud sinusal (pic R), doivent d'abord être supprimés (Aubert et al., 2003 ; Billman, 2011 ; Shaffer & Ginsberg, 2017). Le signal est alors appelé « intervalle normal à normal » (NN) et représente exactement et uniquement les intervalles RR. Les analyses sont alors réalisées sur ce signal corrigé.

La HRV peut être étudiée selon deux principaux domaines : le domaine temporel et le domaine fréquentiel (illustré à la fin du paragraphe en Figure

5). Le domaine temporel est largement répandu à cause de la facilité des opérations qui ne nécessitent pas de logiciel spécialisé (Buchheit, 2014). Les paramètres temporels semblent également avoir un coefficient de variation plus faible (Al Haddad et al., 2011, dans Plews et al., 2013). Cependant les analyses fréquentielles apportent plus de détails que les analyses temporelles sur les régulations physiologiques (Billman, 2011 ; Kenney et al., 2017 ; Task Force, 1996). Un cumul de ces deux méthodes est souvent effectué car il augmente la fiabilité des informations (Besson et al., 2020).

Le domaine temporel informe sur la quantité de HRV (Besson et al., 2020 ; Shaffer & Ginsberg, 2017), et plus particulièrement sur l'amplitude de HRV et le volume total d'énergie (Besson et al., 2020). Il peut être décomposé en deux parties : les analyses statistiques et les analyses graphiques. Les paramètres statistiques suivants sont couramment utilisés :

- L'écart-type des intervalles NN (SDNN ; *en anglais : standard deviation of NN intervals*) en ms. Grâce à sa facilité de calcul, il est l'un des paramètres HRV les plus utilisés (Billman, 2011 ; Task Force, 1996). Cet indice « reflète la variabilité globale du sujet » (Besson et al., 2020, p. 1434). Sur des enregistrements de 24h, le SDNN est le « gold standard » d'estimation des risques cardiaques et un bon prédicteur de morbidité et mortalité (Shaffer & Ginsberg, 2017).
- La racine carrée de la moyenne des différences au carré des intervalles RR successifs (RMSSD ; *en anglais : root mean square of successive RR interval differences*) en ms. Pour cet indice, chaque différence de temps entre deux intervalles NN est élevée au carré. La moyenne est alors calculée, puis la racine carrée de cette moyenne donne le RMSSD (Shaffer & Ginsberg, 2017). Le RMSSD reflète surtout l'activité du SNP (Besson et al., 2020 ; Shaffer & Ginsberg, 2017). Il est « moins sensible à la fréquence respiratoire, au bruit, ainsi qu'aux variations journalières », comparé aux paramètres fréquentiels (Besson et al., 2020, p. 1434). Des valeurs basses de RMSSD sont corrélées à un risque plus élevé de mort subite en épilepsie (Shaffer & Ginsberg, 2017). Ce paramètre est relativement reproductible. Il

présente également l'avantage de pouvoir être calculé sur de très courtes périodes d'enregistrement (1 min) (Buchheit, 2014).

- Lorsqu'une variable ne se distribue pas de façon normale, une transformation logarithmique peut être effectuée (Achten & Jeukendrup, 2003 ; Besson et al., 2020 ; Shaffer & Ginsberg, 2017). Le paramètre sera alors nommé LnRMSSD avec les mêmes propriétés que le RMSSD.
- Le pourcentage d'intervalle NN ayant une différence supérieure à 50 ms (pNN50) (Billman, 2011). Ce paramètre est obtenu en divisant le nombre d'intervalles NN supérieurs à 50 ms par le nombre total d'intervalles NN et en multipliant par cent (Task Force, 1996).

Les analyses graphiques consistent à représenter sur un histogramme la distribution de la durée des intervalles RR puis à calculer différents paramètres (mode, asymétrie et kurtosis) (Aubert et al., 2003). Il est également possible d'effectuer un graphique Poincaré où chaque battement est mis en relation avec le battement suivant. Des indices SD1 et SD2 sont calculés en fonction de la dispersion du graphique. Plus la dispersion des points est grande, plus s'accroît la HRV (Billman, 2011 ; Shaffer & Ginsberg, 2017). Le SD1 est fortement corrélé au RMSSD et représente la variabilité à court terme, donc le SNP (Buchheit, 2014 ; Shaffer & Ginsberg, 2017) tandis que le SD2 représente la variabilité totale. Cette méthode graphique n'est cependant pas répandue dans la littérature.

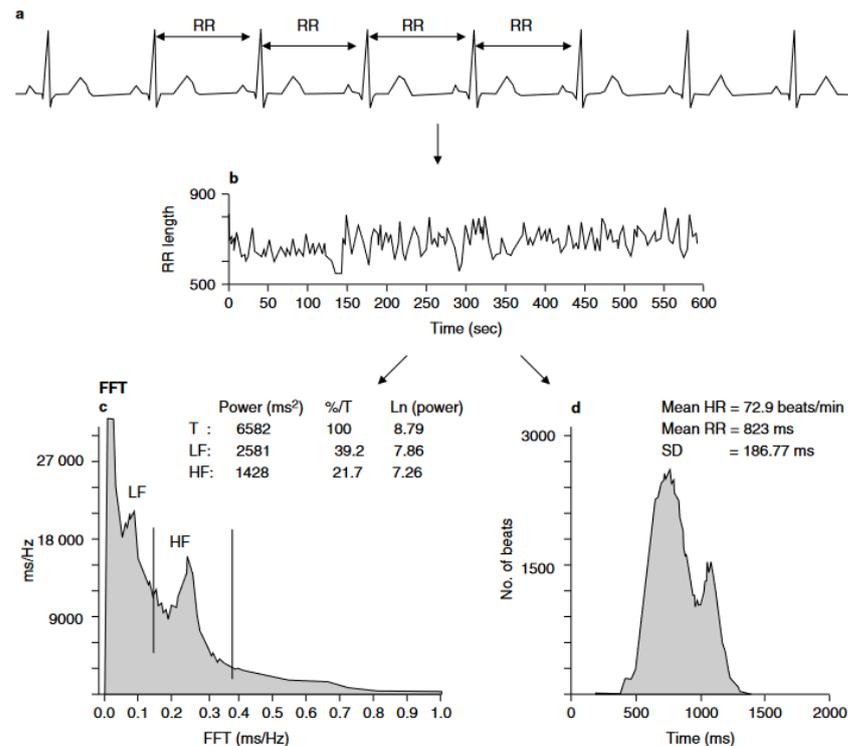
Le domaine fréquentiel donne des renseignements quantitatifs et qualitatifs sur la HRV (Besson et al., 2020). Ces analyses consistent à « quantifier la puissance des fréquences du signal de HRV » (Kenney et al., 2017, p. 198) et d'observer leurs distributions (Task Force, 1996). Le domaine fréquentiel consiste à effectuer une analyse de la puissance spectrale qui décompose le signal en plusieurs composantes sinusoïdales (Aubert et al., 2003). Pour cela, est effectuée une transformée de Fourier rapide sur le signal, puis il est possible de quantifier la puissance spectrale de l'aire sous la courbe de diverses bandes de fréquence (Task Force, 1996). Différents paramètres sont alors calculés en fonction de quatre bandes de fréquences standardisées :

- La puissance spectrale des hautes fréquences (HF ; *en anglais : power spectral density of high frequencies*) calculée dans la bande de fréquence allant de 0.15 à 0.40 hertz (Hz). Cette bande de fréquence est fortement influencée par le SNP (Achten & Jeukendrup, 2003 ; Besson et al., 2020 ; Kenney et al., 2017 ; Shaffer & Ginsberg, 2017). Cette bande est également appelée bande respiratoire (Shaffer & Ginsberg, 2017) car elle correspond à l'arythmie sinusale respiratoire (Besson et al., 2020). Les HF correspondent à la fréquence respiratoire (FR) allant de 9 à 24 respirations par minute (resp/min). Ce paramètre est fortement corrélé au RMSSD (Shaffer & Ginsberg, 2017). Des valeurs basses de HF sont corrélées au stress, à l'anxiété et à la peur (Shaffer & Ginsberg, 2017).
- La puissance spectrale des basses fréquences (LF ; *en anglais : power spectral density of low frequencies*). Cette bande comprend les fréquences de 0.04 à 0.15 Hz. Cette bande de fréquence est le reflet de l'activité des barorécepteurs et du baroréflexe, mais aussi de la respiration à des fréquences inférieures à 9 resp/min (Besson et al., 2020 ; Bourdillon et al., 2018). Les LF reflètent à la fois des influences du SNS et du SNP (Besson et al., 2020 ; Kenney et al., 2017 ; Shaffer & Ginsberg, 2017).
- La puissance spectrale des très basses fréquences (VLF ; *en anglais : power spectral density of very low frequencies*). Cette bande de fréquence allant de 0.0033 à 0.04 Hz traduirait « les mécanismes de régulation à long terme, probablement liés à la thermorégulation » (Kenney et al., 2017, p. 198). Ce paramètre ne doit pas être considéré lors de mesures à court terme (Task Force, 1996). Il est corrélé à toutes les causes de mortalité (Shaffer & Ginsberg, 2017).
- Puissance spectrale des ultra-basses fréquences (ULF, *en anglais : power spectral density of ultra-low frequencies*). Cette bande de fréquence allant de 0.00001 à 0.0033Hz, est uniquement calculée pour des enregistrements de 24h. Elle est influencée par le rythme circadien (Kenney et al., 2017 ; Shaffer & Ginsberg, 2017).

Tous les paramètres fréquentiels sont calculés en millisecondes au carré ( $\text{ms}^2$ ). Cependant, les paramètres peuvent être transformés en unité normalisée (un), en calculant la proportion des HF ou LF en fonction de la puissance totale (sans prendre en compte VLF) (Task Force, 1996), ce qui permet de comparer des individus entre eux (Shaffer & Ginsberg, 2017).

À partir de ces paramètres-ci, divers autres paramètres peuvent être calculés dont :

- La puissance totale de HRV, en additionnant les LF et HF (LF+HF).
- Le ratio LF/HF. Ce ratio serait un « index de la balance sympathovagale » (Kenney et al., 2017, p. 198) mais sa signification reste controversée dans la littérature (Billman, 2013).



**Fig. 2.** Analysis of heart rate variability. Calculation of consecutive RR intervals (a) on the ECG, results in the tachogram (b) that can be analysed in the frequency domain (c) and the time domain (d). The spectral analysis (c) and the histogram (d) are results from a 24-hour Holter recording. The histogram shows two peaks: one is around 1100ms, which corresponds to mean heart rate at night, and the other is around 750ms, which corresponds to mean heart rate during the day. FFT = fast Fourier transform; HF = high frequency; HR = heart rate; LF = low frequency; Ln = natural logarithm; T = total.

Figure 5 : Résumé de l'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque avec, à gauche, (c) l'analyse fréquentielle. La transformée de Fourier rapide fait ressortir les différentes fréquences du signal avec la bande LF et HF. Et l'analyse temporelle à droite (d) avec un exemple d'analyse graphique (histogramme). Figure tirée de l'article d'Aubert et al. (2003).

### 1.1.6 *Interprétation des analyses*

Il est nécessaire de prendre en compte les caractéristiques individuelles et le contexte de récolte de données lors de l'interprétation des analyses de HRV, car ces éléments peuvent grandement influencer les valeurs mesurées (Besson et al., 2020 ; Plews et al., 2013 ; Shaffer & Ginsberg, 2017). Les caractéristiques individuelles telles que l'âge, le sexe, l'indice de masse corporelle, la santé, la médication et la condition physique engendrent une variabilité interindividuelle élevée des valeurs de HRV. À ces éléments s'ajoute l'influence du contexte de récolte des données : position, heure, durée et matériel d'enregistrement, mouvements et pensées pendant l'enregistrement, contexte environnemental (bruit, lumière, chaleur, etc.), repas/boisson et entraînement préalable, fréquence et amplitude respiratoire. La standardisation de ces facteurs permettra d'imputer la variation des mesures à un changement réel et non lié au contexte de mesure, ceci permettant ainsi une comparaison intra-individuelle valide (Besson et al., 2020). La reproductibilité des mesures de HRV est moyenne, en raison de la sensibilité à ces facteurs du système nerveux autonome et de sa variabilité au jour le jour (Besson et al., 2020). C'est pourquoi il peut être préférable de moyenniser des mesures (Plews et al., 2013).

Les paragraphes suivants détaillent les effets de quelques facteurs.

#### *Age*

La HRV diminue avec l'âge ; les enfants ont des valeurs plus élevées. On observe avec les années un déclin des paramètres du domaine temporel (Achten & Jeukendrup, 2003 ; Shaffer & Ginsberg, 2017).

#### *Sexe*

Les femmes ont en général une variabilité plus faible que les hommes (Achten & Jeukendrup, 2003). En effet, des valeurs inférieures de SDNN, puissance totale, VLF et LF ont été constatées chez les individus de sexe féminin (Achten & Jeukendrup, 2003 ; Shaffer & Ginsberg, 2017). Shaffer & Ginsberg (2017) relèvent également qu'elles auraient une puissance HF plus élevée. Ainsi, les « femmes montreraient une dominance vagale relative, malgré une FC moyenne plus élevée, et les hommes une dominance du SNS

relative, malgré leur FC plus faible » (Shaffer & Ginsberg, 2017, p. 8 [traduction personnelle]).

### *Activité physique*

Les personnes entraînées en endurance semblent avoir des valeurs de HRV supérieures à celles des sédentaires (Achten & Jeukendrup, 2003 ; Aubert et al., 2003 ; Kenney et al., 2017), en particulier pour les paramètres temporels et les HF (Achten & Jeukendrup, 2003 ; Kenney et al., 2017). La balance du système nerveux autonome serait également modifiée par l'exercice régulier (Task Force, 1996). La  $VO_{2max}$  corrèle positivement avec la HRV (Achten & Jeukendrup, 2003).

### *Position*

En position couchée, il y a une dominance du SNP. Cela induit une fréquence cardiaque basse et une augmentation de la puissance totale (Achten & Jeukendrup, 2003). Lorsqu'une personne se lève, son sang va se déplacer vers le bas à cause de la pesanteur. Afin de réguler la pression artérielle est d'amener du sang dans tout le corps, l'activité sympathique va augmenter (Besson et al., 2020). Cela peut induire un léger risque de malaise vagal chez l'individu. Ces influences respectives du SNP et SNS en fonction de la position apparaissent clairement lors de l'observation du tachogramme. Sur la Figure 6, les cinq premières minutes sont en position couchée, l'amplitude des intervalles RR est élevée, tandis que la deuxième partie est debout, car la FC est plus haute (intervalles RR diminués) et la diminution de leur amplitude représente la prédominance de l'activité sympathique.

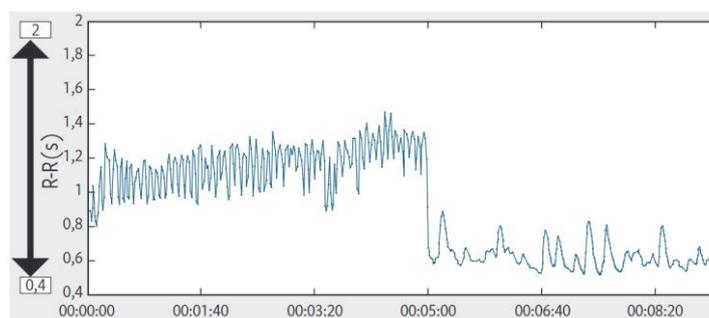


Figure 6 : Différence de profil des intervalles RR en fonction de la position couchée (cinq premières minutes) et debout (fin de l'enregistrement) en lien avec une prédominance parasympathique (couchée) et sympathique (debout). Figure tirée de l'article de Besson et al. (2020).

## *Respiration*

La FR et l'amplitude respiratoire, de par leurs effets sur l'arythmie sinusale respiratoire (voir paragraphe 1.4.1 Arythmie sinusale respiratoire et baroréflexe), influencent grandement les intervalles RR et donc la HRV (Achten & Jeukendrup, 2003 ; Besson et al., 2020 ; Billman, 2011). Alors qu'une diminution de la FR ou une augmentation du volume respiratoire auront pour effet d'augmenter la variabilité des intervalles RR et donc la HRV, une augmentation de la FR ou une diminution du volume respiratoire induiront l'effet opposé (Billman, 2011). Ainsi, toute modification du patron ventilatoire influence les résultats de l'analyse fréquentielle, et plus particulièrement les LF et HF. En effet, une respiration à une fréquence inférieure à 9 cycles par minute (c'est-à-dire 0.15 Hz) se trouve dans la bande des LF (ce qui a pour effet de diminuer les HF et d'augmenter les LF). C'est pour cette raison que peuvent être effectuées des modifications des limites entre les bandes LF et HF (Besson et al., 2020), suivant la fréquence respiratoire de la population cible ; par exemple, pour les sportifs d'endurance qui ont une fréquence respiratoire inférieure aux sédentaires ou chez les enfants (0.24 à 1.04 Hz) (Shaffer & Ginsberg, 2017). Achten & Jeukendrup (2003) relèvent que les plus hautes puissances totales sont obtenues à une FR entre six et dix cycles par minute et elle tend à diminuer lors de fréquences plus rapides.

## **1.2 Fatigue**

### *1.2.1 Principe d'entraînement et définition de la fatigue*

De nos jours, les programmes d'entraînement efficaces alternent des périodes d'entraînement intense où la performance diminue, avec des périodes de récupération. Cette fatigue aigue engendrée par un entraînement ou un bloc d'entraînement intense va perturber l'homéostasie. Mais grâce à un période de repos adéquate, les fonctions vont se restaurer, ce qui pourra engendrer une adaptation positive et une amélioration des performances suite à l'entraînement (phénomène de surcompensation illustré en Figure 7) (McGuigan, 2017 ; Meeusen et al., 2013). Ce phénomène est nommé

surmenage fonctionnel (FOR ; *en anglais : functional overreaching*) et les sportifs et entraîneurs recherchent volontairement cette fatigue lors de leurs entraînements.

### Overload-principe: Supercompensation



Figure 7 : Principe de surcompensation. Figure tirée de la présentation de Kurunmäki (2007).

Cependant, si l'entraînement devient trop intense et si la période de récupération est inadéquate, l'équilibre va se rompre. Le stress de l'entraînement sera majoré et perturbera longuement l'homéostasie du sportif. La personne ressentira alors un état de fatigue chronique, ce qui engendrera une baisse de ses capacités et performances (Meeusen et al., 2013). Le sportif atteint alors un état de surmenage non-fonctionnel ou surmenage extrême (NFOR ; *en anglais : nonfunctional overreaching*). L'état de surmenage, fonctionnel ou non, a été défini comme « une accumulation de stress lié ou non à l'entraînement, entraînant une diminution à court terme de la capacité de performance, avec ou sans signes et symptômes physiologiques et psychologiques connexes d'inadaptation, la restauration de la capacité de performance pouvant prendre de plusieurs jours à plusieurs semaines » (Kreider et al., 1998, dans Meeusen et al., 2013, p. 187 [traduction personnelle]). Les symptômes du FOR ne sont pas sévères et si une récupération adéquate est observée, le FOR peut être suivi d'une amélioration des performances (Meeusen et al., 2013). Mais si l'athlète ne respecte pas suffisamment la période de repos, la fatigue va augmenter, pour atteindre un état de NFOR.

Lorsque l'état de NFOR se prolonge dans le temps (Achten & Jeukendrup, 2003) et qu'il s'aggrave, il peut s'ensuivre un « état de surentraînement » ou

« syndrome de surentraînement » (OTS ; *en anglais : overtraining syndrome*). La difficulté réside dans le fait que les états de NFOR et de OTS sont caractérisés par les mêmes symptômes, mais le temps nécessaire à la restauration des capacités et des performances suite au OTS peut prendre des mois voire des années (Meeusen et al., 2013). Le sportif peut même ne jamais récupérer son niveau initial (Firstbeat Technologies Ltd, 2015), et cela peut engendrer la fin de sa carrière (Schmitt et al., 2013). « Le surentraînement est un état caractérisé par des baisses de performance, accompagnées de perturbations psychologiques qui persistent pendant une période prolongée malgré des réductions significatives de la charge d’entraînement » (McGuigan, 2017, p. 6 [traduction personnelle]).

Meeusen et al. (2013) ont décrit le développement de ces différents états de fatigue comme étant sur un continuum (Figure 8). À gauche, un état de non-fatigue (pas illustré sur le schéma), puis dans l’ordre les états de fatigue aigue, FOR, NFOR et OTS.

PROCESS	TRAINING	INTENSIFIED		
	(overload)	TRAINING →		
OUTCOME	ACUTE FATIGUE	FUNCTIONAL OR (short-term OR)	NON-FUNCTIONAL OVERREACHING (extreme OR)	OVERTRAINING SYNDROME (OTS)
RECOVERY	Day(s)	Days – weeks	Weeks – months	Months - ...
PERFORMANCE	INCREASE	Temporary performance decrement (e.g., training camp)	STAGNATION DECREASE	DECREASE

Figure 8 : Les différents états de fatigue placés sur un continuum. Figure tirée de l'article de Meeusen et al. (2013).

Habituellement, à cause d’une mauvaise gestion de la charge d’entraînement et du temps de récupération (Besson et al., 2020), la fatigue chronique s’installe, mais il est important de souligner que ce déséquilibre n’en est pas l’unique cause. En effet, des facteurs de stress internes et externes peuvent s’additionner au stress physiologique de l’entraînement et générer un déséquilibre (Achten & Jeukendrup, 2003). Il est possible de se représenter cette balance avec, d’un côté les contraintes et le stress de la vie quotidienne

du sportif – tels que par exemple la charge d’entraînement physique et sa monotonie ; stress de la compétition ; troubles de sommeil ; stress environnemental (chaleur, humidité, froid, altitude) ; stress psychologique ; malnutrition ; déménagement ; problèmes sociaux, personnels et financiers (Meeusen et al., 2013) – et, de l’autre côté de la balance, la récupération et le repos. Cette balance qui représente l’état de forme du sportif, peut être momentanément déséquilibrée, et sans conséquences si un rééquilibrage est effectué ; mais si le déséquilibre se prolonge, la fatigue chronique s’installera et altérera les fonctions et capacités du sportif. Meeusen et al. (2013, p. 189 [traduction personnelle]) décrivent le OTS comme étant « le reflet de la tentative du corps humain à faire face aux facteurs de stress physiologiques et d’autres facteurs de stress ».

McGuigan (2017) illustre l’interaction entre l’athlète et les facteurs potentiellement stressants, pouvant mener à des états de surmenage et surentraînement (Figure 9). On remarque les éléments stressants de la vie de l’athlète ainsi que les éléments influençant la charge d’entraînement : volume, intensité, durée, fréquence et type d’exercice.

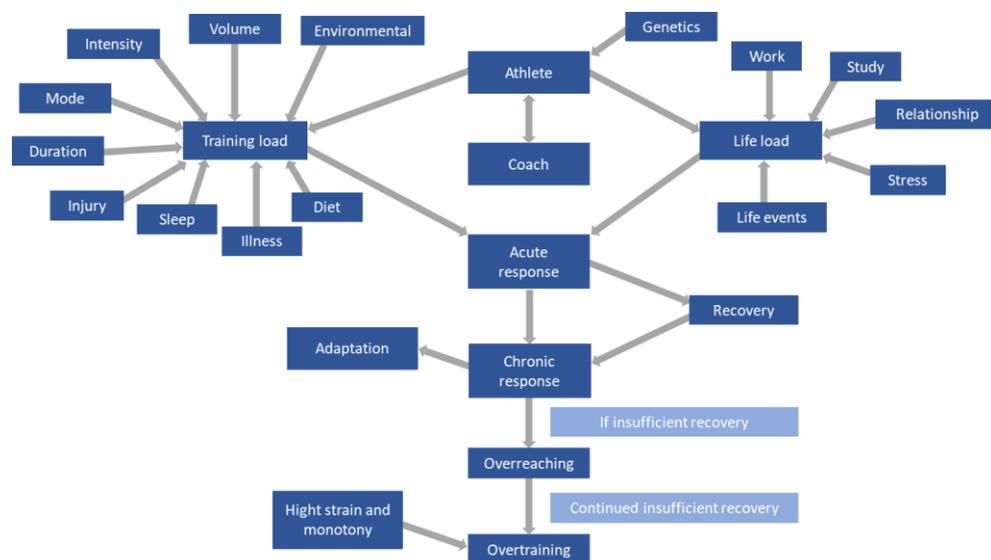


Figure 9 : Facteurs affectant la charge d’entraînement et leur relation au surmenage et surentraînement. Figure tirée du livre de McGuigan (2017).

### *1.2.2 Symptômes, diagnostic et prévalence*

Lors de NFOR, le symptôme principal est la diminution des performances dans le sport exercé, souvent accompagné par des perturbations psychologiques (diminution de la vigueur, augmentation de la fatigue et apparition précoce) ainsi que d'un dérèglement hormonal (Meeusen et al., 2013). En effet, lorsque survient une situation stressante, le système endocrinien et le système nerveux autonome vont réagir pour maintenir l'homéostasie, par exemple en produisant des hormones tels qu'adrénaline, noradrénaline et cortisol. Cependant, une exposition prolongée au stress va altérer les réponses à des stimuli stressants futurs, par exemple en sur- ou sous-réagissant (Meeusen et al., 2013). Changements d'humeurs, douleurs musculaires et troubles du sommeil peuvent également apparaître lors d'un surmenage (Achten & Jeukendrup, 2003 ; Meeusen et al., 2013).

L'OTS présente des signes et symptômes identiques à ceux du NFOR. Bien qu'en général ils soient plus sévères, il n'existe pas de preuves scientifiques à ce sujet (Meeusen et al., 2013). De plus, le développement des symptômes diffère d'un individu à l'autre.

La difficulté du diagnostic de surmenage ou de surentraînement repose sur ce fait : les symptômes cités précédemment peuvent également être causés par d'autres éléments tels que, maladies ou infections (anémie, Virus d'Epstein-Barr, maladie de Lyme, diabète, symptômes cardiologiques, problèmes à la thyroïde ou à la glande surrénale, etc.) ; troubles alimentaires (apport inadapté en glucide ou protéine, anorexie et boulimie) ; allergies ; asthme ; stress psychologique, etc. (Meeusen et al., 2013). Comme il n'existe aucun marqueur spécifique permettant de diagnostiquer un NFOR ou un OTS, la marche à suivre consiste donc à éliminer une à une toutes les autres causes possibles de cette fatigue (McGuigan, 2017 ; Meeusen et al., 2013). « Par conséquent, si aucune explication des changements observés ne peut être trouvée, le diagnostic de OTS est posé » (Meeusen et al., 2013, p. 188 [traduction personnelle]). Ce processus prend du temps et ne permet pas de différencier le NFOR et OTS. Leur distinction réside donc sur le temps de récupération nécessaire, et pourra être donné seulement rétrospectivement (Meeusen et al., 2013).

Les phénomènes de NFOR et OTS peuvent survenir dans tous les sports, qu'ils soient d'endurance, d'anaérobie ou de force. Il est difficile d'estimer leur prévalence, notamment à cause de la difficulté de diagnostic. Les études dans ce domaine sont souvent effectuées de manière observationnelle car, lors d'une recherche, il n'est pas éthique d'induire de tels niveaux de fatigue chez des individus. Il semble que la prévalence de NFOR et de OTS chez les sportifs d'endurance serait de 10%, mais d'autres estimations donnent des chiffres beaucoup plus élevés (Meeusen et al., 2013). Des études estiment qu'environ 60% des coureurs à pied auraient fait l'expérience d'OTS durant leur carrière.

Haute prévalence chez les jeunes sportifs, également. Une étude sur des jeunes suédois issus de seize sports a estimé un pourcentage de OTS de l'ordre de 37%. De plus, il semble que le risque de récurrence soit également élevé. En effet, 91% des nageurs ayant développé un OTS pendant leur première année de collège ont vécu un deuxième OTS dans les trois années suivantes ; tandis que 34% des nageurs n'ayant pas eu de OTS durant leur première année de collège ont reçu plus tard ce diagnostic (Raglin, 1993, dans Meeusen et al., 2013). Des recherches supplémentaires sont nécessaires pour savoir s'il existe une prédisposition à développer un OTS. Cependant, aucun lien ne semble exister entre des facteurs psychologiques comme motivation intrinsèque ou optimisme et le non-développement d'un OTS (Meeusen et al., 2013).

### *1.2.3 Monitoring de l'entraînement et de la fatigue*

Les entraîneurs et sportifs cherchent à obtenir le maximum de gains de performance, grâce à l'entraînement, et doivent veiller particulièrement à ne pas franchir la limite entre adaptations positives et négatives. Il est important de faire en sorte qu'athlètes et entraîneurs deviennent attentifs à ne pas uniquement monitorer les sessions d'entraînement mais aussi les périodes de récupération (Firstbeat Technologies Ltd, 2015), et de les sensibiliser à cette problématique. Au-delà de la baisse de performance, les conséquences d'un état de surmenage ou surentraînement sont importantes. En outre, ces états de fatigue augmentent le risque de blessure (McGuigan, 2017). Il est donc

important de trouver un équilibre entre une charge d'entraînement trop faible, qui n'induit que des améliorations mineures, et une charge trop élevée, qui conduit à un NFOR ou OTS (Figure 10). Cependant cette limite est mince et difficile à identifier (Achten & Jeukendrup, 2003) ; elle est également propre à chacun. En effet, certains sportifs vont réagir plus ou moins fortement que d'autres à la même charge d'entraînement, notamment à cause de la génétique, de leur passé d'entraînement et de facteurs psychologiques (McGuigan, 2017). C'est pourquoi la meilleure méthode consiste à augmenter de façon progressive la charge d'entraînement.

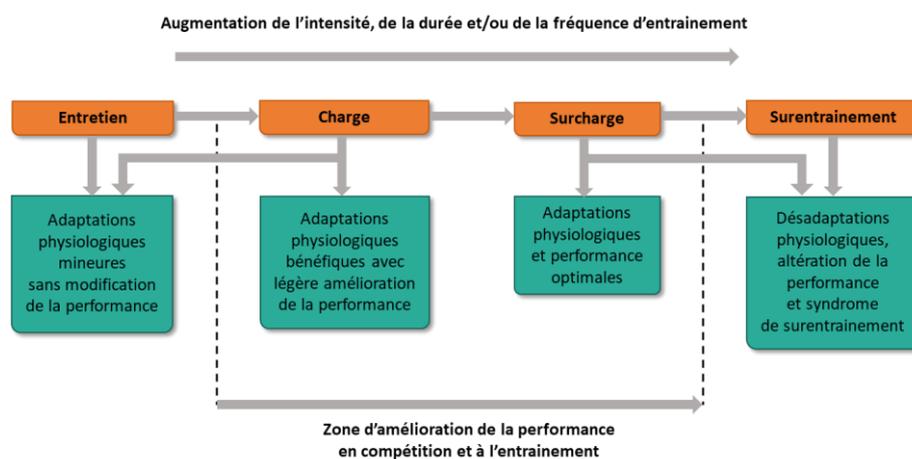


Figure 10 : Lien entre charge d'entraînement et adaptations physiologiques. Figure tirée du livre de Kenney et al. (2017).

Un enjeu majeur est donc d'avoir un outil capable d'identifier précocement ces niveaux de fatigue et de pouvoir suivre les athlètes individuellement afin d'éviter l'installation d'une fatigue chronique. Le marqueur que mesure cet outil doit idéalement être sensible à la charge d'entraînement mais sans être influencé par d'autres facteurs, comme les repas ; pouvoir distinguer une fatigue aiguë d'une fatigue chronique – avec des mesures faciles et rapides – ; mesurer au repos ou lors d'activité physique ne perturbant pas les programmes d'entraînement ; donner un feedback rapidement ; être peu invasif et finalement à moindres coûts (Meeusen et al., 2013).

Plusieurs méthodes ont été proposées mais aucune ne satisfait tous ces critères ni ne fait l'unanimité (Meeusen et al., 2013). En effet, les prises de sang sont trop invasives et coûteuses pour obtenir un suivi régulier des sportifs (Buchheit, 2014 ; Firstbeat Technologies Ltd, 2015 ; Meeusen et al., 2013 ; Schmitt et al., 2013). Les marqueurs biochimiques, hormonaux ou du système

immunitaire sont plus utiles pour aider au diagnostic d'exclusions mais détectent difficilement les OTS, car de nombreux facteurs peuvent influencer les résultats (Meeusen et al., 2013). Bien que leur efficacité soit prouvée, l'interprétation des tests psychologiques est à faire avec précaution : ils souffrent parfois de s'avérer peu objectifs et fortement influencés par la désirabilité sociale. Les tests de réaction et attention sont prometteurs mais davantage de recherches doivent être menées pour déterminer quel test est le plus sensible et quelle référence utiliser (l'état mental influence beaucoup les résultats). Les tests de performance sous-maximaux ne distinguent pas la fatigue tandis que les tests maximaux doivent être très standardisés. Ils ne sont pas spécifiques à la discipline et souvent manquent de valeurs de référence (Meeusen et al., 2013).

Parmi tous ces marqueurs, la mesure de la balance autonome via la HRV présente un intérêt grandissant dans le domaine. En effet, comme le système nerveux autonome est sensible à la charge d'entraînement mais également aux autres facteurs de stress vus précédemment, la mesure de la HRV serait un outil très prometteur pour le suivi de la fatigue (Aubert et al., 2003 ; Besson et al., 2020 ; Schmitt et al., 2013). De surcroît, c'est une mesure peu coûteuse, non-invasive, de courte durée, qui peut être administrée à plusieurs athlètes en même temps et permet un suivi régulier (Buchheit, 2014 ; Schmitt et al., 2013). Le développement des ceintures cardiaques et de simples applications ont permis à cet outil de s'implanter rapidement dans différents sports (Buchheit, 2014). Cette méthode permet non seulement d'éviter le développement de OTS mais également de monitorer l'entraînement de manière individuelle et efficace en augmentant la charge d'entraînement, si sont observées des adaptations positives (Firstbeat Technologies Ltd, 2015). Cet instrument n'est cependant pas considéré comme un gold standard, en raison des résultats parfois contradictoires dans la littérature (Buchheit, 2014 ; Meeusen et al., 2013 ; Plews et al., 2013) et du manque de protocole standardisé. Pour autant, la HRV est couramment utilisée pour diagnostiquer le surmenage (Bourdillon et al., 2018) et s'intègre idéalement dans une approche systémique et multifactorielle de la fatigue, considérée comme étant la plus efficace (Besson et al., 2020 ; McGuigan, 2017).

#### 1.2.4 *Fatigue et HRV*

De bonnes performances physiques ont été associées à une haute HRV (McGuigan, 2017). De plus, l'entraînement en endurance augmente le tonus parasympathique (Dixon et al., 1992, dans Bourdillon et al., 2018). La fatigue a, quant à elle, été caractérisée par plusieurs auteurs comme engendrant une baisse de la HRV (Bourdillon et al., 2018 ; McGuigan, 2017 ; Meeusen et al., 2013 ; Plews et al., 2013). Cette baisse de HRV serait le reflet à la fois d'une diminution du SNP et du contrôle vagal, ainsi qu'une activation chronique du sympathique, suggérant que l'athlète ne supporte pas la charge d'entraînement (Buchheit, 2014 ; McGuigan, 2017). Deux formes de fatigue ont été identifiées par Israel (Israel, 1958, dans Achten & Jeukendrup, 2003 ; Israel, 1976, dans Aubert et al., 2003). Une première forme sympathique et une seconde parasympathique, qui serait une forme plus chronique et néfaste, à cause du long temps de récupération nécessaire. Le niveau de HRV, et donc l'état de fatigue correspondant, peuvent être mesurés simplement grâce au RMSSD (Schmitt et al., 2015).

Mais le domaine fréquentiel peut également apporter de l'information. Schmitt et al. (2015) ont identifié quatre types de fatigue lors de tests orthostatiques chez des sportifs d'élite pratiquant des sports d'endurance (ski de fond). Ces états relatent un changement significatif, en fonction de la médiane du sujet (données de base représentant un état de non-fatigue). Ils sont résumés au Tableau 1.

Tableau 1 : Tableau résumant les quatre types de fatigue identifiés par Schmitt et al. (2015), une baisse du paramètre est symbolisée par un ‘-’ et une augmentation par un ‘+’.

Type de fatigue	Fréquence	Caractéristiques
Hypotonie para- et sympathique HF-, LF- (couché et debout)	73.7%	Cet état est caractérisé par une baisse des LF et HF dans les deux positions. A contrario, la FC augmente.
Hypertonie sympathique LF+ couché, LF- debout	14.0%	Ce type de fatigue est caractérisé par une augmentation HRV totale couché (surtout des LF) et une baisse HRV totale debout (surtout des LF). La FC augmente debout mais pas couché.
Hypotonie sympathique HF- couché, HF+ debout	10.6%	Ce type de fatigue est caractérisé par une baisse HRV totale couché (surtout des HF) et augmentation des HF debout, ce qui augmente la HRV totale. La FC est inchangée couché et baisse légèrement debout.
Hypertonie parasymphatique HF+ couché	1.7%	Couché, la FC baisse et les HF augmentent.

La fréquence d’occurrence de ces types de fatigue peut varier selon les études. Schmitt et al. (2015) relèvent qu’ils n’ont pas identifié de lien entre le type de fatigue et le sexe. Cette étude met en évidence l’utilité de mesurer les paramètres de HRV dans les deux positions, ainsi que la pertinence d’analyser la fatigue dans le domaine fréquentiel (Besson et al., 2020).

Schmitt et al. (2015) relèvent que ces différents types de fatigue ne sont pas forcément liés aux différents états de fatigue du continuum (FOR, NFOR et

OTS). Cependant, l'hypotonie para- et sympathique présente des caractéristiques similaires à ceux du NFOR (Schmitt et al., 2015).

L'application InCORPUS<sup>®</sup> utilisée dans ce travail permet de distinguer huit profils énergétiques en fonction de l'activation sympathique et parasympathique : deux profils sains ; un à la limite ; quatre de fatigue et un de fatigue extrême (Figure 11.A). Chaque profil est associé à une couleur. Lorsque l'individu effectue un test orthostatique, il reçoit instantanément son profil énergétique (Figure 11.B). Sont ensuite donnés des conseils et explications en fonction du profil.

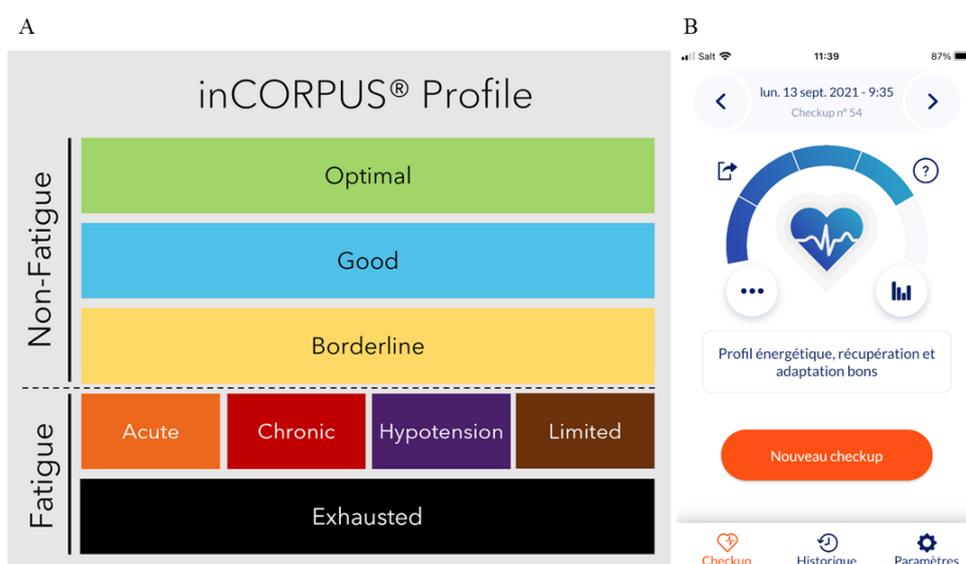


Figure 11 : A. Les huit profils énergétiques de l'application InCORPUS<sup>®</sup>. B. Capture d'écran du résultat donné par l'application InCORPUS<sup>®</sup> à la fin d'un test orthostatique. Source de la Figure A : <https://help.in-corporus.com/en/articles/3405240-how-many-energy-profiles-colors-does-incorporus-detect>.

### 1.3 Remédiations

L'analyse de la HRV permet d'estimer l'état énergétique actuel du sportif. L'identification du type de fatigue informe sur l'activation respective des systèmes nerveux sympathique et parasympathique. Ainsi, des remédiations peuvent être conseillées dans le but de stimuler le système nerveux déficitaire, afin de rééquilibrer la balance sympatho-vagale (Besson et al., 2020). Cette prise en charge adaptée en fonction du type de fatigue permet d'influencer positivement cet état et de retrouver un état sain le plus rapidement possible.

Besson et al. (2020, p. 1435) relèvent également que la mesure de HRV « sert de réflexion à l'analyse des causes qui ont abouti à cet état » de fatigue.

Meeusen et al. (2013, p. 199 [traduction personnelle]) expliquent qu'il n'y a pas « d'évidence qu'un état de fatigue peut être traité » et que « le repos et un entraînement à très basse intensité semblent être les seuls agents thérapeutiques capable de permettre la récupération ».

Préventivement, Meeusen et al. (2013) recommandent aux athlètes d'effectuer au moins un jour de repos par semaine pour les distraire, développer d'autres centres d'intérêts, éviter la monotonie et diminuer la perception du stress. Il ajoute que dormir suffisamment est également très important. En effet, « des difficultés de sommeil durable peuvent affecter la qualité de l'entraînement et le bien-être général » (Meeusen et al., 2013, p. 199 [traduction personnelle]). De plus, un sommeil de qualité aide à la restauration des tissus biologiques et au système nerveux. Meeusen et al. (2013) soulignent que la durée de sommeil nécessaire est propre à chaque individu. Au niveau nutritionnel, Meeusen et al. (2013) conseillent un apport substantiel en énergie et liquide, surtout en hydrates de carbone, mais sans réduire l'apport protéique.

Dans la littérature, diverses remédiations ont été proposées, telles qu'adaptation de la charge d'entraînement ; repos ; alimentation adaptée, ou encore des thérapies complémentaires (Besson et al., 2020 ; Meeusen et al., 2013).

Afin de stimuler le SNS, des entraînements de type anaérobie (lactique ou alactique) sont recommandés (Besson et al., 2020). Par exemple, des exercices où l'on cherche l'explosivité : course à vitesse maximale et interval-training. Il est également conseillé d'effectuer des entraînements dans un environnement hypoxique (chambre ou altitude) ou vivre en altitude. Peuvent également aider l'écoute de musique rythmée, le contact avec des couleurs vives ou la consommation d'aliments excitant comme le café, thé, etc...

Au contraire, pour stimuler l'activation du SNP, sont recommandés des entraînements sous le premier seuil ventilatoire (Besson et al., 2020). Également recommandés : bains d'eau froide, cryothérapie, jacuzzis ou

massages calmants. Une alimentation comprenant des oméga 3 et du lait est à privilégier. Il est également possible d'effectuer des exercices respiratoires de type cohérence cardiaque.

## **1.4 Stimulation des voies parasympathiques à l'aide d'un exercice respiratoire**

### *1.4.1 Arythmie sinusale respiratoire et baroréflexe*

Il existe un lien entre les intervalles RR et la respiration. En 1847, Carl Ludwig a publié le premier document traitant de ce couplage appelé arythmie sinusale respiratoire (RSA ; *en anglais : respiratory sinus arrhythmia*) (Billman, 2011). Chez le chien, Ludwig a observé qu'une augmentation des battements cardiaques survenait conjointement à l'inspiration et que la FC diminuait lors de l'expiration. Depuis, ce phénomène a également été observé chez d'autres animaux et chez les êtres humains. La RSA serait médiée par l'activité parasympathique (Achten & Jeukendrup, 2003 ; Lehrer et al., 2020). En effet, étant donné que la RSA est un phénomène périodique rapide, elle serait plutôt sous l'influence du SNP, qui a un délai d'action également rapide. Des mécanismes centraux et périphériques génèrent la RSA (Bernardi et al., 2001). Le baroréflexe, facteur périphérique, est responsable de la majorité de la RSA.

Le baroréflexe maintient l'homéostasie de la pression artérielle (Lehrer et al., 2020). Lors de l'expiration, l'augmentation de la pression artérielle causée par la FC haute va étirer les barorécepteurs situés dans l'aorte et la carotide (Lehrer et al., 2020). Va alors s'enclencher le baroréflexe, ce qui va potentialiser le SNP au niveau du tronc cérébral et diminuer le tonus sympathique (Souza Neto et al., 2003). L'activation du SNP aura pour conséquence de faire baisser la FC et ainsi de réduire la pression artérielle, à cause de la vasodilatation (Lehrer et al., 2020 ; Monié, 2018). Le délai d'action du baroréflexe est de moins d'une seconde chez l'homme (Souza Neto et al., 2003). Lorsqu'est bonne la sensibilité du baroréflexe, la HRV et la RSA sont hautes tandis que la variabilité de la pression artérielle est basse (Souza Neto et al., 2003).

Les facteurs centraux sont liés à l'activité autonome du centre respiratoire bulbaire du tronc cérébral, qui vont agir sur le SNP (Millet, 2019 ; Eckberg, 2003, dans Van Diest et al., 2014).

Les facteurs périphériques sont le reflet, à l'inspiration, de deux facteurs mécaniques : l'étirement des récepteurs à l'étirement situés dans le tissu pulmonaire, qui vont inhiber le SNP ; ainsi que la diminution de la pression intrathoracique, qui facilite le retour veineux et le remplissage du myocarde. Cela va déclencher le réflexe de Bainbridge, qui va inhiber le SNP. Cette inhibition du SNP aura pour conséquence d'augmenter la FC (Shaffer & Ginsberg, 2017).

La plus grande partie de la HRV est causée par la RSA (Achten & Jeukendrup, 2003 ; Jan et al., 2019). La bande HF est majoritairement influencée par le phénomène de RSA (Schipke et al., 1999). Tandis que le baroréflexe se situe dans les LF.

#### *1.4.2 Fonctionnement et bénéfices d'un exercice respiratoire*

Lorsque le corps est dans un état de stress ou de fatigue, les systèmes nerveux parasympathique et sympathique ne travaillent plus ensemble, mais l'un contre l'autre (Monié, 2018). De plus, une diminution des HF est corrélée avec des états de stress et d'anxiété (Lehrer et al., 2020 ; Shaffer & Ginsberg, 2017). Ce dérèglement autonome influence beaucoup de fonctions physiologiques, engendre une sur-dépense d'énergie et impacte les performances du cerveau (concentration, mémoire, gestions des émotions, etc.) (Monié, 2018).

Plusieurs auteurs ont cherché à retrouver un état d'équilibre, grâce à des exercices respiratoires (SPB ; *slow-paced breathing*). Ces exercices sont caractérisés par une respiration lente, profonde et régulière, et amènent un état de cohérence cardiaque. Cela maximiserait la HRV (Eckberg, 1983, dans Noble & Hochman, 2019) et augmenterait la RSA (Pen et al., 2004, dans Noble & Hochman, 2019). En effet, la RSA est plus grande lors de respirations lentes car la différence entre les pics et les creux est plus grande

(Bertram et al., 1998 ; Julien, 2006 ; Elghozi et Julien, 2007, dans Noble & Hochman, 2019).

Le principe est de respirer à une fréquence de résonance où les fréquences respiratoires, cardiaques et du baroréflexe coïncident et apparaissent à leur plus grande amplitude (Noble & Hochman, 2019). À cette fréquence, le baroréflexe et la RSA se stimulent mutuellement, ce qui va maximiser leurs activités respectives (Lehrer et al., 2020 ; Shaffer & Ginsberg, 2017 ; Van Diest et al., 2014). La Figure 12 illustre ce mécanisme.

Ainsi, effectuer un SPB « maximiserait la HRV en favorisant les effets de résonance des barorécepteurs pour améliorer les rythmes physiologiques inhérents. Le résultat final serait une synchronisation cardiorespiratoire accrue et, via les voies de signalisation cardio-vagales des barorécepteurs, un déplacement de l'équilibre autonome dans la direction parasympathique. » (Noble & Hochman, 2019, p. 6 [traduction personnelle]).

Un élément important : le nerf vague contient des fibres à la fois afférentes et efférentes. La relation entre le cœur et le cerveau est donc bidirectionnelle (Smith et al., 2017 ; Thayer et al., 2009, dans Laborde, Allen, et al., 2021 ; Lehrer et al., 2020). Cela signifie donc que se crée un mécanisme actif : le SPB agit sur les afférences du nerf vague, qui vont influencer le cerveau, qui à leur tour vont influencer l'activité cardiaque via les efférences du nerf vague (et donc l'activité cardiaque vagale).

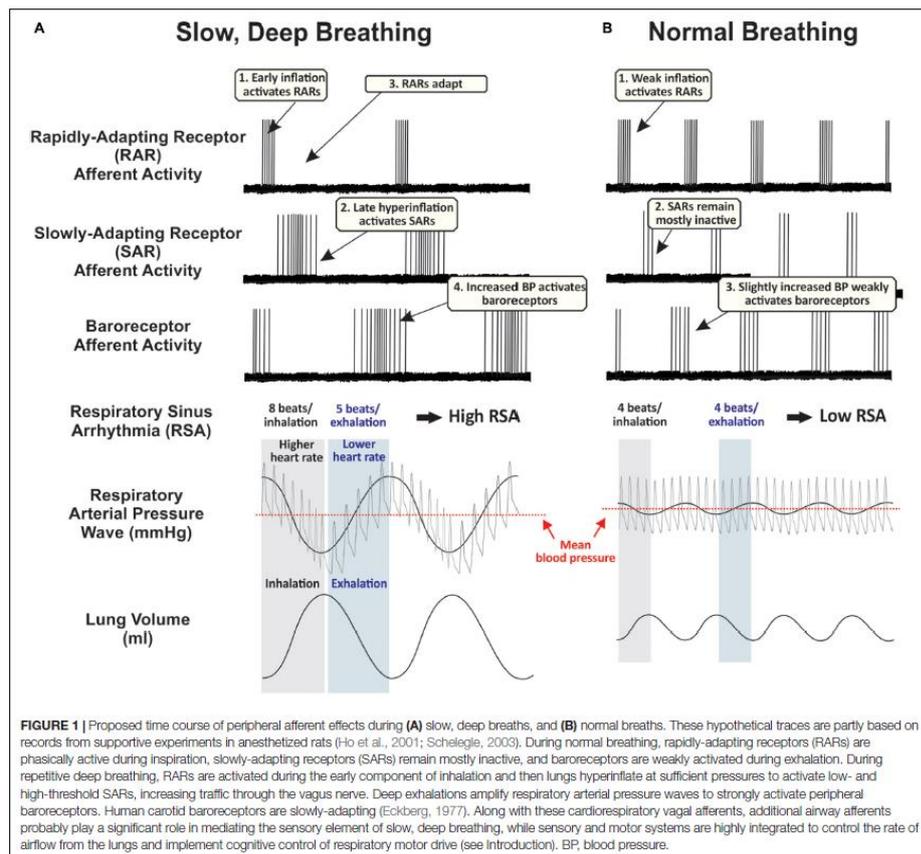


Figure 12 : Comparaison des phénomènes physiologiques lors d'une respiration normale et lors d'une respiration lente et profonde. Figure tirée de l'article de Noble & Hochman (2019).

Les effets du SPB sont multiples : augmentation de la régulation émotionnelle, diminution de problèmes respiratoires, diminution de l'anxiété et de la dépression, amélioration du contrôle de la pression artérielle et meilleure sensibilité du baroréflexe (grâce à la stimulation du baroréflexe), relaxation et sensation de bien-être (grâce à la stimulation du parasympathique) (Gerritsen & Band, 2018, dans Laborde, Allen, et al., 2021 ; Lehrer et al., 2020 ; Song & Lehrer, 2003 ; Van Diest et al., 2014). Lehrer et al. (2020) expliquent également que respirer à cette fréquence de résonance permet de maximiser les échanges d'oxygène dans les poumons (lors de l'inspiration, l'accélération de la FC augmente le flux sanguin, ce qui maximise l'oxygénation du sang lorsque les poumons sont remplis d'oxygène). De plus, « cette méthode a été proposée pour traiter une variété de problèmes liés au stress du dysfonctionnement autonome » (Chernigovskaya et al., 1991 ; Lehrer, Smetankin, et al., 2000 ; Lehrer, Vaschillo, et al., 2000, dans Song & Lehrer, 2003, p. 13 [traduction personnelle]).

La SPB est définie par des FR inférieures à 10 resp/min (Zaccaro et al., 2018, dans Laborde, Iskra, et al., 2021). Et la fréquence de résonance, qui est propre à chacun, se situe entre 4.5 and 7.5 resp/min (Shaffer & Ginsberg, 2017). Le pic dû à la respiration se déplace alors dans la bande LF (qui correspond au baroréflexe). Pendant les exercices de SPB, on observe alors une augmentation des LF et une diminution des HF par rapport à une respiration naturelle (entre 12 et 20 resp/min) (Laborde, Iskra, et al., 2021 ; Shaffer & Ginsberg, 2017). Cependant, respirer à une trop basse fréquence ne procure pas plus d'effets (Vaschillo, 2002, dans Song & Lehrer, 2003).

Il est également possible de faire varier le ratio inspiration:expiration (I:E). En effet, à cause des propriétés de la RSA, allonger l'expiration pourrait augmenter la stimulation parasympathique (Bae et al., 2021 ; Laborde, Iskra, et al., 2021).

Cette méthode, qui permet d'augmenter le tonus vagal, peut être appliquée avec ou sans biofeedback (Laborde, Iskra, et al., 2021). La respiration avec biofeedback, inventée par Lehrer et al., ajoute à la respiration régulière lente un retour sur écran en direct de variables physiologiques (FC, FR, etc.). L'utilisation du biofeedback permettrait d'augmenter les bénéfices de l'ER (Laborde, Iskra, et al., 2021). Cependant, on n'en a pas de preuve claire (Wells et al., 2012, dans Laborde, Iskra, et al., 2021). Pour cette raison, cette étude effectuera les exercices respiratoires sans biofeedback, car cela réduit le matériel nécessaire.

### **1.5 Questions de recherche et hypothèses**

Le but de cette étude est d'identifier quels types de modification du patron respiratoire de type SPB augmente la HRV de manière aigue et ce par une augmentation de l'activité du SNP. Pour cela sont testés différents ratios I:E et fréquences respiratoires. L'hypothèse est que le patron ventilatoire avec une fréquence basse et un petit ratio I:E (expiration plus longue) intensifiera de manière significative des paramètres tel que le RMSSD et la puissance totale ; ce sera donc l'exercice le plus efficace. Dans cette optique, ce patron ventilatoire sera répété trois fois, afin de déterminer sa reproductibilité.

L'hypothèse est que les résultats sont moyennement reproductibles à cause de la variabilité inter-tests de la HRV.

Si les hypothèses se vérifient, les résultats de cette recherche permettront d'indiquer des remédiations personnalisées en cas de diminution de l'activité parasympathique, lors de fatigue (hypotonie parasympathique). Ainsi les sportifs pourront rapidement retrouver un état sain.

## **2. Méthode**

### **2.1 Sujets**

Dix-sept volontaires faisant partie du cercle de connaissances du chercheur ont été recrutés pour participer à cette étude. Ils devaient satisfaire les critères d'inclusion suivants : être âgé de 18 à 35 ans, être en bonne santé physique et mentale et n'être ni fumeur ni malade. La prise de médicaments était un critère d'exclusion. Quatre participants ont été exclus de l'étude pour non-respect des consignes ou pour abandon.

De ce fait, les analyses ont été effectuées sur treize participants, sept femmes et six hommes, ayant les caractéristiques suivantes : âge  $24.2 \pm 2.1$  ans, poids  $61.6 \pm 8.1$  kg et taille  $170.5 \pm 9.4$  cm, fréquence respiratoire naturelle  $14.0 \pm 3.8$  resp/min. La moitié des participants effectuaient une activité physique régulière ou de haut niveau tandis que l'autre moitié ne pratiquait que de manière occasionnelle. Ils avaient diverses activités professionnelles, dont cinq étudiant.e.s et quatre infirmier.ère.s. La récolte des données eut lieu entre les mois de mars et novembre 2021.

### **2.2 Protocole expérimental**

Le protocole expérimental de cette recherche fait partie d'une étude à plus grande échelle, approuvée par le comité d'éthique du canton de Vaud. Toutes les procédures expérimentales étaient conformes à la Déclaration d'Helsinki.

#### *2.2.1 Visite d'introduction*

Chaque participant a pris part à une séance d'introduction avant de commencer les séances de familiarisation et a poursuivi avec les séances expérimentales. Cette séance d'introduction commençait par la lecture aux participants de la feuille d'informations (Annexe 9.1) et par la signature du formulaire de consentement (Annexe 9.2). Les participants étaient alors informés qu'ils pouvaient se retirer de l'étude à tout moment, sans avoir à donner d'explications ni subir de conséquences. L'expérimentateur s'assurait alors de la bonne compréhension des consignes et du déroulement des séances

expérimentales et de familiarisation. Les participants étaient alors invités à télécharger sur leurs smartphones les deux applications nécessaires au déroulement de l'étude, puis ils effectuaient un test orthostatique afin de se familiariser avec le matériel et le test.

### 2.2.2 Séances de familiarisation

Pour cette étude, les participants effectuaient trois séances de familiarisation. Elles visaient d'une part à familiariser les participants au déroulement des séances expérimentales et d'autre part de récolter des données pour estimer leur fréquence respiratoire naturelle (FRN).

Il était demandé aux participants de réaliser les séances chez eux, au réveil, dans un environnement calme et sans sollicitations extérieures. Les participants devaient être à jeun, vessie vide. Ils humidifiaient les capteurs de la ceinture thoracique avec de l'eau avant le début de chaque séance. Les participants commençaient chaque séance par un test orthostatique (cinq minutes couché, suivi de cinq minutes debout). Ils poursuivaient avec dix minutes de respiration libre (RL) en position couchée, où il leur était demandé de respirer normalement et de ne pas contrôler leur respiration. Puis ils effectuaient un second test orthostatique. Il était demandé aux participants de respirer normalement pendant les tests orthostatiques et de laisser défiler leurs pensées. Après chaque test orthostatique, les participants répondaient à quatre questions indiquant leur état de forme. La Figure 13 schématise le protocole des séances de familiarisation.

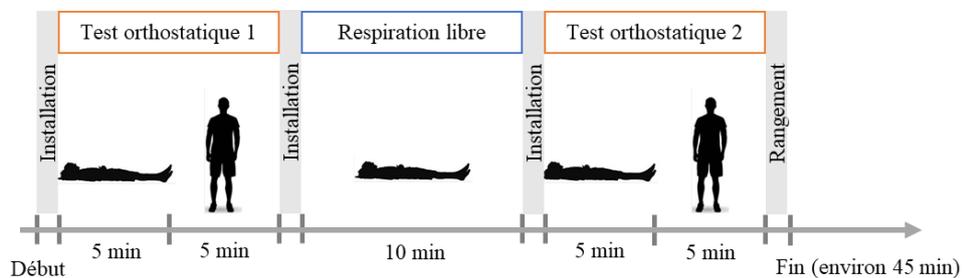


Figure 13 : Illustration du déroulement d'une séance de familiarisation.

Afin de récolter les données pendant la RL, les participants lançaient également l'application pendant les dix minutes de RL en position couchée. La FRN des participants a alors été calculée en moyennant les fréquences

respiratoires obtenue pendant la RL des trois séances de familiarisation (voir 2.3.1 Extraction de la fréquence respiratoire).

### 2.2.3 Séances expérimentales

Suite aux séances de familiarisation, les participants ont effectué six séances expérimentales. Le protocole de ces séances était semblable à celui des séances de familiarisation. Le premier test orthostatique permettait de définir les valeurs pré-exercices. Les dix minutes de RL étaient remplacées par un exercice respiratoire (ER), effectué à l'aide d'un métronome. Puis un second test orthostatique était effectué pour obtenir des valeurs post-exercices et pouvoir les comparer aux valeurs pré-exercices, afin d'estimer les effets aigus de l'ER. Les mêmes indications et prérequis aux séances de familiarisation (être à jeun, environnement calme, ne penser à rien, etc.) étaient demandés pour les séances expérimentales, afin de standardiser les conditions. Les séances ont été effectuées entre 6h et 12h, après une nuit normale. La Figure 14 résume le protocole de chaque séance expérimentale.

Dans le but de pouvoir vérifier la correspondance entre la FR effectuée par les participants et celle demandée, les participants lançaient également l'application pendant les ER.

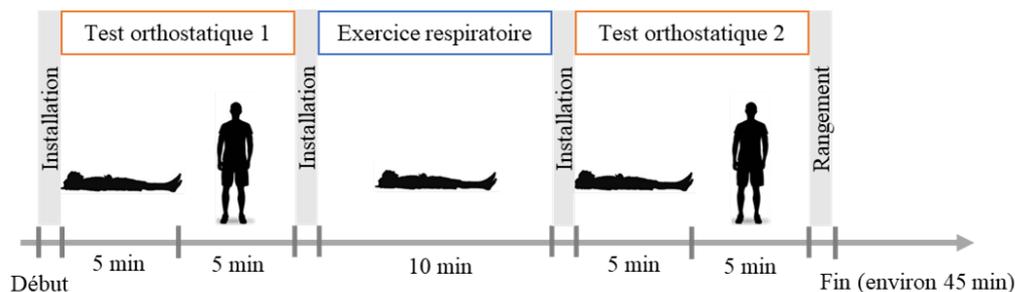


Figure 14 : Illustration du déroulement d'une séance expérimentale.

Dans la littérature, les auteurs recommandent d'effectuer les exercices respiratoires à des fréquences proche de 6 resp/min. Cependant, pour des individus ayant une FRN haute, il peut être stressant et difficile de respirer à une telle fréquence. Ce stress engendrerait une augmentation du SNS, ce qui va à l'encontre de l'effet souhaité. Pour cette raison, les ER de cette recherche ont été individualisés en fonction de FRN des participants (Tableau 2). Quatre

variations du patron respiratoire ont été testées en modifiant la fréquence respiratoire et/ou le rapport I:E. Le dernier exercice était répété trois fois, afin d'évaluer sa reproductibilité. Chaque participant a effectué toutes les séances dans le même ordre.

Tableau 2 : Résumé des fréquences respiratoires et ratios pour chaque séance.

	Séances	Fréquence respiratoire	Ratio I:E	Nom
Séances de familiarisation	1, 2 et 3	Respiration naturelle		RL
	4	FRN – 10%	1:1	ER1
Séances expérimentales	5	FRN – 30%	1:1	ER2
	6	FRN – 30%	1:2	ER3
	7, 8 et 9	FRN – 30%	1:3	ER4

Après avoir terminé les séances de familiarisation, chaque participant recevait les instructions de réglage du métronome et les indications de respiration pour les ER (Annexe 9.4). Il a été choisi de respirer sur 8 temps, soit 4 temps d'inspiration et 4 temps d'expiration pour le rapport I:E 1:1 ; 2 temps d'inspiration et 6 temps d'expiration pour le rapport 1:3 ; et sur 9 temps, c'est-à-dire 3 temps d'inspiration et 6 temps d'expiration pour le rapport 1:2. Si la FRN du participant était élevée, des ajustements étaient faits afin de faciliter le rythme de comptage et ne pas stresser le participant ; plus exactement 3 temps d'inspiration et 3 temps d'expiration au lieu de 4. Lors des séances expérimentales 1 et 2, le métronome émettait un son plus aigu chaque 4<sup>ème</sup> temps, pour faciliter le suivi du rythme respiratoire demandé.

#### 2.2.4 Matériel

Des ceintures thoraciques Polar H10 (Senseur H10 + ceinture thoracique, Polar Electro, Oy, Kempele, Finlande) ont été utilisées pour enregistrer la fréquence cardiaque et les intervalles RR. Cette ceinture comprend également un accéléromètre en trois dimensions permettant d'enregistrer la fréquence respiratoire du participant (voir chapitre 2.3.1. Extraction de la fréquence respiratoire). L'application InCORPUS® (InCORPUS® version 2.3.8, be.care SA, Renens, Suisse) a été utilisée pour la récolte de données (via Bluetooth) et pour guider le participant lors des test orthostatiques. Pour ce test, le

participant lance l'enregistrement en position couchée et pose son smartphone à côté de lui. Lorsque les cinq premières minutes du test se sont écoulées le smartphone émet un bip sonore. Le participant se lève alors immédiatement et appuie sur un bouton pour lancer l'enregistrement en position debout. Après cinq minutes supplémentaires, un deuxième son retentit pour annoncer la fin du test. Si une erreur se produit lors du test, par exemple si le signal est mauvais et inanalysable, l'application le notifie par un son d'une autre tonalité et les participants doivent recommencer le test qu'ils sont en train d'effectuer. À la fin du test, l'application montre le profil énergétique du participant, pour indication.

Pendant les exercices respiratoires, une application métronome a été utilisée pour indiquer le temps d'inspiration et d'expiration.

## 2.3 Analyses des données

### 2.3.1 Extraction de la fréquence respiratoire

Les données des trois axes de l'accéléromètre de la ceinture thoracique ont été analysées à l'aide du logiciel MATLAB® (R2019a, MathWorks, Natick, MA, USA). Une transformée de Fourier rapide a été effectuée sur le signal non filtré, dans le but d'extraire la fréquence pic, correspondant à la FR du participant pendant l'enregistrement (Figure 15). Si plusieurs pics étaient visibles, une moyenne entre ceux-ci était calculée. Seules les cinq premières minutes (position couché) ont été analysées.

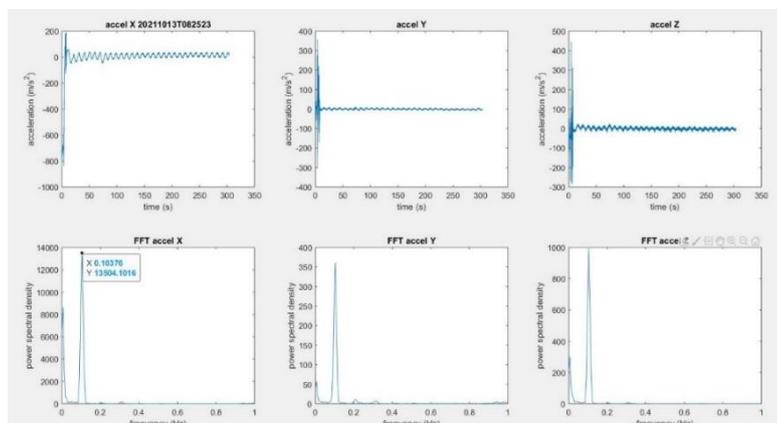


Figure 15 : Exemple de sortie MATLAB® pour une transformée de Fourier rapide du signal d'accélération pour l'extraction de la fréquence respiratoire.

La FRN de chaque participant a été calculée en moyennant les FR obtenues lors des trois séances de familiarisation, pendant les cinq premières minutes de RL en décubitus.

Pendant les exercices respiratoires, les fréquences respiratoires des participants ont été contrôlées, et comparées aux fréquences respiratoires demandées. Si un écart trop important était constaté (fixé arbitrairement à  $\pm 0.5$  resp/min), le participant devait recommencer la séance. La différence entre la fréquence respiratoire demandée et effectuée par les participants est de  $-0.07 \pm 0.19$  resp/min.

### 2.3.2 Paramètres de HRV calculés

Les analyses ont été effectuées sur les quatre dernières minutes d'enregistrement de chaque position, la première minute étant considérée comme une période de stabilisation (Bourdillon et al., 2017). Les battements ectopiques ont été supprimés et remplacés par interpolation pour calculer l'intervalle NN. À partir de ces intervalles NN, les paramètres suivants ont été calculés : la racine carrée de la moyenne des différences au carré des intervalles RR successifs (RMSSD) ; la déviation standard des valeurs moyennes des intervalles NN (SDNN) ; les énergies spectrales dans la bande des basses fréquences (LF, 0.04-0.15 Hz) et des hautes fréquences (HF, 0.15-0.40 Hz) en  $\text{ms}^2$  et en unité normalisée. L'énergie spectrale totale (LF+HF) a été calculée en additionnant les LF et HF. « L'énergie spectrale a été estimée à l'aide d'une transformée de Fourier rapide sur les intervalles NN rééchantillonnées (4 Hz), en utilisant une fenêtre de 250 points et un chevauchement de 50% » (Bourdillon et al., 2020, p. 4 [traduction personnelle]). Chaque signal des tests orthostatiques a été analysé en séparant la position couchée (c) et debout (d). Les paramètres ont été nommés de la façon suivante : PARAMETREposition (exemple RMSSDc). Une valeur aberrante dans le paramètre LFc a été remplacée par la moyenne de la condition.

La grande variabilité inter-individuelle des valeurs de HRV influençant les résultats des analyses, de nouveaux paramètres ont été calculés (nommés

$\Delta$ PARAMETREposition). Elles représentent la variation en pourcentage de la valeur post- en fonction de la valeur pré-exercice, cette dernière ayant été fixée à 100% (pour chaque sujet). Cela signifie qu'une valeur post-exercice inférieure à 100% relate une baisse du paramètre observé, tandis qu'une valeur supérieure à 100% indique une augmentation.

### 2.3.3 Analyses statistiques

Les analyses ont été effectuées avec SPSS (IBM Corp. Released 2020. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 27.0. Armonk, NY: IBM Corp) et Excel (Microsoft Corporation, 2019, Microsoft Excel, version 2112). Tous les résultats sont donnés en moyenne  $\pm$  écart-type (SD). La significativité statistique des tests effectués a été fixée à  $p < 0.05$ . Pour s'assurer de la distribution normale des données, un test Shapiro-Wilk était effectué avant chaque analyse.

Dans le but d'observer les effets de la RL lors des séances de familiarisation et également de pouvoir comparer ces résultats à ceux des séances expérimentales, des tests de Student à mesures répétées ont été réalisés sur les valeurs pré- et post-RL. Les données recueillies au cours des trois jours ont été regroupées et une hypothèse alternative bilatérale utilisée.

Une analyse de variance (ANOVA) à mesures répétées à deux voies a été effectuée pour tous les paramètres, afin d'étudier l'effet de la condition (pré-post) et du type d'exercice respiratoire (ER1, ER2, ER3, ER4). Les analyses ont été faites sur les données d'augmentation en pourcentage ( $\Delta$ ). L'exercice respiratoire 4 ayant été répété trois fois, les données des trois jours ont été regroupées. Lorsque le type d'exercice respiratoire était significatif, un test post-hoc (test de Tukey) a été effectué.

La méthode Bland-Altman et celle de la corrélation ont été utilisées afin de vérifier la reproductibilité de l'ER4. Pour ce faire, des comparaisons entre jour 1 et jour 2 ; jour 1 et 3 ; et du jour 2 et 3 ont été faites et regroupées dans un même fichier pour faciliter la lecture des résultats. Concernant le Bland-Altman, les biais ont été calculés, puis les limites d'agrément (LoA) avec la formule :  $LoA = biais \pm 1.96 \cdot SD$ ; ainsi que leur intervalle de confiance à

95% selon les formules :  $IC(95\%)_{biais} = biais \pm t_{1-\alpha, n-1} \sqrt{\frac{SD^2}{n}}$  et  $IC(95\%)_{LoA} = LoA \pm t_{1-\alpha, n-1} \sqrt{\frac{3 \cdot SD^2}{n}}$ , avec n: le nombre d'individus dans l'échantillon. Le coefficient de variation (CV) a également été calculé pour évaluer la reproductibilité des mesures, selon la formule :  $CV [\%] = \frac{SD}{moyenne} \cdot 100$ . Ont été effectués le coefficient de corrélation de Pearson (r) ainsi qu'un test de probabilité que ce coefficient soit différent de zéro.

### 3. Résultats

#### 3.1 Effets de la respiration libre

Les résultats des tests de Student à mesures répétées se trouvent dans le Tableau 3 pour la position couchée et dans le Tableau 4 pour la position debout. Aucune différence significative n'a été reportée en décubitus. En orthostatisme, une diminution significative de la FC est remarquée (-4.8%) ainsi que des augmentations significatives des paramètres suivants :

- Energie spectrale des hautes fréquences debout (HFd, +126%)
- Energie spectrale des basses fréquences debout (LFd, +158%)
- Energie spectrale totale debout (LF+HFd, +143%)
- RMSSDd (+29.1%)
- SDNNd (+18.6%)

Tableau 3 : Valeurs mesurées couché pour les différents paramètres de HRV, avant et après la respiration libre lors des séances de familiarisation. Moyenne  $\pm$  écart-type. \*\*\*( $p < 0.001$ ), \*\*( $p < 0.01$ ), \*( $p < 0.05$ ) différences significatives pré-post (comparaison des valeurs en pourcentage ( $\Delta$ )).

Paramètre	Pré	Post	Différence en %	
<b>FCc</b> [bpm]	60.0 $\pm$ 5.9	60.3 $\pm$ 8.3	↗	+0.5
<b>HFc</b> [ms <sup>2</sup> ]	1724 $\pm$ 1060	1471 $\pm$ 994	↘	-0.3
<b>LFc</b> [ms <sup>2</sup> ]	1479 $\pm$ 1267	1326 $\pm$ 1222	↗	+36.4
<b>RMSSDc</b> [ms]	60.6 $\pm$ 21.2	56.5 $\pm$ 22.0	↘	-4.0
<b>SDNNc</b> [ms]	80.5 $\pm$ 24.4	79.4 $\pm$ 27.5	↗	+2.0
<b>LF+HFc</b> [ms <sup>2</sup> ]	3203 $\pm$ 1921	2797 $\pm$ 1996	↘	-0.2
<b>FR</b> [Hz]	0.22 $\pm$ 0.06	0.23 $\pm$ 0.06	↗	+5.0
<b>HFcun</b> [%]	55.5 $\pm$ 18.5	55.5 $\pm$ 16.2	↗	+9.1
<b>LFcun</b> [%]	44.5 $\pm$ 18.5	44.5 $\pm$ 16.2	↗	+18.1

Tableau 4 : Valeurs mesurées debout pour les différents paramètres de HRV, avant et après la respiration libre lors des séances de familiarisation. Moyenne  $\pm$  écart-type. \*\*\*( $p < 0.001$ ), \*\*( $p < 0.01$ ), \*( $p < 0.05$ ) différences significatives pré-post (comparaison des valeurs en pourcentage ( $\Delta$ )).

Paramètre	Pré	Post	Différence en %	
<b>FCd</b> [bpm]	<b>94.6 <math>\pm</math> 12.0</b>	<b>89.9 <math>\pm</math> 12.1</b>	↘	<b>-4.8 **</b>
<b>HFd</b> [ms <sup>2</sup> ]	<b>173 <math>\pm</math> 160</b>	<b>199 <math>\pm</math> 185</b>	↗	<b>+126 **</b>
<b>LFd</b> [ms <sup>2</sup> ]	<b>1356 <math>\pm</math> 1205</b>	<b>1622 <math>\pm</math> 1118</b>	↗	<b>+158 *</b>
<b>RMSSDd</b> [ms]	<b>18.3 <math>\pm</math> 10.0</b>	<b>21.5 <math>\pm</math> 10.1</b>	↗	<b>+29.1 ***</b>
<b>SDNNd</b> [ms]	<b>52.2 <math>\pm</math> 16.0</b>	<b>59.5 <math>\pm</math> 17.1</b>	↗	<b>+18.6 **</b>
<b>LF+HFd</b> [ms <sup>2</sup> ]	<b>1528 <math>\pm</math> 1298</b>	<b>1821 <math>\pm</math> 1232</b>	↗	<b>+143 *</b>
<b>HFdun</b> [%]	12.6 $\pm$ 10.4	10.8 $\pm$ 9.0	↗	+22.3
<b>LFdun</b> [%]	87.4 $\pm$ 10.4	89.2 $\pm$ 9.0	↗	+2.7

### 3.2 Effets des exercices respiratoires

Les résultats de l'ANOVA à mesures répétées à deux voies sont reportés dans le Tableau 5 pour la position couchée et dans le Tableau 6 en position debout. Aucune différence significative n'a été reportée entre les quatre types d'exercice respiratoire. La comparaison pré – post après regroupement des ER diminue significativement pour les paramètres suivants :

- Fréquence cardiaque couché (FCc, -2.0%) et debout (FCd, -6.1%)
- Fréquence respiratoire (FR, -13.7%)
- Energie spectrale des hautes fréquences en unité normalisée couché (HFcun, -9.5%).

Une augmentation significative est constatée pour les paramètres :

- Energie spectrale des hautes fréquences debout (HFd, +231%)
- Energie spectrale des basses fréquences couché (LFC, +57.1%) et debout (LFd, +113%)

- Energie spectrale totale couché (LF+HFc, +23.7%) et debout (LF+HFd, +118%)
- RMSSDd (+34.6%)
- SDNNd (+21.1%)
- Energie spectrale des basses fréquences en unité normalisé couché (LFcun, +33.2%).

Tableau 5 : Valeurs mesurées en décubitus pour les différents paramètres de HRV en fonction des exercices respiratoires (ER) et de la condition (pré, post). Moyenne  $\pm$  écart-type. \*\*\*( $p < 0.001$ ), \*\*( $p < 0.01$ ), \*( $p < 0.05$ ), effet principal significatif différent de pré (comparaison des valeurs totales en pourcentage ( $\Delta$ )).

Paramètre	Exercice respiratoire	Pré	Post	Différence en %	
FCc [bpm]	ER1	60.8 $\pm$ 5.7	58.7 $\pm$ 6.3	↘	-3.4
	ER2	65.9 $\pm$ 11.5	62.6 $\pm$ 8.2	↘	-4.2
	ER3	63.0 $\pm$ 4.8	62.2 $\pm$ 7.1	↘	-1.1
	ER4	63.3 $\pm$ 6.4	62.4 $\pm$ 6.1	↘	-1.1
	<b>Total</b>	<b>63.2 <math>\pm</math> 7.2</b>	<b>61.8 <math>\pm</math> 6.7</b>	↘	<b>-2.0 **</b>
HFc [ms <sup>2</sup> ]	ER1	1856 $\pm$ 1306	1792 $\pm$ 1185	↗	+11.6
	ER2	1366 $\pm$ 884	1327 $\pm$ 987	↗	+9.0
	ER3	1739 $\pm$ 1028	1470 $\pm$ 886	↘	-5.6
	ER4	1666 $\pm$ 1099	1388 $\pm$ 931	↗	+11.6
	<b>Total</b>	<b>1660 <math>\pm</math> 1082</b>	<b>1459 <math>\pm</math> 972</b>	↗	<b>+8.3</b>
LFc [ms <sup>2</sup> ]	ER1	1736 $\pm$ 1444	1806 $\pm$ 1273	↗	+38.3
	ER2	1381 $\pm$ 991	2282 $\pm$ 1757	↗	+71.7
	ER3	1300 $\pm$ 748	2015 $\pm$ 1470	↗	+62.2
	ER4	1712 $\pm$ 1405	1665 $\pm$ 1148	↗	+56.7
	<b>Total</b>	<b>1592 <math>\pm</math> 1254</b>	<b>1850 <math>\pm</math> 1332</b>	↗	<b>+57.1 ***</b>
RMSSDc [ms]	ER1	60.6 $\pm$ 25.1	61.8 $\pm$ 25.6	↗	+3.4
	ER2	53.5 $\pm$ 24.7	55.9 $\pm$ 21.9	↗	+11.7
	ER3	60.3 $\pm$ 20.4	56.0 $\pm$ 24.3	↘	-7.3
	ER4	59.3 $\pm$ 19.8	54.4 $\pm$ 23.2	↘	-6.0
	<b>Total</b>	<b>58.7 <math>\pm</math> 21.4</b>	<b>56.1 <math>\pm</math> 23.3</b>	↘	<b>-1.7</b>
SDNNc [ms]	ER1	81.2 $\pm$ 31.9	84.4 $\pm$ 29.4	↗	+11.9
	ER2	80.1 $\pm$ 25.9	85.9 $\pm$ 29.5	↗	+11.9
	ER3	93.2 $\pm$ 21.8	81.1 $\pm$ 24.8	↘	-11.9
	ER4	94.7 $\pm$ 34.9	87.1 $\pm$ 32.0	↘	-3.3
	<b>Total</b>	<b>89.7 <math>\pm</math> 31.3</b>	<b>85.5 <math>\pm</math> 29.6</b>	↗	<b>+0.3</b>
LF+HFc [ms <sup>2</sup> ]	ER1	3592 $\pm$ 2281	3598 $\pm$ 2225	↗	+17.0
	ER2	2747 $\pm$ 1734	3610 $\pm$ 2667	↗	+34.5
	ER3	3039 $\pm$ 1471	3485 $\pm$ 2200	↗	+18.7
	ER4	3378 $\pm$ 2203	3053 $\pm$ 1726	↗	+23.9
	<b>Total</b>	<b>3252 <math>\pm</math> 2022</b>	<b>3309 <math>\pm</math> 2043</b>	↗	<b>+23.7 *</b>
FR [Hz]	ER1	0.24 $\pm$ 0.07	0.21 $\pm$ 0.06	↘	-9.6
	ER2	0.25 $\pm$ 0.06	0.21 $\pm$ 0.07	↘	-17.4
	ER3	0.25 $\pm$ 0.06	0.21 $\pm$ 0.07	↘	-13.7
	ER4	0.24 $\pm$ 0.05	0.21 $\pm$ 0.07	↘	-13.8
	<b>Total</b>	<b>0.24 <math>\pm</math> 0.06</b>	<b>0.21 <math>\pm</math> 0.07</b>	↘	<b>-13.7 ***</b>
HFcum [%]	ER1	52.6 $\pm$ 15.6	50.5 $\pm$ 13.8	↗	+4.1
	ER2	51.4 $\pm$ 13.9	38.5 $\pm$ 11.1	↘	-22.4
	ER3	55.1 $\pm$ 17.1	42.3 $\pm$ 14.4	↘	-22.3
	ER4	52.0 $\pm$ 17.2	45.0 $\pm$ 18.2	↘	-5.5
	<b>Total</b>	<b>52.5 <math>\pm</math> 16.2</b>	<b>44.4 <math>\pm</math> 16.1</b>	↘	<b>-9.5 *</b>
LFcum [%]	ER1	47.4 $\pm$ 15.6	49.5 $\pm$ 13.8	↗	+14.4
	ER2	48.6 $\pm$ 13.9	61.5 $\pm$ 11.1	↗	+39.0
	ER3	44.9 $\pm$ 17.1	57.7 $\pm$ 14.4	↗	+46.2
	ER4	48.0 $\pm$ 17.2	55.0 $\pm$ 18.2	↗	+33.2
	<b>Total</b>	<b>47.5 <math>\pm</math> 16.2</b>	<b>55.6 <math>\pm</math> 16.1</b>	↗	<b>+33.2 ***</b>

Tableau 6 : Valeurs mesurées debout pour les différents paramètres de HRV en fonction des exercices respiratoires (ER) et de la condition (pré, post). Moyenne  $\pm$  écart-type. \*\*\*( $p < 0.001$ ), \*\*( $p < 0.01$ ), \*( $p < 0.05$ ), effet principal significatif différent de pré (comparaison des valeurs totales en pourcentage ( $\Delta$ )).

Paramètre	Exercice respiratoire	Pré	Post	Différence en %	
FCd [bpm]	ER1	94.8 $\pm$ 10.1	86.7 $\pm$ 9.7	↘	-8.5
	ER2	95.8 $\pm$ 12.6	90.4 $\pm$ 11.7	↘	-5.5
	ER3	92.7 $\pm$ 11.0	86.5 $\pm$ 10.2	↘	-6.5
	ER4	91.5 $\pm$ 11.6	86.3 $\pm$ 10.9	↘	-5.4
	<b>Total</b>	<b>92.9 <math>\pm</math> 11.4</b>	<b>87.1 <math>\pm</math> 10.6</b>	<b>↘</b>	<b>-6.1 ***</b>
HFd [ms <sup>2</sup> ]	ER1	121 $\pm$ 104	199 $\pm$ 151	↗	+392
	ER2	138 $\pm$ 133	200 $\pm$ 193	↗	+64
	ER3	178 $\pm$ 179	215 $\pm$ 161	↗	+372
	ER4	213 $\pm$ 200	288 $\pm$ 229	↗	+186
	<b>Total</b>	<b>180 <math>\pm</math> 175</b>	<b>246 <math>\pm</math> 202</b>	<b>↗</b>	<b>+231 **</b>
LFd [ms <sup>2</sup> ]	ER1	1079 $\pm$ 1002	1718 $\pm$ 1403	↗	+215
	ER2	1256 $\pm$ 1259	1702 $\pm$ 1521	↗	+76
	ER3	1556 $\pm$ 1557	1476 $\pm$ 1013	↗	+90
	ER4	1443 $\pm$ 1045	2175 $\pm$ 1843	↗	+100
	<b>Total</b>	<b>1370 <math>\pm</math> 1160</b>	<b>1904 <math>\pm</math> 1607</b>	<b>↗</b>	<b>+113 ***</b>
RMSSDd [ms]	ER1	18.6 $\pm$ 11.6	22.1 $\pm$ 9.6	↗	+45.1
	ER2	17.6 $\pm$ 8.0	20.0 $\pm$ 8.8	↗	+26.2
	ER3	20.3 $\pm$ 12.3	24.1 $\pm$ 11.4	↗	+33.5
	ER4	20.7 $\pm$ 10.3	26.2 $\pm$ 12.9	↗	+34.3
	<b>Total</b>	<b>19.8 <math>\pm</math> 10.4</b>	<b>24.1 <math>\pm</math> 11.6</b>	<b>↗</b>	<b>+34.6 ***</b>
SDNNd [ms]	ER1	50.3 $\pm$ 18.9	60.2 $\pm$ 18.4	↗	+26.8
	ER2	51.1 $\pm$ 19.1	59.1 $\pm$ 19.9	↗	+19.6
	ER3	56.3 $\pm$ 25.6	61.9 $\pm$ 22.2	↗	+17.1
	ER4	58.8 $\pm$ 22.1	68.1 $\pm$ 24.0	↗	+21.0
	<b>Total</b>	<b>55.7 <math>\pm</math> 21.7</b>	<b>64.3 <math>\pm</math> 22.2</b>	<b>↗</b>	<b>+21.1 ***</b>
LF+HFd [ms <sup>2</sup> ]	ER1	1199 $\pm$ 1075	1918 $\pm$ 1451	↗	+232
	ER2	1394 $\pm$ 1289	1902 $\pm$ 1605	↗	+66
	ER3	1734 $\pm$ 1656	1691 $\pm$ 1072	↗	+103
	ER4	1657 $\pm$ 1179	2463 $\pm$ 1953	↗	+102
	<b>Total</b>	<b>1550 <math>\pm</math> 1261</b>	<b>2150 <math>\pm</math> 1702</b>	<b>↗</b>	<b>+118 ***</b>
HFdun [%]	ER1	11.1 $\pm$ 8.3	14.2 $\pm$ 13.3	↗	+21.1
	ER2	11.6 $\pm$ 7.4	12.1 $\pm$ 10.4	↗	+104.4
	ER3	10.9 $\pm$ 7.2	14.0 $\pm$ 11.1	↗	+41.2
	ER4	12.5 $\pm$ 7.8	13.2 $\pm$ 8.0	↗	+17.6
	<b>Total</b>	<b>11.9 <math>\pm</math> 7.6</b>	<b>13.3 <math>\pm</math> 9.8</b>	<b>↗</b>	<b>+36.6</b>
LFdun [%]	ER1	88.9 $\pm$ 8.3	85.8 $\pm$ 13.3	↘	-3.9
	ER2	88.4 $\pm$ 7.4	87.9 $\pm$ 10.4	↗	+0.1
	ER3	89.1 $\pm$ 7.2	86.0 $\pm$ 11.1	↘	-3.8
	ER4	87.5 $\pm$ 7.8	86.8 $\pm$ 8.0	↘	-0.5
	<b>Total</b>	<b>88.1 <math>\pm</math> 7.6</b>	<b>86.7 <math>\pm</math> 9.8</b>	<b>↘</b>	<b>-1.5</b>

Ces données sont illustrées en Figure 16. Les graphiques des autres paramètres se trouvent en Annexe 9.4.

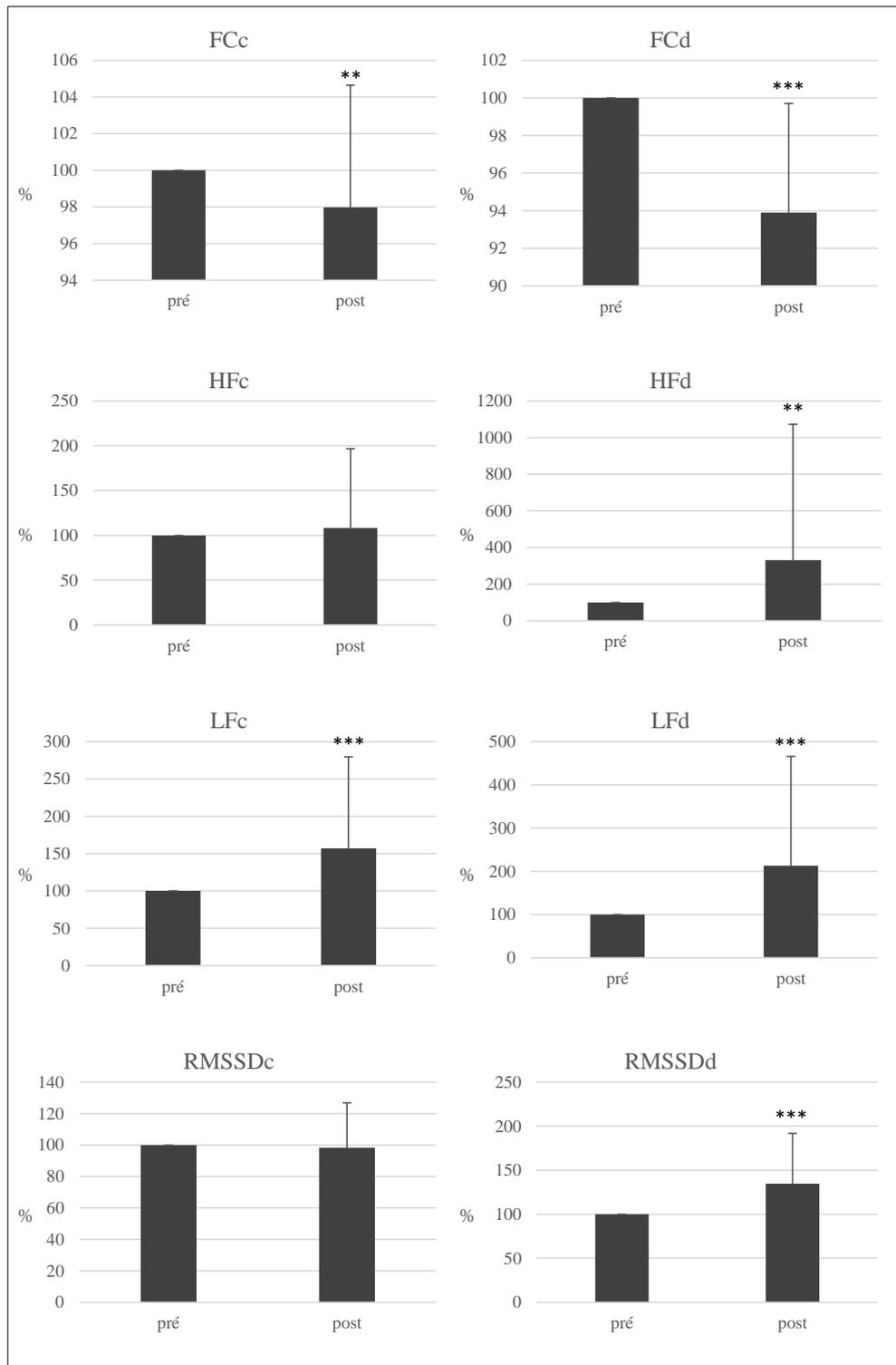


Figure 16 : Graphiques en barre représentant les pourcentages entre la condition pré et post-exercice respiratoire pour les paramètres de fréquence cardiaque (FC), énergie spectrale de hautes fréquences (HF) et basses fréquences (LF) et le RMSSD ; couché (gauche) et debout (droite). Moyenne  $\pm$  écart-type. \*\*\*( $p < 0.001$ ), \*\*( $p < 0.01$ ), \*( $p < 0.05$ ) effet principal significatif différent de pré.

### 3.3 Reproductibilité du quatrième exercice respiratoire

Les valeurs de Bland-Altman et de corrélation se trouvent dans le Tableau 7 (couché) et Tableau 8 (debout). Des biais inférieurs à 5% en valeur absolue sont observés pour les paramètres FCc et FCd, LF+HFc et LF+HFd, FR, LFcun et LFdun, avec un pourcentage d'erreur compris entre 0.1 et 3.2%. Les autres paramètres ont une valeur absolue de biais jusqu'à 23.5% avec une exception pour HFd (176.2%). Leurs erreurs varient entre 6.7 et 18.0% en valeur absolue et 61.7% pour HFd. Le pourcentage d'erreur est inférieur à la différence des moyennes pour tous les paramètres debout, et pour les paramètres couchés suivants : FCc, LFc, LF+HFc, FR, LFcun. Le coefficient de corrélation oscille entre 0.04 et 0.85 pour les paramètres couchés et entre 0.24 et 0.75 debout. La p-valeur est significative pour tous les paramètres, exceptés FCc, LFc et LFd, SDNNc, LF+HFc et LF+HFd. Les CV de la FCc et FCd sont inférieurs à 5% et ceux du RMSSD et SDNN sont inférieurs à 30%. Les paramètres fréquentiels ont des CV se situant entre 45 et 76% avec une valeur à 178% pour le HFd.

Ces données sont illustrées selon la méthode Bland-Altman en Figure 17, les représentations des autres paramètres se trouvent en Annexe 9.4.

Tableau 7 : Valeurs calculées en position couchée de la méthode Bland-Altman (différence des moyennes, biais, erreur et limite d'agrément (LoA)) ; coefficient de variation (CV) et coefficient de corrélation de Pearson (r) pour les différents paramètres de HRV mesurés lors des trois séances d'ER4. Intervalle de confiance à 95% en dessous de chaque valeur (de – à). \*\*\*( $p < 0.001$ ), \*\*( $p < 0.01$ ), \*( $p < 0.05$ ) effet principal significatif de r différent de 0.

Paramètre	Différence des moyennes [%]	Biais [%] IC(95%)	Erreur [%]	LoA inférieure [%] IC(95%)	LoA supérieure [%] IC(95%)	CV [%]	r
FCc	-1.1	0.1 -2.7 2.8	0.1	-16 -21 -12	17 12 21	4	0.04
HFc	11.6	19.0 -16.0 54.0	17.0	-193 -253 -132	231 170 291	76	0.44 **
LFc	56.4	-23.5 -88.5 41.5	-15.0	-416 -529 -304	369 257 482	67	0.05
RMSSDc	-6.0	6.3 -3.6 16.1	6.7	-53 -70 -36	66 49 83	25	0.42 **
SDNNc	-3.3	11.6 0.0 23.3	12.0	-59 -79 -39	82 62 102	23	0.24
LF+HFc	23.7	1.0 -38.2 40.2	0.8	-236 -304 -168	238 170 306	62	0.24
FR	-13.8	-1.1 -4.3 2.0	-1.3	-20 -26 -15	18 12 23	19	0.85 ***
HFcun	-5.5	17.1 -0.7 35.0	18.1	-91 -122 -60	125 94 156	45	0.50 ***
LFcun	33.2	-4.3 -30.8 22.3	-3.2	-165 -211 -119	156 110 202	52	0.49 ***

Tableau 8 : Valeurs calculées debout de la méthode Bland-Altman (différence des moyennes, biais, erreur et limite d'agrément (LoA)) ; coefficient de variation (CV) et coefficient de corrélation de Pearson (r) pour les différents paramètres de HRV mesurés lors des trois séances d'ER4. Intervalle de confiance à 95% en dessous de chaque valeur (de – à). \*\*\*( $p < 0.001$ ), \*\*( $p < 0.01$ ), \*( $p < 0.05$ ) effet principal significatif de r différent de 0.

Paramètre	Différence des moyennes [%]	Biais [%] IC(95%)	Erreur [%]	LoA inférieure [%] IC(95%)	LoA supérieure [%] IC(95%)	CV [%]	r
FCd	-5.4	-0.6 -2.6 1.4	-0.6	-13 -16 -9	12 8 15	6	0.53 ***
HFd	185.8	176.2 -41.1 393.5	61.7	-1138 -1514 -761	1490 1114 1866	178	0.75 ***
LFd	99.7	-8.4 -76.3 59.4	-4.2	-419 -536 -301	402 284 519	69	0.27
RMSSDd	34.3	15.6 -0.7 31.9	11.6	-83 -111 -55	114 86 143	29	0.46 **
SDNNd	21.0	14.0 0.4 27.7	11.6	-69 -92 -45	97 73 120	23	0.32 *
LF+HFd	101.8	0.7 -68.3 69.7	0.3	-417 -536 -297	418 298 538	62	0.24
HFdun	17.6	20.4 -3.0 43.7	17.3	-121 -161 -80	161 121 202	56	0.64 ***
LFdun	-0.5	-1.5 -3.6 0.6	-1.5	-14 -18 -10	11 8 15	7	0.63 ***

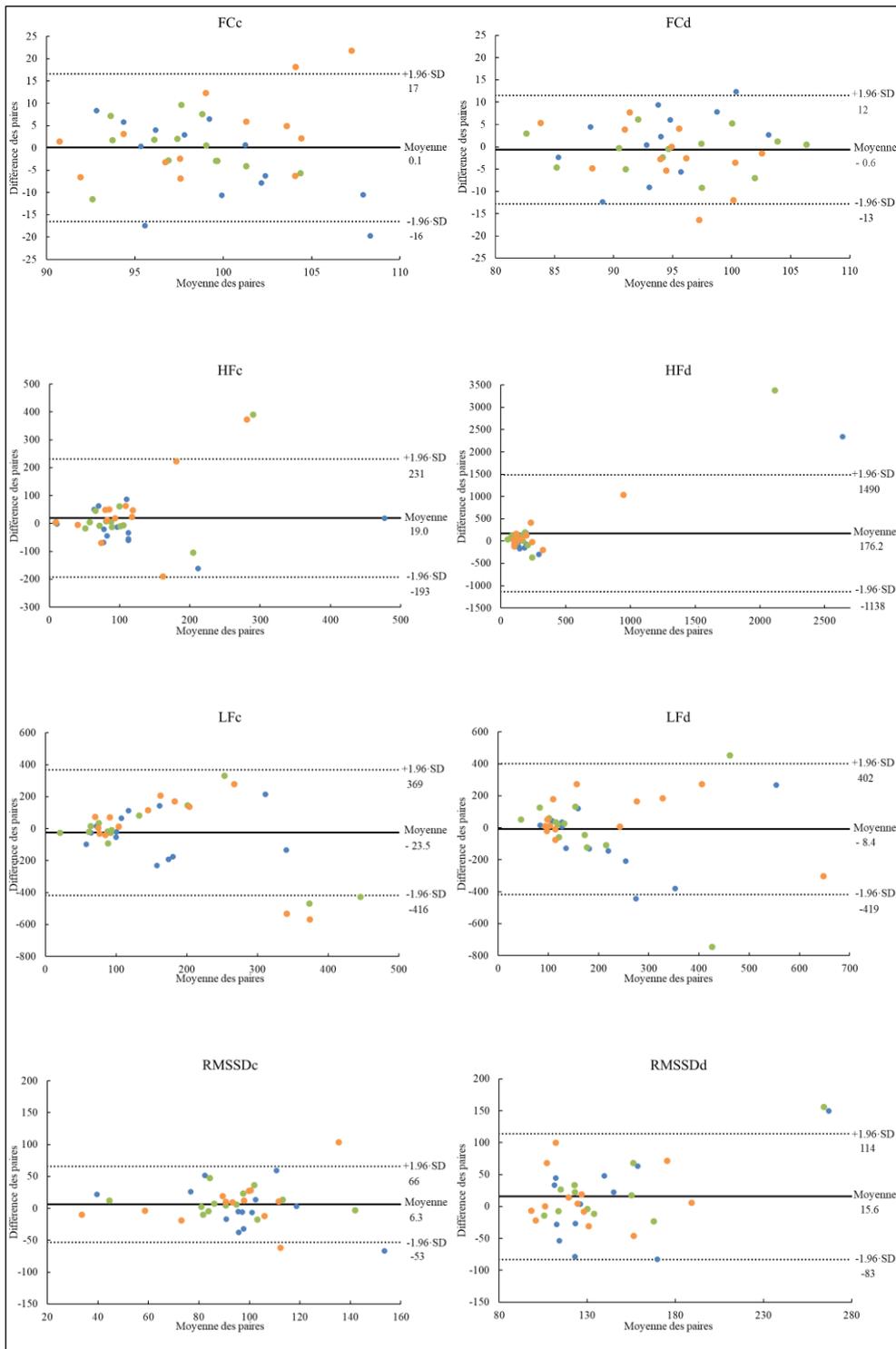


Figure 17 : Graphique selon la méthode de Bland-Altman pour les paramètres de fréquence cardiaque (FC), hautes fréquences (HF), basses fréquences (LF) et le RMSSD ; en position couchée (gauche) et debout (droite). Comparaison du jour 1 vs 2 en bleu ; jour 1 vs 3 en vert, et jour 2 vs 3 en orange.



## **4. Discussion**

Ce travail s'intéressait aux effets aigus d'un SPB sur le système nerveux autonome. Dans cette optique, ont été étudiés quatre ER comprenant des variations de FR et de ratio I:E. L'hypothèse que l'exercice induisant le plus d'effets serait celui avec un faible ratio I:E et une FR basse n'a pas été vérifiée, car les résultats n'ont pas permis de différencier les ER. Cependant les analyses montrent des effets significatifs sur les ER regroupés. En effet, une diminution significative de la FC et une augmentation des LF et de la puissance totale en décubitus ont été remarqués. Les comparaisons pré-post RL lors des séances de familiarisation permettent de souligner les effets des ER en position couchée mais pas en position debout. Ces résultats vont dans le sens de l'hypothèse sur les effets positifs d'un ER.

Une seconde partie de ce travail consistait à évaluer la reproductibilité du quatrième ER. Les résultats permettent d'accepter l'hypothèse d'une reproductibilité moyenne des paramètres fréquentiels de HRV, tandis que la reproductibilité des paramètres temporels est bonne.

Les paragraphes suivants tentent d'expliquer plus en détails les résultats de cette étude.

### **4.1 Effets de la respiration libre**

L'analyse de la condition RL permet d'évaluer les effets de rester couché pendant dix minutes et fait ainsi office de condition contrôle. De ce fait, les comparaisons des effets obtenus post-RL à ceux post-ER permettent d'imputer les résultats aux changements des patrons respiratoires et non au fait d'être allongé.

Les analyses de cette étude ne relèvent aucune différence significative après la RL en décubitus. Ce résultat semble cohérent. En effet, lors de la RL, la respiration du participant est naturelle et serait similaire au patron respiratoire du participant pendant les tests orthostatiques (car il lui est également demandé de respirer normalement). Ainsi, la condition RL ne devrait pas influencer la RSA ni d'autres fonctions en lien avec le système nerveux

autonome car le corps est dans un état stable et sans activité physique ou cognitive particulière. Le fait de rester allongé n'induit donc pas de changement des paramètres HRV en position couchée. Dès lors, l'augmentation ou la diminution des paramètres HRV en position couchée lors des ER peut être principalement imputée aux modifications des patrons respiratoires. Des tests-non paramétriques ont été effectués pour comparer les effets post-RL et ER. Les résultats montrent des différences significatives pour les paramètres suivants : LFc, HFcun et FR ; mais pas pour la FCc, LF+HFc ni LFcun (paramètres significatifs lors des comparaisons pré-post ER). Les effets de la condition ER seront discutés dans la section suivante.

De façon surprenante, les analyses relèvent des différences significatives en orthostatisme. Fait important, la direction des effets post-RL sont également constatés après les ER, mais avec des amplitudes différentes. Plus précisément, les résultats rapportent une baisse significative de la FC (RL - 4.8% ; ER -6.1%), ainsi qu'une augmentation significative des paramètres temporels et fréquentiels (HF : RL +126%, ER +231% ; LF : RL +158%, ER +113% ; RMSSD : RL +29.1%, ER +34.6% ; SDNN : RL +18.6%, ER +21.1% ; LF+HF : RL +143%, ER +118%). Il est difficile d'expliquer les raisons de ces différences significatives. Si elles se trouvaient uniquement après l'ER, il aurait été possible de citer les éventuels bienfaits des ER qui, par la stimulation du baroréflexe et de la RSA, auraient augmenté la puissance totale et l'activation des deux branches du système nerveux autonome. Cependant ces différences sont également présentes lors de la RL, condition qui n'est pas censée produire d'effets sur les paramètres HRV.

Une hypothèse de ce résultat serait l'influence du temps passé en position couchée. Dans cette position, la pression et les volumes sanguins se répartissent équitablement dans tout le corps. Lorsque la personne va se lever, le sang va se diriger vers les jambes à cause de la gravité, ce qui va faire chuter la pression artérielle thoracique et diminuer le retour sanguin. La précharge du cœur est ainsi réduite (Klabunde, 2016). En réaction à la chute de pression artérielle, le baroréflexe va s'activer pour éviter une baisse trop importante de la pression sanguine. Le baroréflexe étant lié à l'activité sympathique, leur activation induirait une augmentation des LF. Au niveau du myocarde, la

baisse du retour veineux pourrait inhiber le réflexe de Bainbridge, réflexe dépendant des récepteurs à l'étirement situés dans les oreillettes (Pakkam & Brown, 2022). Cela aura pour conséquence de lever l'inhibition du SNP et donc d'augmenter les HF, et ainsi diminuer la FC. Ces mécanismes sont déjà présents lors des tests orthostatiques, mais il est possible qu'ils soient amplifiés à cause du temps couché.

Lors des ER, les effets de la modification du patron ventilatoire pourraient potentiellement s'additionner aux effets de rester allongé. En effet, la respiration étant plus ample lors du SPB, cela créerait une plus grande dépression thoracique à l'inspiration et ainsi stimulerait d'avantage le réflexe de Bainbridge (car la RSA est maximisée). Toutefois, des comparaisons ultérieures entre les conditions de RL et de ER ont montré que ces différences d'amplitudes n'étaient pas significatives. Les ER ne semblent donc ne pas avoir d'effet sur la position debout car les différences observées seraient surtout causées par le temps couché. Néanmoins, il faut nuancer ce dernier résultat car il pourrait être influencé par l'intervalle de temps entre la fin de l'ER et la mesure debout (les effets s'atténueraient avec le temps). De plus amples recherches sont nécessaires pour confirmer ou infirmer ces résultats et hypothèses.

#### **4.2 Effets des exercices respiratoires**

Nos résultats montrent qu'il n'y a aucune différence entre les ER (FR ou ratio), mais ils semblent aller dans le sens de l'hypothèse et confirmer les effets bénéfiques des ER, plus particulièrement d'une diminution de la FR comparé à la FRN. En comparant les résultats obtenus post-ER à ceux post-RL, il semble que les ER aient des effets en position couchée mais pas debout. Il semble y avoir une augmentation de la variabilité totale, effet positif de par sa corrélation avec de bonnes performances (McGuigan, 2017). Dans ce chapitre, les résultats de cette étude en position couchée seront mis en regard avec la littérature scientifique selon les effets de la FR, du ratio I:E et finalement analyseront la conservation de ces effets après l'ER (effets aigus).

#### 4.2.1 *Fréquence respiratoire*

La majeure partie des études s'intéressent aux effets des SPB pendant leur réalisation. Bien que les effets des SPB semblent cesser immédiatement à la fin de l'ER (voir paragraphe 4.2.3 Effets aigus des exercices respiratoires), on peut supposer qu'une modification du patron respiratoire ayant le plus d'effet lorsqu'il est effectué aura également de plus grands bénéfices physiologiques (meilleure efficacité) et une plus grande chance de se maintenir dans le temps.

Une étude menée par Song & Lehrer (2003) sur un nombre très restreint de participants, a révélé une relation inversement proportionnelle entre l'amplitude de HRV et la FR. Ces auteurs ont étudié les effets des paramètres de HRV pendant les FR suivantes : 3, 4, 6, 8, 10, 12, and 14 resp/min et ont trouvé que les paramètres HRV augmentaient jusqu'à atteindre un pic à une FR de 4 resp/min puis baissaient à 3 resp/min. Cependant, Song & Lehrer (2003) soulignent que cette augmentation de HRV à de très basses FR n'est pas forcément concomitante avec une augmentation du SNP. Van Diest et al. (2014) confirment cette relation, en trouvant que la RSA était plus grande pendant un ER réalisé à une FR de 6 resp/min comparé à 12 resp/min.

La présente étude est l'une des premières à individualiser la FR en fonction de la FRN des participants. En effet, la plupart des recherches adoptent une FR fixe, souvent égale à 6 resp/min. Cependant, afin de potentialiser les bénéfices des SPB et comme la fréquence de résonance est individuelle, Laborde, Allen, et al. (2021) relèvent qu'il serait avantageux d'individualiser les FR. Bien qu'aucune distinction n'a pu être faite entre une diminution de 10% et de 30% de la FR par rapport à la FRN (pas de différence significative), il semble que le fait de baisser la FR des participants ait eu un effet positif, puisqu'indépendamment de la FR haute ou basse du participant pendant l'ER, des changements significatifs ont été observés (les participants qui avaient une FRN de 16 resp/min respiraient à environ 11 resp/min pendant les ER de -30%, ce qui est plus élevé que les recommandations pour les SPB). Malgré ces effets significatifs, il est difficile de savoir si chaque participant a respiré à sa fréquence de résonance. À l'avenir, il serait intéressant de trouver la

fréquence de résonance de chaque participant afin d'induire une stimulation et des effets maximaux.

#### 4.2.2 *Ratio*

Plusieurs études se sont intéressées à la variation du ratio I:E. En effet, à cause des propriétés de la RSA, allonger le temps d'expiration permettrait d'augmenter l'activation du SNP (Bae et al., 2021 ; Laborde, Iskra, et al., 2021). Bien que les résultats des études varient (Shaffer & Ginsberg, 2017), il semblerait qu'un faible ratio I:E ait des effets positifs.

Les études de Bae et al. (2021) ainsi que de Laborde, Iskra, et al. (2021) ont trouvé une augmentation de l'activité cardiaque vagale et du SNP pendant des respirations avec de faibles ratios. Le protocole expérimental de Bae et al. (2021) est intéressant, car ces auteurs ont isolé les effets du ratio en ne modifiant que le temps d'inspiration et d'expiration et en maintenant la FRN du participant. Il n'y a donc pas d'effet confondant de la baisse de la FR. Fait important, outre des effets pendant l'ER, ils ont trouvé une augmentation du RMSSD et des HF immédiatement après l'ER. Contrairement à Bae et al. (2021) mais en accord avec Laborde, Iskra, et al. (2021) – qui ont utilisé une FR de 6 resp/min –, les résultats de Van Diest et al. (2014) ont mis en évidence des effets d'un faible ratio uniquement lors d'une fréquence respiratoire égale à 6 resp/min mais pas à 12 resp/min. Une force de cette dernière étude est d'avoir interrogé les participants sur leurs ressentis quant aux différents ratios. Il ressort que les participants étaient dans un « état de plus grande relaxation et énergie positive, de réduction de stress, et d'une meilleure prise de conscience lorsqu'ils respiraient avec le ratio I:E faible par rapport au ratio élevé » (Van Diest et al., 2014, p. 177 [traduction personnelle]). Ces états sont également confirmés dans la littérature (Boiten 1998 ; Gomez et al., 2004 ; Van Diest et al., 2001, dans Van Diest et al., 2014). Van Diest et al. (2014) soulignent que ces bénéfices sont principalement dû au faible ratio et non à la diminution de la FR (qui aurait uniquement un impact sur l'énergie positive). L'allongement de l'expiration provoquerait un état de relaxation d'une part, à cause du fait que l'expiration est un processus passif (relâchement des

muscles inspiratoires) et d'autre part, car ce patron est proche du patron de la respiration naturelle (Van Diest et al., 2014).

Tout comme Bae et al. (2021), Laborde, Iskra, et al. (2021) n'ont induit qu'une légère modification du ratio I:E (entre 0.75 et 1.2). Cependant, Laborde, Iskra, et al. (2021) relèvent que des ratios plus amples, comme dans ce travail, pourraient avoir des effets physiologiques différents que ceux observés dans leur étude.

Les résultats de la présente étude n'ont pas mis en évidence de différence entre les ratios I:E sur les paramètres HRV. Il est possible que la diminution du ratio I:E ait moins d'impact que la baisse de la FR sur les paramètres HRV. Il est également possible, en considérant les résultats de Van Diest et al. (2014) – qui ont également utilisés des ratios plus amples –, qu'il n'y ait pas eu de différence significative entre les ER ni d'effets avec des faibles ratios, à cause des FR. En effet, sur les treize participants de cette étude, six avaient une FRN inférieure ou égale à 14 resp/min (moyenne de 10 resp/min) et sept participants respiraient naturellement à plus de 16 resp/min (moyenne de 17 resp/min). Cela signifie que, pendant les ER avec de faibles ratios, les six participants avec une basse FRN avaient une FR d'environ 7 resp/min, tandis que les sept participants ayant une FRN supérieure à 16 resp/min avaient une FR d'environ 12 resp/min. Ainsi, selon les résultats de Van Diest et al. (2014) – qui trouvent des avantages du ratio à 6 resp/min mais pas à 12 resp/min –, les sept participants ayant une FRN supérieure à 16 resp/min n'ont possiblement pas pu profiter des effets du ratio car leur FR pendant les ER était trop haute. Il est donc tout à fait possible qu'aucune différence de ratio n'ait pu être mise en évidence dans cette étude car seule la moitié des participants ont profité du faible ratio I:E. Malgré ces résultats, il serait avantageux de respirer à un faible ratio, mais celui-ci doit encore être déterminé. De surcroît, il serait intéressant de conserver une expiration plus longue afin de profiter des états des détenteurs associés.

#### 4.2.3 Effets aigus des exercices respiratoires

Bien que les effets des interventions répétées semblent être avérés sur le long terme car elles augmenteraient l'activité cardiaque vagale au repos (Laborde, Iskra, et al., 2021 ; Wheat & Larkin, 2010 ; You et al., 2021), les effets d'une session de SPB diffèrent. Les bénéfices à long-terme des programmes porteraient sur le SDNN ainsi que sur la puissance totale de HRV, et seraient notamment dû à une amélioration de l'efficacité du baroréflexe (Wheat & Larkin, 2010). Cependant, il en va autrement concernant les effets d'une seule session de SPB. En effet, Laborde, Allen, et al. (2021) relèvent que les effets des SPB semblent être comme sous l'effet d'un interrupteur on/off. You et al. (2021) se sont intéressés aux effets directement après une session de SPB (avec une légère baisse du ratio) et une heure après : ils ont également observé l'absence d'effets résiduels, tant sur le RMSSD que les HF. Les constats de ces auteurs sont en accord avec la littérature, dont les résultats ont montré que l'activité cardiaque vagale retournait à son niveau initial une fois le SPB terminé (Hoffmann et al., 2019, dans Laborde, Allen, et al., 2021 ; Laborde, Iskra, et al., 2021 ; You et al., 2021).

Les effets observés dans cette présente étude se distingueraient alors des précédentes études car on a relevé des augmentations significatives de la puissance spectrale totale (LF+HFc +23.7%) ainsi que des basses fréquences (LFc +57.1%, LFcun +33.2%). Cependant, en s'intéressant aux basses fréquences, on remarque une augmentation non significative des HFc et une diminution significative des HFcun (-9.5%). Des baisses significatives de la FC (-2.0%) et de la FR (-13.7%) sont également observées. Comme aucune augmentation des HF n'est remarquée, l'accroissement des LF+HF est sans doute principalement causé par l'augmentation des LF. De prime abord, ces observations vont à l'encontre des résultats attendus (aucun effet post comme Laborde, Iskra, et al. (2021) et You et al. (2021), ou effets sur le RMSSD et HF comme Bae et al. (2021) à cause de la stimulation de la RSA et du SNP).

À ce stade, il est important de rappeler que les LF reflètent à la fois les voies sympathiques et parasympathiques (Besson et al., 2020 ; Kenney et al., 2017 ; Shaffer & Ginsberg, 2017). De ce fait, une augmentation des LF peut donc être causée tant par une stimulation du SNS que du SNP ou des deux branches.

Une explication possible de ce résultat serait que les participants étaient stressés par le fait de participer à une recherche scientifique. Entre autres, parce qu'ils portaient des capteurs et se savaient étudiés ; devaient suivre le rythme du métronome, effectuer correctement le protocole de la séance, potentiellement influencer les résultats avec des pensées parasites et émotions, etc... Ce phénomène nommé « effet blouse blanche », a été observé en médecine où des patients ont présenté différentes valeurs de FC et tension artérielle lors de mesures effectuées chez le médecin par comparaison avec les valeurs mesurées chez eux. Pickering et al. (2002) relèvent même que les valeurs pouvaient augmenter de 20 bpm et 30 mmHg. En réponse au stress mental de la situation, l'activité sympathique augmenterait, induisant une vasoconstriction (Pickering et al., 2002). Ainsi, les conditions expérimentales des études pourraient provoquer un retrait de l'activité vagale et une augmentation de l'activité sympathique à cause du stress (Bae et al., 2021). Ces mécanismes sont contraires aux effets recherchés par les SPB et pourraient générer une diminution des HF et des augmentations des LF ainsi que de la FC. Il est certain qu'il existe des différences entre les conditions expérimentales et la vie réelle, ce qui biaise les résultats des études. Le stress des participants à cette recherche n'a pas été mesuré, ce qui rend difficile l'évaluation des répercussions exactes de l'effet blouse blanche. Cependant, cette hypothèse ne semble pas vraiment expliquer la hausse des LF et la diminution des HF, car on constate des baisses significatives de la FC et de la FR. En effet, ces diminutions ne concordent pas avec les réactions physiologiques dues au stress et à l'augmentation de la FC à cause de l'effet blouse blanche.

Ces modifications pourraient également être causées par un accroissement de l'activité cognitive (ce qui augmenterait le SNS), par exemple si les participants ont peut-être élevé leur niveau d'attention pour suivre le rythme du métronome ou pour d'autres raisons. Cet accroissement de l'activité cognitive augmenterait l'activité sympathique et serait maintenue ou aurait diminué dans une moindre mesure par rapport à la condition pré-ER. Cette hypothèse ne semble pas vraisemblable car les ER ont plutôt tendance à baisser l'éveil, surtout lors d'un ratio bas, grâce à l'état de relaxation qui

s'installe (Cottier et al., 1984 ; Larkin et al., 1990, dans Lehrer et al., 2020 ; Zaccaro et al., 2018, dans Noble & Hochman, 2019). Cette hypothèse d'augmentation du SNS ne concorde également pas avec des baisses de la FC et de la FR.

Une autre explication de ce résultat pourrait être l'influence de la FR sur les paramètres fréquentiels. En effet, de par la définition des bandes de fréquences, des FR inférieures à 0.15 Hz (9 resp/min) vont se trouver non pas dans la bande HF mais dans celle des LF. À cause de cette basse FR, une augmentation du SNP par la stimulation de la RSA grâce au SPB se répercuterait non pas dans les HF comme attendu, mais dans les LF. Ce phénomène va fortement influencer l'énergie spectrale des LF et HF, et pourrait conduire à de mauvaises interprétations des données (Saboul et al., 2014). Ce phénomène est illustré en Figure 18 : la FR du participant de gauche (0.24 Hz) est comprise dans la bande HF tandis que la FR de celui de droite (0.13 Hz) est inférieure à 0.15 Hz et se trouve donc dans la bande LF.

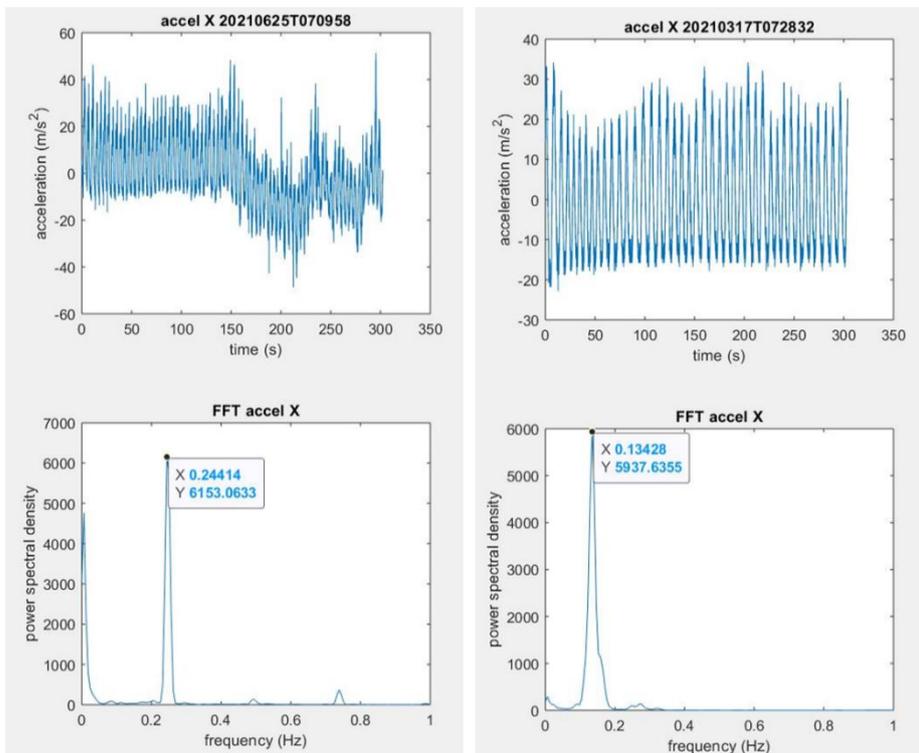


Figure 18 : Illustration du changement de bande de fréquences suivant la fréquence respiratoire naturelle du participant pendant l'enregistrement. La fréquence respiratoire du participant de gauche est dans la bande HF, tandis que la fréquence de celui de droite est plus lente et change dans la bande LF.

En observant la FR mesurée, on constate que la FR moyenne post-ER est de 0.21 Hz. Cette fréquence moyenne se trouve dans la bande HF, ce qui ne va pas dans le sens de cette dernière hypothèse. Cependant, on relève également une diminution de l'ordre de -13.7%, ce qui suggère que la diminution de la FR pendant les ER est conservée, une fois ceux-ci terminés. Ce maintien temporel des effets des ER est positif car il signifie que l'ER a un impact, mais pourrait influencer les résultats post-ER si la FR se trouve dans la bande LF. En s'intéressant aux FR individuelles des participants, on remarque qu'en moyenne trois participants avaient une FR post-ER se trouvant dans la bande LF, alors qu'en moyenne aucune FR était inférieure à 9 resp/min en pré-ER. La Figure 19.A illustre ce changement de bande de fréquence avant (première image) et après l'ER (image au centre). Ces trois mesures sur les treize participants pourraient influencer les résultats. À noter également que cinq participants de cette étude avaient une FRN inférieure ou égale à 10 resp/min, donc proche de la limite des bandes. Il est également connu que la FRN varie de jour en jour (Saboul et al., 2014), ce qui peut engendrer que la FR de ces participants se trouve ou non dans la bande LF lors des mesures. De plus, la FR mesurée représente une moyenne. Bien que cette moyenne se trouve dans une bande de fréquence (HF ou LF), il est néanmoins possible que la FR du participant oscille entre les deux bandes de fréquence pendant l'enregistrement. Ce phénomène est illustré en Figure 19.B, où une majorité de fréquences se trouve dans la bande HF. Cependant une partie des fréquences se trouve dans la bande LF et augmente sa puissance. La moyenne de ce participant se trouve dans la bande HF et ne prend pas en compte l'influence de la FR sur la puissance des LF.

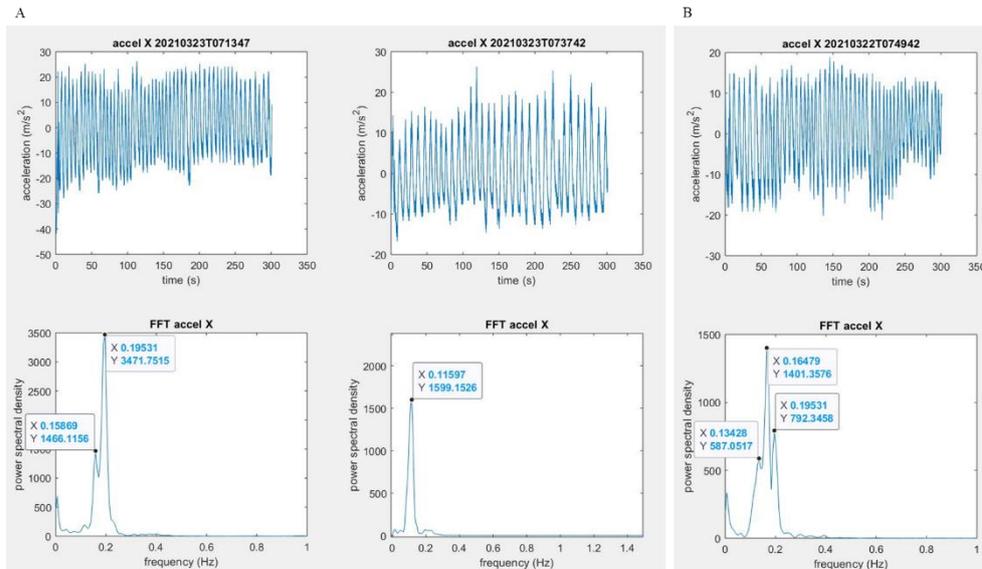


Figure 19 : A. Exemple d'un participant où la baisse de la fréquence respiratoire change de bande de fréquence après l'exercice respiratoire comparé à avant (à gauche : pré, au centre : post). La fréquence respiratoire pré se trouve dans la bande des HF, tandis que la fréquence post reste dans la bande LF. B. Fréquence respiratoire d'un participant oscillant entre les deux bandes de fréquences pendant un enregistrement, avec une moyenne se situant dans la bande HF.

Un élément allant à l'encontre de cette hypothèse est le RMSSD. Ce paramètre temporel est connu pour être relativement indépendant de la respiration et représenter le SNP (Besson et al., 2020 ; Laborde, Iskra, et al., 2021). Cependant, aucune différence significative n'est remarquée sur le RMSSD dans cette étude.

En réunissant tous ces éléments, il serait donc plausible que cette hypothèse d'influence de la FR exerce une influence sur les résultats. Elle permettrait également d'expliquer la baisse significative de la FC (-2.0%), qui serait engendrée par une augmentation de l'activité parasympathique, et ce grâce aux ER. Mais il est difficile de juger l'impact exact de ce phénomène sur les résultats. Il est certain que cette hypothèse ne permet pas à elle seule d'expliquer ces résultats. Il semble donc que la stimulation du SNP ne soit pas totalement la cause de l'augmentation des LF et de la puissance totale (LF+HF).

La baisse de la FR pourrait elle aussi influencer les résultats de cette étude à travers le réflexe de Bainbridge. En effet, la FR post-ER diminuant, le retour veineux lors de l'inspiration est plus grand, ce qui active le réflexe de Bainbridge. Ce dernier va inhiber l'activité sympathique et engendrer une

baisse des HF et une augmentation la FC. Cette augmentation de la FC n'ayant pas été remarquée, il est difficile d'estimer l'influence de ce mécanisme.

Une autre explication possible, et la plus probable, serait l'influence du baroréflexe, représenté dans la bande LF. En effet, les SPB mettent le baroréflexe et la RSA en résonance, pour les stimuler au maximum (Noble & Hochman, 2019 ; Wheat & Larkin, 2010). De plus, Bae et al. (2021) relèvent que des respirations profondes lors des SPB stimulent également les changements de pression sanguine et l'activité du baroréflexe. Bien que Wheat & Larkin (2010) relèvent qu'aucun effet sur les LF à court et long-terme ne sont observés, ces auteurs soulignent qu'il est tout à fait possible que des effets en dehors du SPB (avec biofeedback) soient remarqués à cause de la stimulation du baroréflexe. Ils ajoutent que ces effets sont positifs car le baroréflexe contribue à l'adaptabilité globale du système cardio-vasculaire et au maintien de l'homéostasie, ce qui diminue le risque de maladie (Wheat & Larkin, 2010). Cette stimulation du baroréflexe pourrait être maintenue plus longtemps en post-ER que la stimulation du SNP et ainsi expliquer les résultats de cette étude. Ainsi, la baisse de la FC pourrait être expliquée par la baisse de la FR à travers les mécanismes de la RSA.

Pour résumer, les résultats de cette étude se distinguent des précédents car des effets post-ER sont remarqués en position couchée. Ces résultats positifs peuvent être expliqués premièrement pas une baisse de la FR, qui engendre une baisse de la FC et une augmentation de HRV, mais également par l'hypothèse du maintien de la stimulation du baroréflexe.

### **4.3 Reproductibilité du quatrième exercice respiratoire**

La FC, tant en position couchée que debout, semble avoir une très bonne reproductibilité. En effet, les biais (c : 0.1% ; d : -0.6%), erreurs (c : 0.1% ; d : -0.6%) et CV (c : 4% ; d : 6%) sont faibles. Cependant, il ne semble pas avoir de corrélation pour la FC couché (0.04), ce qui signifie que parfois les mesures diffèrent de l'attendu.

Les analyses sur la FR reflètent également une reproductibilité élevée. Le coefficient de corrélation est élevé (0.85) et les pourcentages d'erreur (-1.3%) et CV (19%) sont bas.

Concernant les paramètres temporels, les CV en position couchée et debout sont compris entre 23 et 29%. Les coefficients de corrélation sont inférieurs à 0.46 mais sont significatifs pour le RMSSD. Les biais, erreurs et LoA sont acceptables et permettent d'estimer la reproductibilité du RMSSD et SDNN à bonne.

Les paramètres fréquentiels souffrent d'une reproductibilité moyenne (Millet, 2019 ; Plews et al., 2013), ce qui est confirmé par les analyses de cette présente étude. Les LoA sont plus larges et les différences des moyennes ne sont pas centrées sur zéro. Les CV oscillent entre 45 et 76%. Cependant, les valeurs semblent être relativement prédictibles car les corrélations sont significatives et comprises entre 0.44 et 0.75, excepté pour les LFc (0.05) et LFd (0.27). Les paramètres calculés en unités normalisées semblent avoir une meilleure reproductibilité. Les graphiques Bland-Altman relèvent que la reproductibilité des paramètres HF et LF est plus précise pour de petites valeurs et diminue avec l'accroissement des valeurs quel que soit la position (les points sont en forme de <).

Tous ces résultats sont en accord avec la littérature, qui souligne la meilleure reproductibilité des paramètres temporels en comparaison des paramètres fréquentiels. Les CV obtenus sont également proches de ceux relevés par Plews et al. (Al Haddad et al., 2011, dans Plews et al., 2013).

Dantas et al. (2010) ont observé que les enregistrements de dix minutes en orthostatismes semblaient avoir une meilleure reproductibilité que ceux en décubitus. Cette différence serait causée par la plus forte influence sympathique due aux facteurs externes (émotions, stress, sommeil, anxiété, etc.) en position couchée, qui serait réduite en position debout car l'activité sympathique domine (Dantas et al., 2010). Ce résultat se retrouve partiellement dans cette étude puisque les coefficients de corrélation sont plus élevés debout mais il n'en va pas de même des autres paramètres calculés.

Des différences de FC peuvent également impacter la reproductibilité des mesures HRV. En effet, Gasior et al. (2016) ont, lors d'un changement de seulement 1 bpm, mesuré des différences de l'ordre de 4% pour le SDNN, 6% pour le RMSSD, et de 8% pour les LF, 15% pour les HF et 10% pour la puissance totale (LF+HF). Cette influence serait non seulement due à des facteurs physiologiques mais également mathématiques (relation inversement proportionnelle entre la FC et les intervalles RR) (Gasior et al., 2016). Des variations de FC de -1.1% couché et de -5.4% debout sont constatées dans cette étude : cette diminution de la FC pourrait donc influencer négativement la reproductibilité des paramètres de HRV.

Dantas et al. (2010) relèvent également que l'intervalle de temps entre les deux mesures impacte la reproductibilité. La présente recherche ayant été réalisée sur des mesures et des jours non-succincts, il est possible que les mesures soient biaisées par la variabilité du jour. Cependant, les calculs ayant été effectués sur les augmentations en pourcentage, cela limite cette influence. C'est pourquoi, la reproductibilité des paramètres peut être estimée comme moyenne.

## 5. Limites et perspectives

De plus en plus, est mise en avant la nécessité d'individualiser le monitoring des athlètes afin d'apporter à chacun des bénéfices optimaux et de réduire les effets indésirables. Cette étude avait pour but de proposer des remédiations individuelles et concrètes avec des outils facilement utilisables et accessibles sur le terrain. Néanmoins, malgré le caractère innovateur de cette étude et les réponses qu'elle apporte, elle comporte certaines limites et de nombreuses questions restent en suspens.

La principale limite de ce travail repose sur le nombre de participants. Un plus gros échantillon aurait été préférable afin d'augmenter la puissance statistique des tests effectués, ainsi que pour confirmer les tendances observées. De plus, les participants n'étaient pas tous du même sexe et provenaient d'horizons parfois très différents. Un certain nombre de différences inter-individuelles ont pu être réduites en effectuant les analyses sur les variations en pourcentage. Dans l'optique de mieux comprendre les effets des différents ER et ainsi mieux pouvoir conseiller et individualiser les ER, il serait intéressant d'observer les effets spécifiques des ER sur une population, sportive ou non, féminine ou masculine et d'âge différent.

Les FRN des participants à cette étude étaient aussi passablement différentes, avec des fréquences variant du simple au double. Etudier les effets des ER chez des individus avec des basses et des hautes FRN séparément, apporterait de plus amples connaissances quant aux mécanismes sous-jacents et permettrait également de mieux individualiser les ER.

L'incertitude quant au respect des ratios I:E constitue également une limite. En effet, Laborde, Iskra, et al. (2021) ont émis l'hypothèse que des ratios plus larges auraient possiblement des effets différents comparés à des ratios proches de un. De plus, dans leur étude, Bae et al. (2021) ont constaté de relativement grands écarts entre le ratio cible et celui réellement effectué par les participants (1.33 au lieu de 2, ratio E:I). Les ratios I:E de cette étude étant relativement élevés (1:2 et 1:3), il aurait été intéressant de calculer ce qu'il en était réellement.

En outre, le manque d'expérience et d'entraînement des participants de cette étude aux SPB peut avoir eu un impact sur les résultats. En effet, il est possible que les participants aient hyperventilé, ce qui aurait non seulement influencé leur état de relaxation mais aussi les paramètres de HRV mesurés ou encore les effets de la respiration profonde (Laborde, Allen, et al., 2021 ; Lehrer et al., 2020 ; Van Diest et al., 2014).

Bien que l'allongement de l'expiration (baisse du ratio I:E) ne semble pas avoir eu d'impact sur les paramètres HRV de cette étude, il serait intéressant d'effectuer les ER avec des ratio bas pour exploiter les sensations de bien-être et de relaxation rapportées par les participants d'autres études (Van Diest et al., 2014). De plus amples recherches sont nécessaires à ce sujet, dont également des questionnaires sur le ressenti des participants, pour les comparer aux changements des paramètres physiologiques.

Tandis que les interventions sur le long terme (un mois) semblent efficaces, et bien que cette étude présente des tendances positives, les effets d'une session de SPB ne font pas l'unanimité. Néanmoins, il n'est pas réaliste de proposer aux athlètes de si longues interventions lors d'états de fatigue transitoire ou en prévention secondaire. C'est pourquoi, afin d'aider au mieux les athlètes, un plus grand nombre d'études est indispensable à l'avenir, notamment sur la détermination de la durée d'une séance et du nombre minimal de séances nécessaires pour induire des effets positifs et rééquilibrer la balance sympatho-vagale.

## 6. Applications pratiques

Ce travail a contribué au développement d'une nouvelle fonctionnalité dans l'application InCORPUS®. Désormais, une fonctionnalité « exercice de respiration » est disponible et peut être effectuée à n'importe quel moment de la journée. Lors de l'ER, l'application va alors guider le sportif auditivement ainsi que visuellement, au moyen d'un cercle qui s'agrandit pour indiquer l'inspiration et se réduit à l'expiration (Figure 20.A).

Grâce à l'intégration de cette fonctionnalité dans l'application, un monitoring complet des athlètes est désormais possible. En effet, les tests orthostatiques permettent d'estimer le niveau énergétique du sportif, puis, en fonction du résultat et, si besoin, effectuer un ER. Idéalement des réglages individualisés lui sont conseillés, mais suite aux résultats de cette étude, les réglages optimaux restent à déterminer. Actuellement, divers ER sont proposés aux sportifs en fonction de leur FRN et ils peuvent également choisir leurs propres réglages (Figure 20.B). Des pauses entre inspiration et expiration, ou expiration et inspiration, sont également en option.



Figure 20 : Captures d'écran de la fonction « exercice de respiration » sur l'application InCORPUS®. A. Illustration de l'inspiration et l'expiration guidées par le cercle. B. Les différents réglages possibles.



## 7. Conclusion

L'objectif de ce travail était d'étudier différentes modifications du patron ventilatoire afin de proposer des remédiations concrètes et individualisées aux athlètes ; et particulièrement à ceux souffrant d'un déficit d'activation des voies parasympathiques. Les effets des différents FR et ratios n'ont pas pu être distingués. Cependant, des effets aigus significatifs en position couchée ont été constatés, avec notamment des baisses de la FC et de la FR, ainsi que des augmentations de la puissance totale et des LF. Étonnamment, aucune différence n'a été relevée sur les paramètres parasympathiques (HF ou RMSSD). Une explication de ces résultats serait la conservation post-ER de la stimulation du baroréflexe plutôt que des voies parasympathiques.

Un second but de ce travail consistait à évaluer la reproductibilité d'un ER. Les paramètres temporels ainsi que la FC et la FR semblent avoir une bonne reproductibilité. Une reproductibilité moyenne des paramètres fréquentiels a été mise en avant mais les valeurs restent dans des limites acceptables et concordent avec les précédentes recherches à ce sujet.

Pour conclure, les exercices de type SPB semblent avoir des effets positifs et partiellement reproductibles. Il est fort probable qu'un déséquilibre de la balance sympatho-vagale, suite à une surcharge d'entraînement, puisse être remédiée grâce à un SPB. Cette méthode de médecine alternative peut facilement s'implémenter chez les sportifs grâce à son bon rapport coûts-efficacité (Wheat & Larkin, 2010), à son absence d'effets secondaires (Lehrer et al., 2020 ; Wheat & Larkin, 2010) mais également grâce à sa facilité d'utilisation et le peu de matériel requis (Laborde, Iskra, et al., 2021). Le SPB s'est avéré bénéfique sur plusieurs fonctions physiologiques et psychologiques tels que l'amélioration du système immunitaire, le traitement des maladies cardiovasculaires, l'augmentation de l'efficacité des échanges gazeux, le contrôle de la pression sanguine, mais aussi la capacité à s'adapter, la gestion des émotions, ainsi que l'induction de sentiments de relaxation et de bien-être (Bae et al., 2021 ; Laborde, Allen, et al., 2021 ; Lehrer et al., 2020 ; Van Diest et al., 2014).



## 8. Références

- Achten, J., & Jeukendrup, A. E. (2003). Heart Rate Monitoring. *Sports Medicine*, 33(7), 517-538. <https://doi.org/10.2165/00007256-200333070-00004>
- Aubert, A. E., Seps, B., & Beckers, F. (2003). Heart Rate Variability in Athletes. *Sports Medicine*, 33(12), 889-919. <https://doi.org/10.2165/00007256-200333120-00003>
- Bae, D., Matthews, J. J. L., Chen, J. J., & Mah, L. (2021). Increased exhalation to inhalation ratio during breathing enhances high-frequency heart rate variability in healthy adults. *Psychophysiology*, 58(11), e13905. <https://doi.org/10.1111/psyp.13905>
- Bernardi, L., Porta, C., Gabutti, A., Spicuzza, L., & Sleight, P. (2001). Modulatory effects of respiration. *Autonomic Neuroscience*, 90(1-2), 47-56. [https://doi.org/10.1016/S1566-0702\(01\)00267-3](https://doi.org/10.1016/S1566-0702(01)00267-3)
- Besson, C., Saubade, M., Gremeaux, V., Millet, G. P., & Schmitt, L. (2020). Analyse de la variabilité de la -fréquence cardiaque : Méthodes, limites et exemples cliniques. *Revue Médicale Suisse*, 16, 1432-1437.
- Billman, G. E. (2011). Heart Rate Variability – A Historical Perspective. *Frontiers in Physiology*, 2, 13. <https://doi.org/10.3389/fphys.2011.00086>
- Billman, G. E. (2013). The LF/HF ratio does not accurately measure cardiac sympatho-vagal balance. *Frontiers in Physiology*, 4, 5. <https://doi.org/10.3389/fphys.2013.00026>
- Bourdillon, N., Schmitt, L., Yazdani, S., Vesin, J.-M., & Millet, G. P. (2017). Minimal Window Duration for Accurate HRV Recording in Athletes.

*Frontiers in Neuroscience*, 11, 9.

<https://doi.org/10.3389/fnins.2017.00456>

Bourdillon, N., Yazdani, S., Nilchian, M., Mariano, A., Vesin, J.-M., & Millet, G. P. (2018). Overload blunts baroreflex only in overreached athletes. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 21(9), 941-949. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2018.01.008>

Bourdillon, N., Yazdani, S., Schmitt, L., & Millet, G. P. (2020). Effects of COVID-19 lockdown on heart rate variability. *PLoS ONE*, 15(11), e0242303. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0242303>

Buchheit, M. (2014). Monitoring training status with HR measures : Do all roads lead to Rome? *Frontiers in Physiology*, 5, 19. <https://doi.org/10.3389/fphys.2014.00073>

Dantas, E. M., Gonçalves, C. P., Silva, A. B. T., Rodrigues, S. L., Ramos, M. S., Andreão, R. V., Pimentel, E. B., Lunz, W., & Mill, J. G. (2010). Reproducibility of heart rate variability parameters measured in healthy subjects at rest and after a postural change maneuver. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 43(10), 982-988. <https://doi.org/10.1590/s0100-879x2010007500101>

Firstbeat Technologies Ltd. (2015). *Recovery Analysis for Athletic Training Based on Heart Rate Variability [White paper]* (p. 9). [https://assets.firstbeat.com/firstbeat/uploads/2015/10/Recovery-white-paper\\_15.6.20153.pdf](https://assets.firstbeat.com/firstbeat/uploads/2015/10/Recovery-white-paper_15.6.20153.pdf)

Gąsior, J. S., Sacha, J., Jeleń, P. J., Zieliński, J., & Przybylski, J. (2016). Heart Rate and Respiratory Rate Influence on Heart Rate Variability Repeatability : Effects of the Correction for the Prevailing Heart Rate.

*Frontiers in Physiology*, 7(356).

<https://doi.org/10.3389/fphys.2016.00356>

Jan, H.-Y., Chen, M.-F., Fu, T.-C., Lin, W.-C., Tsai, C.-L., & Lin, K.-P.

(2019). Evaluation of Coherence Between ECG and PPG Derived Parameters on Heart Rate Variability and Respiration in Healthy Volunteers With/Without Controlled Breathing. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 39(5), 783-795.

<https://doi.org/10.1007/s40846-019-00468-9>

Kenney, W. L., Wilmore, J. H., & Costill, D. L. (2017). *Physiologie du sport et de l'exercice* (A. Delamarche, P. Delamarche, C. Groussard, & H. Zouhal, Trad.; 6e édition). De Boeck Supérieur.

Klabunde, R. E. (2016, juillet 12). *Effects of Gravity on Venous Return*.

Cardiovascular Physiology Concepts.

<https://www.cvphysiology.com/Cardiac%20Function/CF017>

Kurunmäki, V.-P. (2007, mai 16). *Beyond heart rate : Heart Rate and Heart Rate Variability in the measurement of training load and recovery from training*. Suunto Seminar, Papendal.

Laborde, S., Allen, M. S., Borges, U., Iskra, M., Zammit, N., You, M., Hosang, T., Mosley, E., & Dosseville, F. (2021). Psychophysiological effects of slow-paced breathing at six cycles per minute with or without heart rate variability biofeedback. *Psychophysiology*, 59(1), e13952. <https://doi.org/10.1111/psyp.13952>

Laborde, S., Iskra, M., Zammit, N., Borges, U., You, M., Sevoz-Couche, C., & Dosseville, F. (2021). Slow-Paced Breathing: Influence of Inhalation/Exhalation Ratio and of Respiratory Pauses on Cardiac

Vagal Activity. *Sustainability*, 13, 7775.

<https://doi.org/10.3390/su13147775>

Lehrer, P., Kaur, K., Sharma, A., Shah, K., Huseby, R., Bhavsar, J., Sgobba, P., & Zhang, Y. (2020). Heart Rate Variability Biofeedback Improves Emotional and Physical Health and Performance : A Systematic Review and Meta Analysis. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 45(3), 109-129. <https://doi.org/10.1007/s10484-020-09466-z>

McGuigan, M. (2017). *Monitoring training and performance in athletes*. Human Kinetics.

Meeusen, R., Duclos, M., Foster, C., Fry, A., Gleeson, M., Nieman, D., Raglin, J., Rietjens, G., Steinacker, J., & Urhausen, A. (2013). Prevention, diagnosis, and treatment of the overtraining syndrome : Joint consensus statement of the European College of Sport Science and the American College of Sports Medicine. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 45, 186-205. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318279a10a>

Millet, G. P. (2019, novembre). *Variabilité de la fréquence cardiaque (HRV)*. Cours « Pratiques innovantes en entraînement—Réentraînement ».

Monié, B. (2018). 27. Cohérence cardiaque. *Aide-Memoire*, 3, 249-254.

Noble, D. J., & Hochman, S. (2019). Hypothesis : Pulmonary Afferent Activity Patterns During Slow, Deep Breathing Contribute to the Neural Induction of Physiological Relaxation. *Frontiers in Physiology*, 10(1176). <https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fphys.2019.01176>

- Pakkam, M. L., & Brown, K. N. (2022). Physiology, Bainbridge Reflex. In *StatPearls*. StatPearls Publishing. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK541017/>
- Pickering, T. G., Gerin, W., & Schwartz, A. R. (2002). What is the white-coat effect and how should it be measured? *Blood Pressure Monitoring*, 7(6), 293-300.
- Plews, D. J., Laursen, P. B., Stanley, J., Kilding, A. E., & Buchheit, M. (2013). Training Adaptation and Heart Rate Variability in Elite Endurance Athletes: Opening the Door to Effective Monitoring. *Sports Medicine*, 43(9), 773-781. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0071-8>
- Rosenblueth, A., & Simeone, F. A. (1934). The interrelations of vagal and accelerator effects on the cardiac rate. *American Journal of Physiology-Legacy Content*, 110(1), 42-55. <https://doi.org/10.1152/ajplegacy.1934.110.1.42>
- Saboul, D., Pialoux, V., & Hautier, C. (2014). The breathing effect of the LF/HF ratio in the heart rate variability measurements of athletes. *European Journal of Sport Science*, 14(sup1), S282-S288. <https://doi.org/10.1080/17461391.2012.691116>
- Schipke, J., Arnold, G., & Pelzer, M. (1999). Effect of respiration rate on short-term heart rate variability. *Journal of Clinical and Basic Cardiology*, 2(1), 92-95.
- Schmitt, L., Regnard, J., Desmarests, M., Mauny, F., Mourot, L., Fouillot, J.-P., Coulmy, N., & Millet, G. (2013). Fatigue Shifts and Scatters Heart

- Rate Variability in Elite Endurance Athletes. *PLOS ONE*, 8(8), e71588. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0071588>
- Schmitt, L., Regnard, J., Parmentier, A. L., Mauny, F., Mourot, L., Coulmy, N., & Millet, G. P. (2015). Typology of “Fatigue” by Heart Rate Variability Analysis in Elite Nordic-skiers. *International Journal of Sports Medicine*, 36(12), 999-1007. <https://doi.org/10.1055/s-0035-1548885>
- Shaffer, F., & Ginsberg, J. P. (2017). An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms. *Frontiers in Public Health*, 5, 258. <https://doi.org/10.3389/fpubh.2017.00258>
- Song, H.-S., & Lehrer, P. M. (2003). The Effects of Specific Respiratory Rates on Heart Rate and Heart Rate Variability. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 28(1), 13-23. <https://doi.org/10.1023/A:1022312815649>
- Souza Neto, E. P., Neidecker, J., & Lehot, J. J. (2003). Comprendre la variabilité de la pression artérielle et de la fréquence cardiaque. *Annales Françaises d'Anesthésie et de Réanimation*, 22(5), 425-452. [https://doi.org/10.1016/S0750-7658\(03\)00134-5](https://doi.org/10.1016/S0750-7658(03)00134-5)
- Task Force. (1996). Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. *Circulation*, 93, 1043-1065. <https://doi.org/doi:10.1161/01.CIR.93.5.1043>
- Van Diest, I., Verstappen, K., Aubert, A. E., Widjaja, D., Vansteenkamp, D., & Vlemincx, E. (2014). Inhalation/Exhalation Ratio Modulates the

Effect of Slow Breathing on Heart Rate Variability and Relaxation. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 39(3), 171-180.  
<https://doi.org/10.1007/s10484-014-9253-x>

Wheat, A. L., & Larkin, K. T. (2010). Biofeedback of Heart Rate Variability and Related Physiology: A Critical Review. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 35(3), 229-242.  
<https://doi.org/10.1007/s10484-010-9133-y>

You, M., Laborde, S., Salvotti, C., Zammit, N., Mosley, E., & Dosseville, F. (2021). Influence of a Single Slow-Paced Breathing Session on Cardiac Vagal Activity in Athletes. *International Journal of Mental Health and Addiction*. <https://doi.org/10.1007/s11469-020-00467-x>



## 9. Annexes

### 9.1 Information aux participants



#### **Analyse du patron ventilatoire sur l'activation parasympathique : analyse par la variabilité de la fréquence cardiaque au repos**

Ce projet est organisé par : Prof Grégoire Millet, Dr Nicolas Bourdillon et Alicia Steiner Institut des Sciences du Sport de l'Université de Lausanne (ISSUL)

Madame, Monsieur,

Nous vous proposons de participer à notre projet de recherche. Cette feuille d'information décrit le projet de recherche, d'abord dans une version courte (résumé), comme s'il s'agissait d'une table de matières, puis dans une version longue (version détaillée).

#### **Résumé**

1	<b>Objectifs de l'étude</b> Par la présente, nous vous proposons de participer à une étude sur la variabilité de la fréquence cardiaque et la respiration. Nous effectuons cette étude pour voir les effets à court terme d'exercices respiratoires sur le système nerveux parasympathique.
2	<b>Sélection des personnes</b> Vous êtes en bonne santé et âgé de 18 à 35 ans. C'est la raison pour laquelle nous vous faisons parvenir cette feuille d'information.
3	<b>Informations générales sur le projet</b> Cette étude commencera durant le mois de mars et comprendra 15 participants. Après une séance d'explication et de familiarisation au matériel et au protocole, vous effectuerez de manière autonome 9 séances de mesure.
4	<b>Déroulement pour les participants</b> Chaque séance s'effectuera le matin au réveil et durera environ 45 minutes. Une séance est composée d'un test orthostatique, d'un exercice respiratoire puis d'un second test orthostatique. Pendant ce temps, votre fréquence cardiaque sera mesurée à l'aide d'une ceinture de fréquence cardiaque positionnée autour de votre thorax. Vous serez guidé par un métronome pour effectuer les exercices respiratoires.
5	<b>Bénéfices pour les participants</b> Votre participation à cette étude ne vous apportera aucun bénéfice financier. Si vous participez à l'étude, vous connaîtrez votre profil énergétique après chaque test.
6	<b>Droits des participants</b> Vous êtes libre d'accepter ou de refuser de participer à l'étude. Si vous décidez de ne pas participer, cela ne changera rien à votre prise en charge médicale. Vous n'avez pas à justifier vos décisions.
7	<b>Obligations des participants</b> Si vous décidez de participer à l'étude, vous devrez observer certaines exigences comme participez à la séance d'introduction et aux 9 séances de mesure, ainsi que de respecter les consignes.
8	<b>Risques</b> Les participants n'encourent aucun risque en prenant part à cette étude.
9	<b>Confidentialité des données et des échantillons</b> Nous respectons toutes les dispositions légales relatives à la protection des données. Toutes les personnes impliquées sont soumises au secret professionnel. Vos données personnelles et médicales sont protégées et utilisées sous une forme codée.
10	<b>Retrait de l'étude</b> Vous pouvez à tout moment vous retirer du projet si vous le souhaitez. Les données médicales recueillies jusque-là seront analysées malgré tout.
11	<b>Compensation des participants</b> Si vous participez à cette étude, vous recevrez pour cela aucune compensation.
12	<b>Réparation des dommages subis</b> La responsabilité civile de l'UNIL couvre les dommages éventuels dans le cadre de l'étude.
13	<b>Financement de l'étude</b>

	L'Institut des Sciences du Sport de l'Université de Lausanne (ISSUL) dispose de fonds suffisants pour cette étude et sera responsable du paiement des coûts associés à cette expérience.
14	<b>Interlocuteur(s)</b> Vous pouvez à tout moment poser toutes vos questions et demander toutes les précisions nécessaires à la personne suivante : Alicia Steiner, <a href="mailto:alicia.steiner@unil.ch">alicia.steiner@unil.ch</a> / 079 136 52 94

## Information détaillée

### 1. Objectifs du projet de recherche

L'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque consiste à étudier l'intervalle de temps entre deux battements cardiaques. La fréquence cardiaque est sous l'influence du système nerveux autonome. Ce système régule de façon inconsciente les fonctions vitales tel que respirer, digérer ou la circulation sanguine. Il est composé du système nerveux parasympathique, qui est dominant au repos et favorise le stockage d'énergie, et du système nerveux sympathique, qui est dominant durant une activité physique et favorise la dépense énergétique. Le système nerveux parasympathique tend à baisser la fréquence cardiaque tandis que le système nerveux sympathique augmente le rythme cardiaque. La variation de la fréquence cardiaque est une mesure non-invasive de la régulation autonome du myocarde. C'est donc un moyen indirect d'évaluer la balance sympatho-vagale, c'est-à-dire de peser l'influence du système nerveux parasympathique et du système nerveux sympathique.

Un simple test orthostatique permet de mesurer et analyser la variabilité de la fréquence cardiaque. A partir de ce test, il est possible d'évaluer le niveau de forme physiologique d'un individu et d'identifier différents profils énergétiques. Tout cela permet de monitorer efficacement l'entraînement des athlètes et de réduire le risque de blessure car des niveaux de fatigue peuvent être identifiés avant que la personne ne s'en rende compte et qu'il ne soit trop tard.

Différents types de fatigue ont été identifiés. Ces types de fatigue sont liés au système nerveux autonome, et peuvent résulter d'une sur- ou sous-activation du système nerveux sympathique ou du système nerveux parasympathique. Les remédiations proposées aux personnes diffèrent suivant le type de fatigue.

Lorsqu'une fatigue sous forme d'hypotonie parasympathique est identifiée, une des remédiations proposées est d'effectuer un travail respiratoire afin d'augmenter l'activation parasympathique. L'objectif principal de cette recherche est de vérifier l'effet aigu d'une modification de son patron respiratoire sur la variabilité de la fréquence cardiaque et plus particulièrement sur l'activation du système nerveux parasympathique. Nous souhaitons également savoir si ces résultats sont reproductibles.

### 2. Sélection des personnes pouvant participer au projet

Pour cette étude de recherche scientifique, nous cherchons à recruter 15 personnes en bonne santé âgées de 18 à 35 ans. La bonne santé physique et mentale sera primordiale pour l'acceptation à y participer. Vous serez en mesure de communiquer avec les expérimentateurs et aurez la possibilité de donner votre consentement. Être fumeur ou malade sont des critères d'exclusions.

### 3. Informations générales sur le projet

Cette étude comportera 10 séances, soit une première séance d'explication et de familiarisation au matériel et au protocole, puis 9 séances de mesure. La période de mesure commencera durant le mois de mars et sera de longueur variable. En effet, les séances peuvent être effectuées avec des jours d'interruptions entre elles, selon votre disponibilité.

Chaque séance comprendra un test orthostatique de 10 minutes, puis un exercice respiratoire de 10 minutes et pour finir un second test orthostatique (10 minutes). En ajoutant le temps de préparation du matériel, chaque séance durera environ 45 minutes. Vous devrez effectuer les 9 séances. L'investissement total sera de 7 heures et demi environ.

La planification des exercices respiratoires sera la suivante :

- Séance 1, 2 et 3 : respiration libre afin de déterminer votre fréquence respiratoire naturelle
- Séance 4 : fréquence respiratoire naturelle diminuée de 10%
- Séance 5 : fréquence respiratoire naturelle diminuée de 30% avec un rapport inspiration : expiration de 1:1
- Séance 6 : fréquence respiratoire naturelle diminuée de 30% avec un rapport inspiration : expiration de 1:2
- Séance 7 : fréquence respiratoire naturelle diminuée de 30% avec un rapport inspiration : expiration de 1:3
- Séance 8 et 9 : fréquence respiratoire naturelle diminuée de 30% avec le rapport inspiration : expiration ayant eu le plus d'influence sur le système parasympathique.

Nous effectuons ce projet dans le respect des prescriptions de la législation suisse. La commission cantonale d'éthique compétente a contrôlé et autorisé le projet.

#### 4. Déroulement pour les participants

La première séance aura lieu chez vous et durera 45 minutes environ. Durant cette séance d'introduction, vous commencerez par remplir le formulaire de consentement. Une fois celui-ci signé, vous serez invité à télécharger sur votre téléphone l'application InCORPUS et créer un compte. Vous installerez également une application métronome qui vous aidera à effectuer l'exercice respiratoire. Ensuite, vous recevrez une ceinture de fréquence cardiaque Polar H10 afin d'effectuer les mesures. Vous serez alors instruit pour effectuer chaque séance de mesure de façon autonome et à la maison. Lors de cette première visite, vous réaliserez un test orthostatique à titre d'exemple et vous vous familiariserez à respirer au rythme du métronome. Pour finir, vous établirez avec l'expérimentateur la planification des 9 séances de mesures.

#### Déroulement de chaque séance de mesure

Afin de garantir la qualité et la reproductibilité des tests, il vous sera demandé d'effectuer les 9 séances de mesures dans un endroit calme et sans sollicitations extérieures (pas de discussion avec quelqu'un ou de téléphone portable). De plus, vous effectuerez le test orthostatique le matin à jeun et la vessie vide. Il est important que vous réalisiez ces séances dans des conditions les plus semblables et reproductibles possible.

Le jour du test, après vous être éveillé et être allé aux toilettes, vous commencerez par porter la ceinture. Pour cela vous humidifierez les capteurs de la ceinture H10 puis vous la positionnerez autour de votre thorax, juste en dessous des pectoraux. Veillez à ce que la ceinture soit bien ajustée à votre taille grâce à la bande élastique réglable. Une fois la ceinture installée, vous vérifierez que votre téléphone est en mode « son ». Vous pouvez alors ouvrir l'application InCORPUS et appuyer sur le bouton « Nouveau checkup ». L'application se connectera avec la ceinture H10 via le Bluetooth. Vous suivrez les instructions de l'application InCORPUS pour effectuer le test orthostatique. Pour ce test, il vous sera demandé de rester allongé pendant 5 minutes puis, après un bip sonore de l'application, de vous lever et rester debout pendant 5 minutes supplémentaires, immobile, sans bouger les pieds. Pendant le temps du test, vous laisserez aller vos pensées. Une fois le test terminé, vous répondrez à quatre courtes questions concernant votre état. Votre profil énergétique vous sera alors donné à titre indicatif par l'application InCORPUS.

Après ce premier test orthostatique, vous vous allongerez et effectuez l'exercice respiratoire à l'aide d'un métronome tout en gardant la ceinture de fréquence cardiaque. L'expert vous indiquera avant chaque séance à quel rythme régler le métronome ainsi que le patron ventilatoire à suivre. Par exemple : régler le métronome sur 67 bips par minutes, inspirer sur 2 bips et expirer sur 4 bips. Vous effectuerez l'exercice respiratoire pendant 10 minutes. Avant de commencer l'exercice respiratoire, vous lancerez le métronome puis un nouveau checkup dans l'application InCORPUS. Cela vous permettra d'avoir une indication de la fin des 10 minutes. Une fois l'exercice respiratoire terminé, vous répondrez à nouveau aux questions de l'application InCORPUS puis stoppez le métronome.

A la fin de cet exercice, vous effectuerez une deuxième fois le test orthostatique. Ce dernier se déroule exactement de la même manière que le premier test, soit 5 minutes couché puis 5 minutes debout.

Lorsque ce deuxième test orthostatique sera terminé, la séance sera finie. Ci-dessous, un petit schéma illustrant le protocole d'une séance.

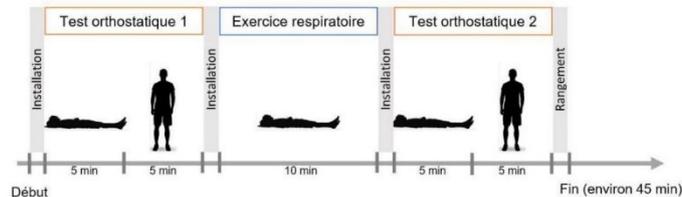


Figure 1: Schéma décrivant le déroulement de chaque séance. La mention « installation » évoque le port du capteur, le lancement des applications et les réponses aux questions.

#### 5. Bénéfices pour les participants

Votre participation à cette étude ne vous apportera aucun bénéfice. Si vous participez à l'étude, vous recevrez après chaque test orthostatique un profil énergétique correspondant au fonctionnement de votre système nerveux autonome au moment du test. Vous pourrez donc savoir votre état de fatigue. Vous aurez accès à vos données en tout temps sur l'application. Un document résumant vos propres résultats vous sera remis sur

demande à la fin de la récolte de données. Les résultats de l'étude pourraient se révéler importants par la suite chez des personnes souffrant d'une fatigue de type hypotonie parasympathique. En effet, ces exercices respiratoires pourront être proposés en tant que médiation pour stimuler l'activité du système nerveux parasympathique et retrouver un état énergétique sain.

#### **6. Droits des participants**

Votre participation est entièrement libre. Si vous choisissez de ne pas participer ou si vous choisissez de participer et revenez sur votre décision pendant le déroulement de l'étude, vous n'aurez pas à justifier votre refus. Cela ne changera rien à votre prise en charge médicale habituelle. Vous pouvez à tout moment poser toutes les questions nécessaires au sujet de l'étude. Veuillez-vous adresser pour ce faire à la personne indiquée à la fin de la présente feuille d'information.

#### **7. Obligations des participants**

En tant que participant à cette étude, vous êtes tenu :

- De suivre les instructions de l'investigateur et de vous conformer au plan de l'étude ;
- D'informer précisément l'investigateur de la survenue d'éventuels effets indésirables.
- D'informer l'investigateur de la prise des médicaments ; font également partie des médicaments toutes les préparations que vous avez achetées vous-même, qui sont disponibles sans ordonnance et/ou rattachées à une médecine alternative car la prise de médicament peut avoir une incidence sur les résultats de l'étude.

#### **8. Risques**

Cette étude ne présente a priori pas de danger pour vous. La mesure de la variabilité de la fréquence cardiaque est une mesure non invasive. Vous porterez une ceinture mesurant la fréquence cardiaque autour de votre buste. Cette méthode de mesure est totalement inoffensive. En fonction du serrage de la bande élastique, de légères marques cutanées pourraient apparaître après avoir ôté la ceinture. Celles-ci sont indolores et disparaîtront après quelques minutes. Les exercices de respiration demandé vous seront montrés au préalable et ne présentent aucun risque pour votre santé. De plus, aucune fatigue ne vous sera infligée.

#### **9. Confidentialité des données**

Pour les besoins de l'étude, nous enregistrerons vos données personnelles et médicales. Seul un nombre limité de personnes peut consulter vos données sous une forme non codée, et exclusivement afin de pouvoir accomplir des tâches nécessaires au déroulement du projet. Les données recueillies à des fins de recherche sont codées lors de leur collecte. Le codage signifie que toutes les données permettant de vous identifier (p. ex. le nom, la date de naissance, etc.) sont remplacés par un code. Le code reste en permanence au sein de l'institution/ de l'hôpital. Les personnes ne connaissant pas ce code ne peuvent pas lier ces données à votre personne. Dans le cas d'une publication, les données agrégées ne vous sont donc pas imputables en tant que personne. Votre nom n'apparaîtra jamais sur Internet ou dans une publication. Parfois, les journaux scientifiques exigent la transmission de données individuelles (données brutes). Si des données individuelles doivent être transmises, elles sont toujours codées et ne permettent donc pas de vous identifier en tant que personne. Toutes les personnes impliquées dans l'étude de quelque manière que ce soit sont tenues au secret professionnel. Toutes les directives relatives à la protection des données sont respectées et vous avez à tout moment le droit de consulter vos données. Durant son déroulement, l'étude peut faire l'objet d'inspections. Celles-ci peuvent être effectuées par la commission d'éthique qui s'est chargée de son contrôle initial et l'a autorisé, par l'organisme qui l'a initiée. Il se peut que le médecin-investigateur doive communiquer vos données personnelles et médicales pour les besoins de ces inspections. Toutes les personnes sont tenues au secret professionnel.

#### **10. Retrait du projet**

Vous pouvez à tout moment vous retirer de l'étude si vous le souhaitez. Les données médicales recueillies jusque-là seront tout de même analysées, ceci afin de ne pas compromettre la valeur de l'étude dans son ensemble. Après l'analyse nous rendrons vos données anonymes, en effaçant définitivement le code les reliant à votre personne. Après cela, plus personne ne pourra savoir que ces données et ce matériel sont les vôtres.

**11. Compensation des participants**

Si vous participez à cette étude, vous ne recevrez pour cela aucune compensation ou dédommagement.

**12. Réparation des dommages subis**

La direction du projet qui a initié l'étude est en charge de sa réalisation et est responsable des dommages que vous pourriez subir en relation avec les activités de recherche. Les conditions et la procédure sont fixées par la loi. Si vous avez subi un dommage, veuillez-vous adresser à la direction du projet (Grégoire Millet, Nicolas Bourdillon et Alicia Steiner).

**13. Financement de l'étude**

Aucun fond n'a été demandé pour cette étude. L'Institut des Sciences du Sport de l'Université de Lausanne (ISSUL) dispose des fonds suffisants pour cette étude et sera responsable du paiement des coûts associés à cette expérience.

**14. Interlocuteurs**

En cas de doute, de craintes ou d'urgences pendant ou après l'étude, vous pouvez vous adresser à tout moment à l'un des interlocuteurs suivants :

**Grégoire Millet (PhD)**

(Professeur associé)  
Institut des Sciences du Sport de l'Université de Lausanne (ISSUL)  
Université de Lausanne  
Bâtiment Synathlon – Bureau 3114  
CH – 1015 Lausanne  
Tél.: +41 (0) 21 692 32 94  
E-Mail: gregoire.millet@unil.ch

**Nicolas Bourdillon (PhD)**

(Chargé de recherche)  
Institut des Sciences du Sport de l'Université de Lausanne (ISSUL)  
Université de Lausanne  
Bâtiment Synathlon – Bureau 3106  
CH – 1015 Lausanne  
Tél.: +41 (0) 21 692 37 97  
E-Mail: nicolas.bourdillon@unil.ch

**Alicia Steiner (Bsc)**

(Étudiante)  
Institut des Sciences du Sport de l'Université de Lausanne (ISSUL)  
Université de Lausanne  
CH – 1015 Lausanne  
Tél.: +41 (0) 79 136 52 94  
E-Mail: alicia.steiner@unil.ch

## 9.2 Consentement des participants

### Déclaration de consentement

#### Déclaration de consentement écrite pour la participation à un projet de recherche

- Veuillez lire attentivement ce formulaire.
- N'hésitez pas à poser des questions lorsque vous ne comprenez pas quelque chose ou que vous souhaitez avoir des précisions.

Numéro BASEC de l'étude :

(Après soumission à la commission d'éthique compétente) :

Titre de l'étude :

(Titre scientifique et titre usuel)

Analyse du patron ventilatoire sur l'activation parasymphatique : analyse par la variabilité de la fréquence cardiaque au repos

Institution responsable :

(Promoteur avec adresse complète) :

Institut des Sciences du Sport de l'Université de Lausanne (ISSUL)  
Université de Lausanne

Lieu de réalisation de l'étude :

Domicile du participant

Directeur responsable du projet sur le site :

(Nom et prénom en caractères d'imprimerie) :

GRÉGOIRE MILLET

Participant / participante :

(Nom et prénom en caractères d'imprimerie) :

Date de naissance :

Femme

homme

- Je déclare avoir été informé, par l'investigateur responsable de cette étude soussigné, oralement et par écrit, des objectifs et du déroulement de l'étude ainsi que des effets présumés, des avantages, des inconvénients possibles et des risques éventuels.
- Je prends part à cette étude de façon volontaire et j'accepte le contenu de la feuille d'information qui m'a été remise sur l'étude précitée. J'ai eu suffisamment de temps pour prendre ma décision.
- J'ai reçu des réponses satisfaisantes aux questions que j'ai posées en relation avec ma participation à l'étude. Je conserve la feuille d'information et reçois une copie de ma déclaration de consentement écrite.
- J'accepte que mon médecin traitant soit informé de ma participation à l'étude.
- J'accepte que les spécialistes compétents du promoteur de l'étude, de la Commission d'éthique compétente, puissent consulter mes données brutes afin de procéder à des contrôles, à condition toutefois que la confidentialité de ces données soit strictement assurée.
- Je sais que mes données personnelles peuvent être transmises / transmis à des fins de recherche dans le cadre de ce projet uniquement et sous une forme codée.
- Je peux, à tout moment et sans avoir à me justifier, révoquer mon consentement à participer à l'étude, sans que cela n'ait de répercussion défavorable sur la suite de ma prise en charge. Les données médicales qui ont été recueillies jusque-là seront cependant analysés.
- Je suis informé que la responsabilité civile de l'UNIL couvre les dommages éventuels que je pourrais subir imputables au projet.
- Je suis conscient que les obligations mentionnées dans la feuille d'information destinée aux participants doivent être respectées pendant toute la durée de l'étude. La direction de l'étude peut m'en exclure à tout moment dans l'intérêt de ma santé.

Lieu, date

Signature du participant / de la participante

(Remarque : les adolescents de plus de 14 ans peuvent signer seuls le consentement à la participation aux projets de catégorie de risque A.)

**Attestation du médecin-investigateur :** Par la présente, j'atteste avoir expliqué au participant / à la participante la nature, l'importance et la portée de l'étude. Je déclare satisfaire à toutes les obligations en relation avec ce projet conformément au droit en vigueur. Si je devais prendre connaissance, à quelque moment que ce soit durant la réalisation du projet, d'éléments susceptibles d'influer sur le consentement du participant / de la participante à prendre part au projet, je m'engage à l'en informer immédiatement.

Lieu, date	Nom et prénom du médecin-investigateur assurant l'information aux participants en caractères d'imprimerie.  Signature de l'investigateur
------------	--

### 9.3 Exemples d'indication des réglages du métronome

Jour	Réglage du métronome	Beats per bar	Clicks per beat	
Jour 4	78	4	1	Inspiration et expiration sur 4 temps, à chaque bip plus aigu changer (inspirer ou expirer)
Jour 5	61	4	1	Inspiration et expiration sur 4 temps, à chaque bip plus aigu changer (inspirer ou expirer)
Jour 6	68	1	1	Inspiration sur 3 temps et expiration sur 6 temps
Jour 7	61	1	1	Inspiration sur 2 temps et expiration sur 6 temps
Jour 8	61	1	1	Inspiration sur 2 temps et expiration sur 6 temps
Jour 9	61	1	1	Inspiration sur 2 temps et expiration sur 6 temps

## 9.4 Graphiques des paramètres non présentés dans la partie

### Résultats

