UNIVERSITE DE FRANCHE COMTE

ECOLE DOCTORALE « ENVIRONNEMENTS-SANTE »

Année 2015

THESE

Pour obtenir le grade de

Docteur de l'Université de Franche-Comté

Spécialité : Sciences de la Vie et de la Santé

Intérêt et limites de l'utilisation de l'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque pour la pratique sportive.

Présentée et soutenue publiquement

Le Jeudi 4 Juin 2015

Par

Johan CASSIRAME

Directeur de thèse : Laurent Mourot

Bricout Véronique, Maitre de Conférences à l'Université de Grenoble	**Rapporteur**
Bosquet Laurent, Professeur à l'Université de Poitiers	**Examinateur**
Cottin François, Maitre de Conférences à l'Université d'Evry	**Rapporteur**
Mourot Laurent, Maitre de Conférences à l'Université de Franche-Comté	**Directeur**
Pichon Aurélien, Maitre de Conférences à l'Université de Poitiers	**Co-directeur**
Rouillon Jean Denis, Professeur à l'Université de Franche-Comté	**Co-directeur**
Tordi Nicolas, Professeur à l'Université de Franche-Comté	**Examinateur**

à mes parents, Christine et Roger

avec ton mon affection et ma gratitude

à Delphine ma chère et tendre

merci pour ton soutien et ton aide dans ce travail.

à Lise mon ange

papa va pouvoir passer plus de temps avec toi

Remerciements

Ce travail a été réalisé au sein de l'équipe AE3920 puis du laboratoire C3S de l'université de Franche Comté de 2007 à 2015. Je ne suis pas certain de me rappeler chacune des personnes qui ont su m'aider à avancer pendant cette période…

Mais je les remercie toutes pour leur accompagnement dans la réalisation de cette thèse et sa finalisation.

A **Nicolas Tordi**, par qui tout a commencé. Je te remercie pour l'opportunité que tu m'as offerte à travers cette étude et son aboutissement malgré les difficultés rencontrées. Cela n'est pas la fin pour autant… Tu ne te débarrasseras pas de moi aussi facilement !

A **Laurent Mourot,** que je remercie d'avoir repris les rênes de ce travail, pour tous ses conseils avisés et son aide dans la finalisation de ce mémoire. Merci de m'avoir apporté ton savoir et ta science pour me permettre d'aller jusqu'au bout.

A **Aurélien Pichon**, pour ses conseils et sa relecture express de ce mémoire.

Aux membres du jury, que je remercie de juger ce travail.

Plus particulièrement à Mme **Véronique Bricout**, pour son travail énorme de relecture et ses conseils qui ont permis des modifications pertinentes. Merci pour vos commentaires et votre disponibilité, c'est toujours un plaisir de travailler avec vous.

Je remercie également Mr **François Cottin** d'avoir accepté de réaliser le rapport de cette thèse. Merci pour votre précision et vos remarques judicieuses dans la juste terminologie à employer.

A tous les doctorants du groupe, qui m'ont mis la pression et avec qui j'ai collaboré ou échangé toujours avec joie. Entre autres : **Arnaud Ménétrier** (P'tit Tunisien), **Julien Pinot** (Frère de), **Romain Bouziguon** (Pression moins forte), **Anthony Bouillod**…

A **Simon Chevrolat,** pour son aide plus que précieuse et ses logiciels réalisés en moins d'une heure qui m'ont souvent fait gagner des heures et même des jours, dans le traitement de données.

A **Julien Imbert,** pour son soutien et son aide matérielle avec les prêts de Powerlab et autres me permettant de réaliser les « manips » sur Grenoble.

A **James Levitre,** pour son soutien et son aide sur les corrections des articles en anglais et pour avoir été cobaye à plusieurs reprises.

A **Nicolas Varenne**, pour son aide précieuse et sa disponibilité. Je ne te remercierai jamais assez de ta gentillesse et de ton investissement pour la finalisation de ce travail. Nos routes professionnelles se séparent mais je l'espère ne s'éloignent pas trop.

Enfin à **Lise** et **Delphine**. Je vous remercie pour votre amour et votre patience. Votre soutien et votre affection ont été précieux pour moi le long de ce chemin.

Liste des publications en lien avec la thématique

1. ***L'utilisation d'un nouveau système d'enregistrement de fréquence cardiaque battement à battement pour l'analyse traditionnelle de variabilité de fréquence cardiaque*** *J. Cassirame, N. Tordi, L. Mourot, M. Rakobowchuk, J. Regnard Science & Sports - SCI SPORT. 01/2007; 22(5):238-242.*
2. ***Accuracy of the Minicardio system for heart rate variability analysis compared to ECG.*** *J Cassirame, M I Stuckey, F Sheppard, N Tordi .The Journal of sports medicine and physical fitness 06/2013*
3. ***Heart rate variability to assess ventilatory threshold in ski-mountaineering.*** *Johan Cassirame, Nicolas Tordi, Nicolas Fabre, Sébastien Duc, Fabienne Durand, Laurent Mourot. European Journal of Sport Science 09/2014;*
4. ***Accuracy of the Suunto system for heart rate variability analysis during a tilt-test*** *Anthony Bouillod, Johan Cassirame, Jean Marc Bousson, Yoshimasa Sagawa Jr, Nicolas Tordi. Accepté dans le Brazilian journal of kinanthropometry and human performance*

Liste des publications sur des thématiques différentes

1. ***Physiology of ski mountaineering racing.*** *S Duc, J Cassirame, F Durand*

   International Journal of Sports Medicine 11/2011; 32(11):856-63.
2. ***Depressed Systolic Function after a Prolonged and Strenuous Exercise.*** *Damien Vitiello, Johan Cassirame, Arnaud Menetrier, Thomas Rupp, Iris Schuster, Cyril Reboul, Philippe Obert, Nicolas Tordi, Stéphane Nottin Medicine and science in sports and exercise 05/2013;*

Liste des publications dans des revues de vulgarisation

1. ***Le Suivi du srurentraînement, L'expérience en GR, l'expérience du pôle d'Evry.*** *Johan Cassirame et Nicolas Tordi. Gym Technic 2007.*
2. ***L'aérobic : une discipline qui bouge!*** *Johan CASSIRAME, Julien IMBERT et Nicolas TORDI. Gym Technic 2008.*
3. ***La récupération en Gymnastique Aérobic.*** *Doriane BAUD, Arnaud MÉNÉTRIER, Johan CASSIRAME, Julien IMBERT, Valerie GRANDJEAN, Christophe DEVILLAIN, et Nicolas TORDI. Gym Technic 2010.*
4. **Analisi della disciplina con Optojump Next**. Scienza & Sport, octobre/ Décembre 2014.

Liste des communications

1. ***Validation du Polar RS 800 pour l'analyse traditionnelle de variabilité cardiaque, CASSIRAME, J., TORDI, N., MOUROT, L.*** *XIIe Congrès Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives (ACAPS), Leuven, novembre 2007.*
2. ***Evaluation multicritères de l'état de fatigue chez le footballeur, IIIecolloque « recherche et football »*** *CASSIRAME, J., KRATTINGER, B., TORDI, N., de l'association des chercheurs francophones en Football, le 19 et 20 mai à Valenciennes 2008.*
3. **Accuracy of the Minicardio system for heart rate variability analysis compared to ECG**. J Cassirame, M I Stuckey, F Sheppard, N Tordi XIVe Congrès Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives (ACAPS), Lyon, novembre 2011.
4. ***Précision du système Suunto Memory Belt pour l'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque durant un test Tilt*** *Bouillod Anthony , Bousson Jean-Marc , Cassirame Johan, Tordi Nicolas. XVème Congrès Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives (ACAPS). Grenoble 29-31 octobre 2013.*
5. ***Pertinence des déterminants biomécaniques vis à vis de la performance en saut à la perche*** *Cassirame Johan, Sanchez Hervé XVème Congrès Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives (ACAPS). Grenoble 29-31 octobre 2013.*
6. ***Proposition d'un test d'évaluation des qualités du joueur de Football*** *Manouvrier Christophe, Cassirame Johan, Julien Hugues XVème Congrès Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives (ACAPS). Grenoble 29-31 octobre 2013.*
7. ***Gross efficiency is improved in standing position with an increase of the power output.*** *A Bouillod , J Pinot , A Valade, J Cassirame G Soto-Romero & F Grappe 2nd World Congress of Cycling Science, 2nd and 3rd July 2014, Leeds*
8. ***Wearable multi-sensor system for embedded body position and motion analysis during cycling.*** *A Valade, G Soto Romero, C Escriba, A Bouillod, J Pinot,, J Cassirame, JY Fourniols, & F Grappe. 2nd World Congress of Cycling Science, 2nd and 3rd July 2014, Leeds*
9. ***ELEVATED TRACK IN POLE VAULT, WHAT ADVANTAGE FOR RUN-UP DETERMINANTS OF PERFORMANCE?*** *Johan Cassirame, Hervé Sanchez, Jean Benoit Morin. 33rd International Conference on Biomechanics in Sports. Poitiers – France / 29 juin -3 juillet 2015.*

Liste des abréviations

Ach = Acetylcholine

ApEn = Aproximate Entropy

ASR = Arythmie Sinusale Respiratoire

Bpm = Battement par minute

CD = Correlation de Dimension

CE = Charge d'entraînement

CGSA = Coarse Graining Spectrale Analysis

CO_2 = Dioxyde de Carbonne

DFA = Detrended Fluctuation Analysis

ECG = Electrocardiogramme ou Electrocardiographe

FC = Fréquence Cardiaque

FFT = Fast Fourier Transform, tansformé rapide de Fourier

fHF : pic de fréquence sur la bande des hautes fréquences (0,15 à 0,4 Hz)

FR = Fréquence Respiratoire

HF = Puissance de la bande Haute Fréquence (High Frequency)

ICC = Coefficient de corrélation Intra classe

LF = Puissance de la bande Basse Fréquence (Low Frequency)

NN50 = nombre de battement différant de plus de 50 ms de leur précédent

NS = Nœud Sinusal

NTS = Noyau du Tractus Solitaire

O_2 = Dioxygène

PA = Pression Artérielle

PAD = La Pression Artérielle Diastolique

PAM = La Pression Artérielle Moyenne

PAS = La Pression Artérielle Systolique

pNN50 = % des NN50 sur l'échantillon

PT = Puissance Totale du Spectre

Qc= Débit Cardiaque

REC = Récurrence

RMSSD = Root Mean Square Standard deviation

RVS = Résistances Vasculaires Systémiques

SCV = Système Cardiovasculaire

SDAN = Ecart-type d'une série de l'intervalle RR ou NN de 5 minutes.

SDNN = Ecart-type d'une série de l'intervalle RR ou NN.

SN = Système Nerveux

SNA = Système Nerveux Autonome

SNC = Système Nerveux Central

SNP =Système Nerveux Parasympathique

SNS = Système Nerveux Sympathique

SNV = Système nerveux autonome

TINN = Index Triangulaire des QRS Normal à Normal

VES = Volume d'Ejection Systolique

VFC = Variabilité de la Fréquence Cardiaque

VG = Ventricule Gauche

VLF = Puissance de la bande Très basse Fréquence (Very Low Frequency)

Vt = Volume tidale ou Volume courant

VTD = Volume Télé-Diastolique

VTS = Volume Télé-Systolique

Sommaire

Introduction ……
I. Présentation de l'analyse de la Variabilité de la Fréquence Cardiaque (VFC) 14
A. Approche historique de la VFC 14
B. Revues de littérature et domaines d'application 18
C. La Variabilité de la Fréquence Cardiaque : définition 20
D. Le Système nerveux autonome (SNV). 21
1. Le SNV dans le Système Nerveux (SN) 21
2. Description du SNA 23
3. Anatomie du Système nerveux autonome (sna) 23
a) Structures du Système Nerveux Sympathique (SNS) 24
b) Structure du Système Nerveux Parasympathique (SNP) 25
c) Les Neurotransmetteurs du SNA 26
d) Contrôle de l'homéostasie 27
e) Les rôles du Système nerveux autonome 28
f) Récapitulatifs des efférences du SNA 30
II. La Variabilité de la Fréquence Cardiaque (VFC). 33
A. Le concept de la VFC 33
1. Différences anatomiques et vitesse de conduction 33
2. Vitesse de la transmission synaptique 35
B. Le relevé de la fréquence cardiaque battement à battement. 36
1. Historique des outils de mesure de la Fréquence Cardiaque 36
a) L'électrocardiogramme 36
b) Le cardiofréquencemètre 42
2. Limites et validations des outils de mesure de l'intervalle RR 45
a) Les cardiofréquencemètres et dérivés 46
b) Les systèmes d'enregistrement direct. 69
c) Les systèmes télémétriques 95
3. La précision de mesure de l'intervalle RR 101
C. Traitement du signal 114
1. La stationnarité 114
2. correction et traitement du périodogramme. 115
a) Les artefacs 115
b) Les extrasystoles 118
c) Correction du périodogramme 122
d) Correction des extrasystoles 125
3. Choisir la période à analyser 129
D. Les méthodes d'analyse de la VFC 130
1. L'analyse temporelle 131
a) L'analyse Temporelle Statistique 131

b) L'analyse temporelle géométrique 132
2. L'analyse de Poincaré 134
3. L'analyse spectrale 136
a) Méthode Fréquentielle avec transformées de Fourier 136
b) La méthode « Coarse Graining Spectrale Analysis » (CGSA) 142
4. L'analyse temps fréquence 142
5. L'analyse par ondelettes 145
6. L'analyse non linéaire. 146
a) L'analyse fractale 147
b) Detrended Fluctuation Analysis (DFA) 148
c) L'entropie 149
d) La récurrence 150
E. Les situations d'évaluation du SNA utilisées 153
1. L'analyse de la VFC sur une période de repos stable 153
2. L'analyse de la VFC pendant un Tilt Test ou un Stand Test 153
3. L'analyse de la VFC nocturne 157
a) Description du sommeil 157
b) La Variabilité de la Fréquence Cardiaque pendant les différentes phases du sommeil. 158
1. L'analyse de la VFC à l'exercice 159
a) Approche physiologique 159
b) Technique de mesure à l'exercice 160
2. L'analyse de la VFC post exercice 161
3. L'analyse de la VFC sur 24 heures 162
III. Utilisation de la VFC et Exercice aigu/chronique 165
A. Réponse à l'exercice physique 165
1. Effet de la charge d'entraînement 165
a) Effet de l'intensité de l'exercice 165
b) Effet de la durée 168
c) Effet du type d'exercice 169
2. Effet chronique de l'activité physique 171
a) Sédentaire / Sportif 171
b) Effet de l'entraînement 173
3. Effet du surmenage / surentraînement 176
a) Le surentraînement 176
b) VFC et syndrome de surentraînement 177
c) VFC, surmenage et surentraînement 179
4. Monitorage de la charge de travail avec la VFC 182
a) Estimation de la VO_2 par la VFC 182
b) Indice de travail basé sur la VFC 184
c) Utilisation de la VFC pour la prescription de charge de travail 185

5. Autour de l'arythmie sinusale respiratoire. 187
a) L'Arythmie Sinusale Respiratoire (ASR) 187
b) VFC et Fréquence Respiratoire 189
c) Détection des seuils ventilatoires 190
d) Conflit analyse de la VFC et fréquence gestuelle 202
IV. Les limites de l'utilisation de l'analyse de la variabilité de la FC 204
A. Les limites de l'utilisation de la variabilité de la fréquence cardiaque 204
1. Limites générales 204
2. Comparaison VFC et autres méthodes 205
a) Comparaison VFC et ANSM 205
b) Comparaison avec des stimulations progressives : exemple du Tilt 208
3. Reproductibilité de la VFC 208
4. Les paramètres affectant la mesure de la VFC 210
a) Les paramètres liés à l'état général du sujet 210
b) Les paramètres liés au sujet au moment de la mesure 212
c) Les paramètres liés à l'environnement 221
d) Discussion autour des biais potentiels 225
B. Construire un protocole de mesure de la VFC. 226
1. Ou ? quand ? Comment ? 226
a) La fréquence des mesure 226
b) La durée de l'enregistrement 227
c) Standardisation 228
d) Le protocole 229
e) La respiration 235
2. Mesurer, traiter et analyser 235
a) Les outils de mesure et d'analyse 235
b) Corriger ou traiter le périodogramme 236
c) Quels indices choisir ? 236
d) L'approche multi-facteurs 237
V. Discussion 238
VI. Conclusion 243
VII. Références bibliographiques 244
VIII. Liste des figures 270

Intérêt et limites de l'utilisation de l’analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque pour la pratique sportive.

Introduction

L’analyse de la Variabilité de la Fréquence Cardiaque (VFC) apparait aujourd’hui comme un outil intéressant pour le suivi d’athlètes ainsi que pour une multitude d’autres applications qui gravitent autours de l’activité physique. Cependant cette méthode a priori simple et pratique a connu un attrait fort de la part du monde sportif pour arriver aujourd’hui à une utilisation nettement moins présente. L’analyse de la VFC a traversé les époques et profité des évolutions technologiques pour devenir plus accessible et des évolutions mathématiques pour proposer toujours plus d’indicateurs (fréquentiels, ondelettes, non-linéaires…). Néanmoins les fondements physiologiques sur lesquels reposent cette méthode et les pré-requis des méthodes d’analyse et les contraintes imposées par son utilisation ne sont pas toujours complètement connus des utilisateurs. Le but de ce travail est de faire un état des lieux de cette technique du point de vue méthodologique en expliquant la signification des contraintes imposées à l’utilisateur et d’expliquer les mécanismes liés à diverses applications autour du sport. La première partie de ce mémoire sera un rappel historique sur l’apparition et les évolutions de la VFC. Puis une description du système cardio-vasculaire et de son contrôle par le Système Nerveux Autonome (SNA) sera exposée, afin de saisir le sens physiologique des différents indices calculés. Nous détaillerons étape par étape les aspects méthodologiques de la mesure de l’intervalle RR, du traitement du signal obtenu (corrections des artefacs par exemple) et de son analyse mathématique. Dans un second temps nous relierons les indices de l’analyse de la VFC à l’activité du SNA d’une manière générale, et nous regarderons plus précisément comment les différentes situations rencontrées par un athlète lors de l’entraînement ou de la compétition peuvent influencer l’état du SNA et les indices de l’analyse de la VFC. Ensuite nous appréhenderons les utilisations les plus fréquentes de l’analyse de la VFC dans le domaine sportif telles que la prévention précoce de la fatigue ou la détection des seuils ventilatoires. Nous nous intéresserons ensuite aux limites et aux contraintes de cette méthode d’analyse en étudiant les biais induits par différents facteurs comme la température, le stress ou le moment de la mesure. Finalement nous donnerons des préconisations pour définir un protocole de mesure de la VFC en accord avec l’objectif fixé.

Cette thèse s’appuie sur des travaux originaux publiés ou soumis dans des revues scientifiques ainsi que sur des protocoles de recherche non publiés. Pour faciliter la lecture de ce document ces différents travaux seront marqués d’un liseret de couleur respectivement vert, orange et bleu pour les travaux publiés, soumis et non publié.

I. PRESENTATION DE L'ANALYSE DE LA VARIABILITE DE LA FREQUENCE CARDIAQUE (VFC)

L'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque (VFC) découle d'une longue suite de découvertes empiriques et scientifiques qui permettent aujourd'hui d'avoir une vue d'ensemble de ce sujet de manière rationnelle. L'histoire nous montre que le savoir sur cette thématique se place dans un continuum évolutif, la vérité d'aujourd'hui va être enrichie de méthodes, d'expériences et probablement d'outils d'analyse qui permettront d'améliorer le concept pour le rendre plus pertinent ou de l'abandonner au profit d'autres théories plus intéressantes.

A. APPROCHE HISTORIQUE DE LA VFC

L'histoire de la VFC est liée aux connaissances anatomiques et physiologiques ainsi qu'aux moyens techniques permettant d'investiguer celles-ci. Pourtant en l'absence de moyen technologique, les premières traces d'étude de la Fréquence Cardiaque (FC) et de sa variabilité remontent à des temps très anciens.

Les premiers écrits traitant des pulsations cardiaques ont été trouvés par Ebers sur un papyrus découvert à Luxor datant de la civilisation Egyptienne en 1550 avant Jésus Christ (Lüderitz 2002). Ce Papyrus fait état des connaissances empiriques des médecins Egyptiens et des croyances de leur civilisation. Il nous donne une description du cœur et des principaux vaisseaux sanguins ainsi que les prémices de l'analyse du rythme cardiaque.

L'intérêt pour l'organe cardiaque se poursuivra à travers différentes périodes comme la Grèce antique avec Aristote ou Hippocrate aujourd'hui considéré comme le père de la médecine. Claudius Galien (131-201 ou 216) physicien mathématicien grec étudie ensuite la médecine à travers les soins qu'il prodiguait aux gladiateurs. Puis il déménage pour Rome où il devient médecin de l'Empereur Marcus Aurelius. A travers ses expérimentations, il décrivit les pulsations par la palpation de l'onde de pouls et fut le premier à décomposer celle-ci en diastole et systole et à tenter de décrire qualitativement les pulsations. Il écrira de nombreux ouvrages qui influenceront la médecine juive, chrétienne et musulmane.

Au troisième siècle dans une dynastie chinoise, Wang Shu-He (265-317) décrit dans « The Pulse Classic » (Wang et Shou-Zhong 1997) une multitude de relations entre les pulsations cardiaques qu'il perçoit par palpation au niveau du poignet et des états physiologiques, pathologiques et les associe au Yin et Yang. Parmi les diagnostics décrits dans l'ouvrage, on retrouve la première trace de notion de la VFC à travers la citation suivante : *« Si le rythme des battements cardiaques devient aussi régulier que les frappes d'un pivert ou que le bruit de la pluie sur le toit des maisons, le patient sera mort dans les 4 jours suivants »*.

Ces écrits introduisent pour la première fois l'irrégularité des battements comme une variable diagnostique pour un pronostic vital.

Suite à l'invention d'outils permettant de mesurer la période d'événement physiologique comme le « physisian pulse watch » de Floyer (1707) (Gibbs 1971), Stephen Hales (1677-1761) en 1733 fera une description plus précise de la VFC. Dans un livre intitulé « Statistical essays » (Hales 1733; Hales 1779) qui recueille un ensemble d'expérimentations sur des animaux, il montre qu'il existe une relation entre les pulsations et la ventilation chez le cheval à travers des mesures de pression et de pouls.

Figure 1. *Illustration de Stephen Hales en mesurant la Pression Artérielle (PA) et ces réglages chez le cheval à l'aide d'un tuyau de cuivre placé directement sur la carotide.*

Suite à ces recherches, les différentes avancées sur le sujet vont se focaliser sur le couplage entre la respiration et la FC. Ainsi à l'aide d'une innovation technique de son invention : le kymographe, Carl Ludwig est capable de démontrer une accélération de la FC pendant la phase d'inspiration et un ralentissement de celle-ci pendant l'expiration chez le chien (Ludwig 1847). Cet article est le premier document traitant de l'arythmie sinusale respiratoire (ASR). Les travaux se poursuivront autour de l'ASR (Donders 1936; Anrep 1936) et deux théories sur ce concept s'affronteront pour savoir comment cette régulation s'opère (l'explication de l'ASR sera décrite plus loin dans ce document (III.A.5.a)). En 1868, Fanciscus C. Donders (1818-1889) suggère que la modulation des périodes entre les battements cardiaques associée à la respiration est le résultat de l'activation du nerf vague.

L'apport de connaissances et l'arrivée de nouvelles technologies de mesure vont faire passer le concept de VFC au rang de champ d'investigation clinique par exemple en gynécologie obstétrique (Hon 1996; Hon et LEE 1963; Hon et al. 1975) et en cardiologie (Wolf 1967). Hon et Wolf mettent en évidence la relation entre la VFC et l'état du système nerveux. Hon considère la VFC comme un outil clinique pertinent pour évaluer le stress des foetus, alors que Wolf met en avant la contribution du système nerveux central dans la VFC. Il voit dans la

VFC une liaison entre le cerveau et le cœur via le nerf vague et utilise cet indice comme un marqueur de mort subite (Berntson et al. 1997).

Une fois le lien fait avec le système nerveux, l'ensemble des disciplines ayant un lien avec ce dernier vont utiliser la technique et contribuer à son évolution. Durant les années 1970, la VFC sera majoritairement manipulée dans le domaine de la psychologie notamment sur l'impact de la charge mentale (Sayers 1971 ; Kahneman 1973 ; Porges et Raskin 1969).

En 1973, Sayers produit dans Ergonomics (Sayers 1973) un premier document de consensus autour de la VFC et décrit l'analyse spectrale. Quelques années plus tard, l'analyse spectrale permettra de mettre en évidence la relation entre la VFC et les deux branches distinctes du système nerveux autonome. Les oscillations de haute fréquence (HF) de la VFC seraient le reflet de l'activité du Système Nerveux Parasympathique (SNP) (Akselrod et al. 1981). Les travaux de Malliani, Pagani et collaborateurs montrent également une relation entre le tonus sympathique et les oscillations de basse fréquence de la VFC (Low Frequency (LF))(Malliani et al. 1994 ; Malliani et al. 1995). Puis d'autres auteurs montreront que cette bande est le reflet de l'activité sympathique et parasympathique du SNA (Akselrod et al. 2000; Pomeranz et al. 1985; Koh et al. 1994). Cette méthode d'analyse spectrale est encore aujourd'hui soumise à questionnement, le système parasympathique jouant un rôle fort sur l'ensemble du spectre et les bandes de basses et hautes fréquences. L'utilisation de la l'analyse de la VFC à l'aide des méthodes spectrales a popularisé cette méthodologie et entraîné sa large diffusion vers l'ensemble des champs d'investigation cliniques. Depuis quelques années, de nouvelles méthodes non-linéaires permettent d'agrandir les pistes d'investigation (Kurths et al. 1995) et de revisiter les plus anciennes.

L'histoire de la VFC est encore en mouvement aujourd'hui et ses domaines d'application sont sans cesse plus nombreux. L'apport quotidien de la science et les modifications de la société permettent chaque jour son utilisation dans de nouveaux contextes.

Portrait de Herophilus (335 à 280 av JC). Première description et mesure de la FC à l'aide d'une Clepsydre.

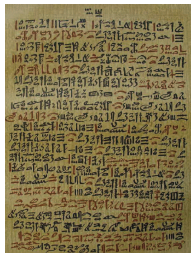
Portrait de Wang Shu-Hee écrivant "The Pulse Classic" (265-317). Première citation évoquant la VFC

Stephan Hales (1677-1761). Grâce à de nombreuses expériences sur des animaux il établit des relations pression - respiration - FC.

Photographie de Franciscus Donders (1818-1889). Il met en évidence la régulation cardiaque et le nerf vague.

Premier consensus sur la VFC, écrit par Sayers 1973.

1996, parution du Task Force sur la VFC.



Papyrus d'Ebers. (1500 av JC) Premiers écrits traitant des pulsassions cardiaques

Claudius Galien. (131 à 201 ou 216) Influencé par la médecine grecque, il écrit de nombreux ouvrages de médecine basés sur la pression et FC

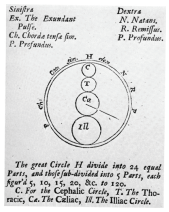
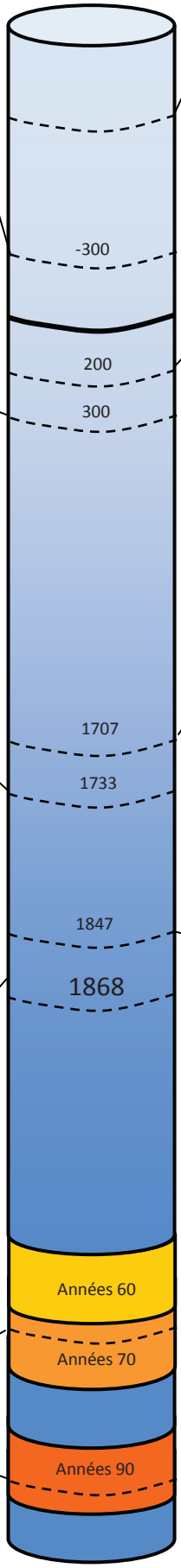


Schéma du Physician's Pulse watch de Floyer (1649-1734) qui permet de mesurer la période d'événements physiologiques.

Carl Ludwig (1816-1895). Inventeur du Kinographe, il mit en évidence l'arythmie sinusale respiratoire.



Développement de l'analyse temporelle de la VFC

Développement de l'analyse spectrale de la VFC

Développement des méthodes non-linéaires

Figure 2. *Schéma temporel des principales découvertes qui ont fait évoluer les connaissances sur la FC et VFC*

B. REVUES DE LITTERATURE ET DOMAINES D'APPLICATION

L'utilisation de la VFC s'est répandue à partir des années 60 avec les premiers travaux en néonatologie pour connaître un intérêt exponentiel des années 1990 à 2000 avec l'analyse spectrale (Figure 3). Aujourd'hui, la VFC est utilisée dans une multitude de champs d'application. Utilisant des relations plus ou moins directes avec les différentes régulations biologiques, la VFC est devenue un outil très exploité pour le monitorage d'un grand nombre d'états cliniques et de pathologies.

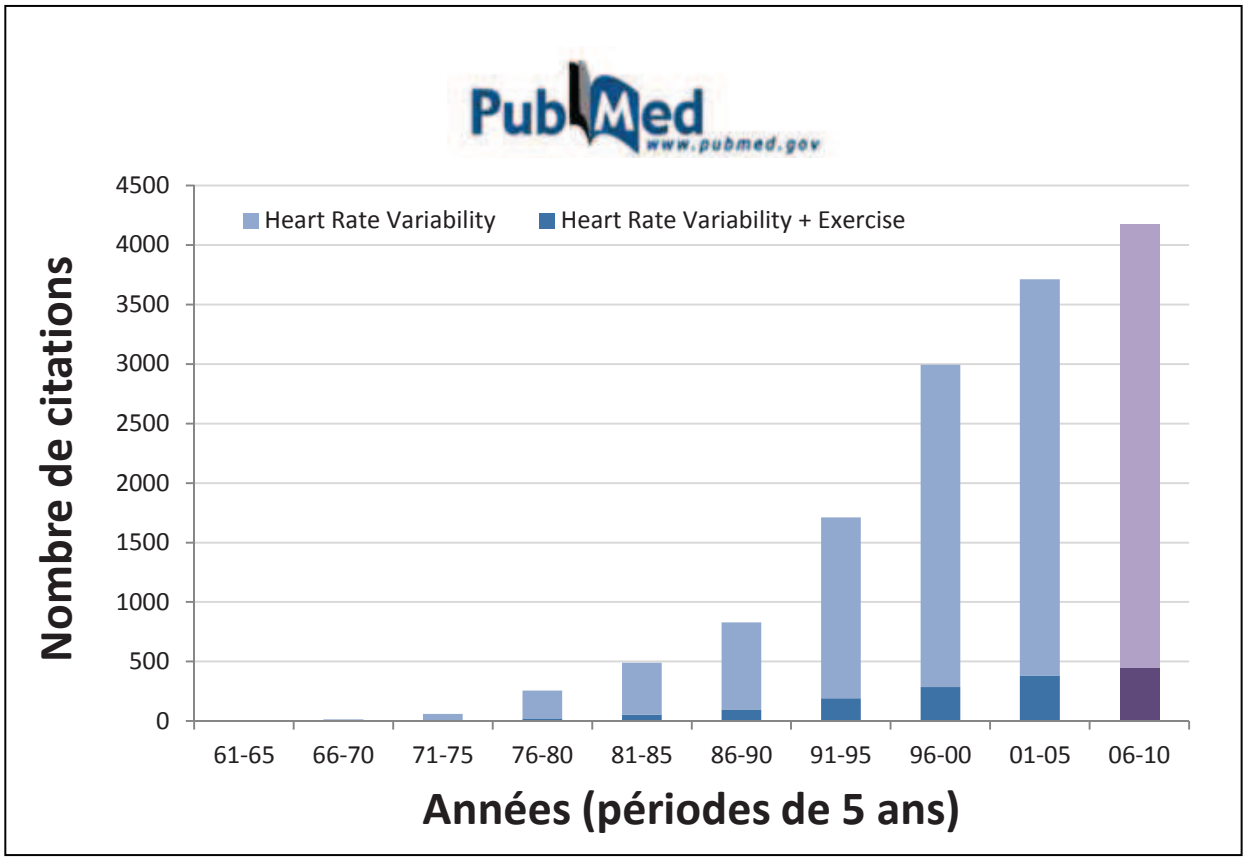


Figure 3. *Schéma représentatif du nombre de publications traitant la VFC par tranche de 5 ans. D'après Laurent Bosquet (congrès ACAPS, Lyon 2009)*

Partant de la néonatologie et du monitorage fœtal (Lister and Buchanan 1957), la VFC est toujours utilisée dans ce champ d'investigation pendant la grossesse et pour le monitorage de la santé des nouveaux nés (De Jonckheere et al. 2011) mais aussi chez le prématuré (Selig et al. 2011).

En cardiologie, on l'utilise pour diagnostiquer et suivre l'évolution de pathologies cardiaques comme les maladies coronariennes (Bailón et al. 2011; Kotecha et al. 2012), ou comme indicateur de pronostic vital (Ryan et al. 2011) et marqueur de risque d'infarctus (La Rovere et al. 2003). La VFC est utilisée comme un moyen d'investigation de l'hypertension grâce à son lien avec le système nerveux autonome (SNA).

Dans d'autres cas, la VFC va être utilisée pour investiguer des maladies neurologiques comme la maladie de Parkinson (Jain et al. 2011) ou l'état psychologique d'un individu en focalisant sur l'état de stress (Melillo et al. 2011).

Grâce à ces relations avec le SNA, la VFC est utile comme indicateur dans des horizons très divers :

Maladies rénales (Hildreth 2012)
Maladies pulmonaires (van Gestel et al. 2012)
Le diabète type 1 et 2 (Neves et al. 2011; Sales et al. 2007)
L'obésité (Zahorska-Markiewicz et al. 1993)
L'épilepsie (Lotufo et al. 2012)
L'alcoolisme (Van Gestel et al. 2012 ; Bau et al. 2011)
Le tabagisme (Dinas et al.2011)
La dépendance à la drogue (L.-R. Chang et al. 2012)
HIV (Borges, Soares, and Farinatti 2012)
L'incontinence (J. C. Kim et al. 2010)
Le disfonctionnement érectile (J. Y. Lee et al. 2011; Chen et al. 2009)
La thérapie par la musique (Y.-C. Lee et al. 2011)
L'effet du yoga (Cheema et al. 2011)
Le monitorage durant l'anesthésie (Mazzeo et al. 2011; Fukuba et al. 2009)
Le vieillissement (Schwartz et al. 1991)
Analyse de la charge au travail (Krstacic et al. 2007; Kunikullaya et al. 2010)
Les apnées du sommeil (Lemaître et al. 2008; Sforza et al. 2012; Baharav et al. 1999)
Les capacités cognitives (Shehab et Abdulle 2011)
La drépanocytose (Sanya et al. 2010)
…

L'intérêt pour l'analyse de la VFC est l'activité sportive s'est développé à la suite de plusieurs travaux liant la capacité cardiorespiratoire et les indices de la VFC (Sandercock et al. 1985, Furlan et al. 1993). Cette relation a attiré l'intérêt de l'encadrement des sportifs voyant ici la possibilité de réaliser des diagnostics ponctuels non-invasifs permettant d'ajuster l'entraînement. Pendant les années 90 ces bilans principalement réalisés avec des enregistrements ECG de plusieurs minutes en situations de repos on été utilisés pour investiguer les adaptations du Système Nerveux Autonome suite à un entraînement ou un exercice (Tulppo et al. 1996; Yamamoto et al. 1992). Cette utilisation de la VFC a ensuite fortement progressé après la publication par Hedelin de la modification de l'état du SNA chez un skieur de fond atteint de surentraînement (Hedelin et al. 2000.). Cette application a largement été renforcée par de nombreux travaux autour de la problématique sans réel consensus (Mourot et al. 2004; Hynynen et al. 2006; Bosquet et al. 2003; Hynynen et al. 2008). En France, une étude multicentrique sur les marqueurs précoces du surentraînement

a été menée avec en thème important l'analyse de la VFC. Ces méthodes d'analyse de la VFC demandent une expertise non négligeable et un recul important sur les données pour ne pas se tromper dans le diagnostic qui s'en suit il sera important de bien cerner toutes les problématiques liées à la mesure ou au traitement de signal ainsi tout ce qui affectera le SNA au moment du recueil de données. Egalement le protocole de mesure sera un point capital pour la bonne réussite de cette application.
Non loin de cela, l'analyse de la VFC tente d'être utilisée pour dans d'autres applications aujourd'hui marginale comme le monitorage de l'intensité d'un exercice (Buchheit et al. 2005; Cottin et al. 2005; Kaikkonen et al. 2010), la détection des seuils ventilatoires (Cassirame et al. 2014; Cottin et al. 2007), la prescription de la charge d'entraînement (Kiviniemi et al. 2007; Kiviniemi et al. 2010), l'évaluation de la récupération (Stuckey et al. 2011; Kaikkonen et al. 2007; Hautala et al. 2009) ou l'effet de l'activité physique sur une pathologie (Neves et al. 2011). Ces différentes applications seront détaillées plus précisément dans ce document.

C. La Variabilite de la Frequence Cardiaque : definition

L'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque de l'anglais « heart rate variability » (HRV), est l'analyse des fluctuations de l'intervalle de temps séparant deux battements cardiaques (Intervalle R-R). Comme le souligne Berntson (Berntson et al. 1997), c'est en réalité un abus de langage de parler d'analyse de la VFC. La formule appropriée devrait être variabilité de l'intervalle R-R. Cette nuance est importante car dans la quasi-totalité des cas, on ne traite uniquement de l'aspect chronotrope (variation de rythme) et non inotrope (force de contraction) ou dromotrope (vitesse de conduction des fibres) du cœur. En outre, il existe aussi d'autres types d'analyse comme celle de la rythmicité de l'intervalle P-P, T-T ou encore Q-T (complexe cardiaque). Egalement on ne traite pas les valeurs de FC directement mais d'intervalle R-R.

L'analyse de la VFC correspond donc à l'analyse de la variabilité de l'intervalle R-R ou d'une suite d'intervalles R-R, que l'on appelle périodogramme. L'intervalle R-R se définit par le temps (en millisecondes, ms) entre deux pics R du complexe QRS du tracé d'un électrocardiogramme (ECG) (Figure 4). Cet intervalle nous renseigne sur la FC instantanée, plus l'intervalle R-R est grand, plus la FC est basse ; et inversement plus l'intervalle R-R est petit, plus la FC est élevée. Cette relation n'est toutefois pas linéaire (Figure 5.). Mathématiquement la FC et l'intervalle R-R sont liés par une fonction inverse 60000/ R-R en (ms) qui donne une FC en battements par minute.

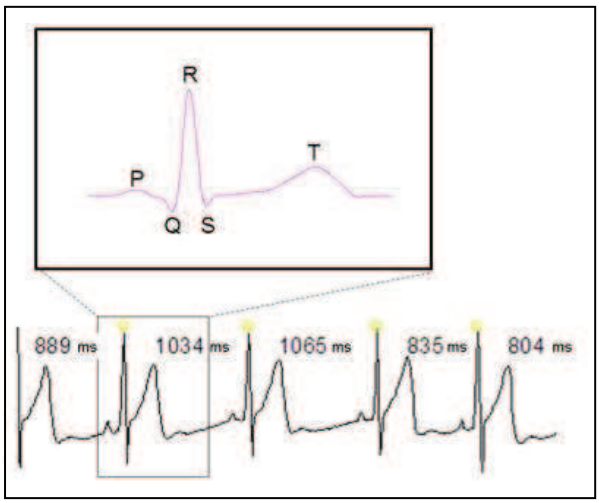


Figure 4. *Définition de l'intervalle R-R*

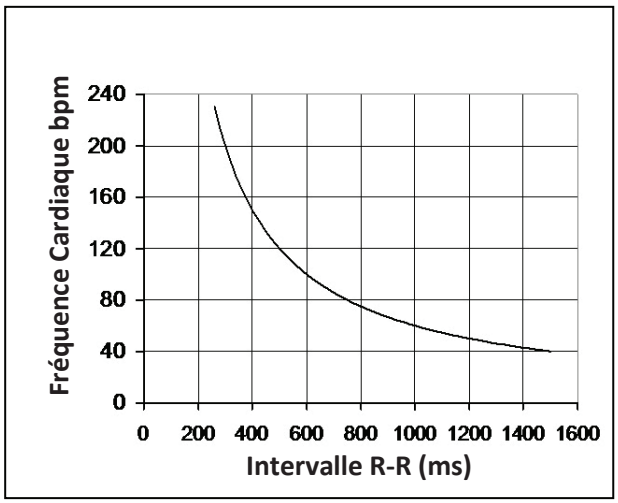


Figure 5. *Relation FC - intervalle R-R*

L'analyse de la variabilité de l'intervalle R-R est l'analyse des modifications de la suite d'intervalles R-R. Il ne faut pas confondre l'analyse l'intervalle R-R avec les variations de la FC que l'on peut apprécier en comparant les FC moyenne à deux instants différents.

Dans la grande majorité des cas, la VFC est utilisée comme un outil permettant de quantifier l'impact du système nerveux autonome sur la fonction cardiaque car le nœud sinusal (NS) est sous contrôle neurovégétatif, comme beaucoup d'éléments du système cardiovasculaire (SCV).

D. LE SYSTEME NERVEUX AUTONOME (SNA).

L'ensemble des variables hémodynamiques sont liées entre elles et s'influencent mutuellement. Pour s'ajuster et faire face à des situations de stress ces variables ont besoin d'un système de contrôle qui stimulera ou ralentira ces variables pour maintenir l'équilibre du système. Pour ce faire l'organisme fait appel au Système Nerveux Autonome (SNA).

1. LE SNA DANS LE SYSTEME NERVEUX (SN)

Le Système nerveux (SN) comprend plusieurs milliards de cellules nerveuses appelées neurones. Ces cellules communiquent entre elles par l'intermédiaire de synapses permettant le passage de l'influx nerveux. La transmission se fait grâce à des neurotransmetteurs (adrénaline, acétylcholine, noradrénaline, etc.) déclenchant des actions excitatrices ou inhibitrices.

Le SN est divisé en deux sous-systèmes :

Le Système Nerveux Central (SNC), qui est constitué du cerveau et de la moelle épinière. Son rôle est l'intégration des afférences et la transmission des impulsions sensorielles, ainsi que de la supervision et de la coordination de tout le SN.

Le Système Nerveux Périphérique, qui correspond à la partie du SN formée des ganglions et des nerfs, il est le garant de la circulation de l'information entre les organes et le SNC et de la réalisation des commandes motrices de ce dernier.

Ce SNP comporte deux voies :

La **voie afférente** qui est chargée de transmettre les informations sensorielles captées par les récepteurs périphériques vers les centres nerveux : la moelle et le cerveau.
La **voie efférente** qui transmet les commandes du SNC vers les organes effecteurs, principalement les muscles.

La voie efférente comprend également deux subdivisions :

Le **Système Nerveux Somatique**, qui nous permet d'interagir avec le monde extérieur en contrôlant l'équilibre ou la motricité.
Le **système nerveux autonome (encore appelé Autonome)** qui contrôle différentes fonctions de l'organisme telles que la digestion, le système cardiovasculaire, la respiration…

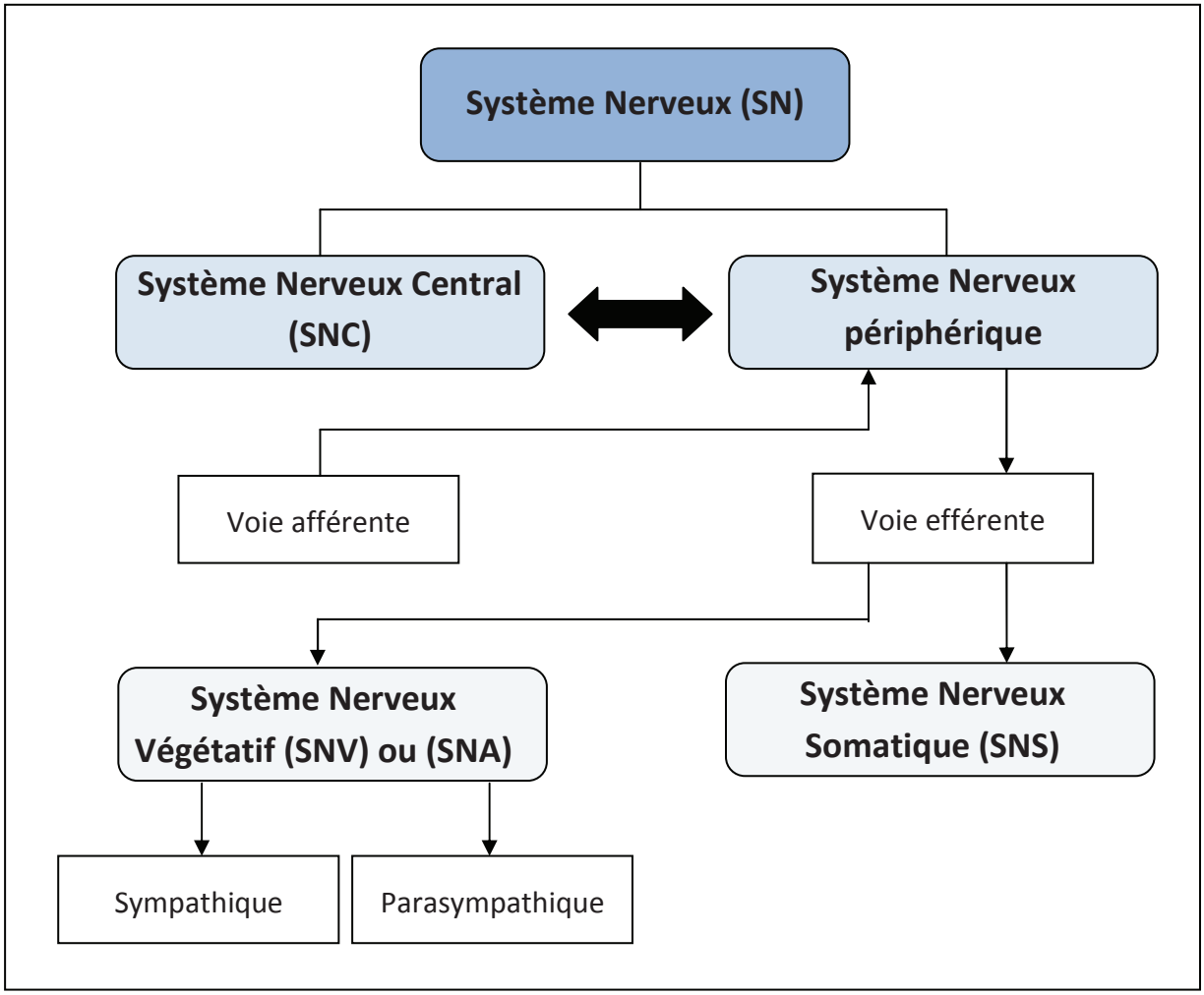


Figure 6. *Schéma descriptif du système nerveux et de ces principaux sous-systèmes*

2. *DESCRIPTION DU SNA*

Le système nerveux autonome que l'on peut aussi trouver sous le nom de système nerveux (neuro-) végétatif ou système nerveux viscéral, est la partie du système nerveux responsable des fonctions automatiques et vitales. Il contrôle notamment les muscles lisses (digestion, vascularisation...), le muscle cardiaque, la majorité des glandes exocrines (digestion, sudation...) et certaines glandes endocrines.

Le nom de Système nerveux viscéral vient de la description faite par Jacob Benignus Winsløw[1] en 1716, qui considère celui-ci comme le régisseur du monde intérieur. En 1903, John Langley le définira SNA en montrant à l'aide d'expérience sur des oiseaux qu'il existe un système nerveux en charge des fonctions viscérales respiratoires…, en opposition à des neurones contrôlant volontairement ou consciemment des fonctions telles que le mouvement d'un membre (Langley 1903).

Le SNA a pour vocation première le maintien de l'équilibre du milieu intérieur, ou homéostasie. Pour ce faire, le SNA contrôle donc les fonctions respiratoire, digestive et cardiovasculaire, la thermo régulation : il agit sur la motricité et les sécrétions viscérales, les glandes exocrines et endocrines et la vasomotricité. Son action motrice inclut l'ensemble des muscles lisses. Sur le plan sensoriel, il traite les informations en provenance de la sensibilité viscérale (PA, dilatation des intestins...), de la thermicité cutanée, des paramètres sanguins via les chémorécepteurs…

Il est composé de voies afférentes (composées par les ganglions sensoriels crâniens) relayant les informations sensorielles, comme les mesures de la PA ou de la teneur en oxygène du sang. Ces informations convergent au niveau d'un centre intégrateur, le Noyau du Tractus Solitaire (NTS), situé dans le système nerveux central. Celui-ci est en charge de l'envoi d'informations dans les voies efférentes pour contrôler l'action d'un organe permettant le maintien de l'équilibre homéostatique.

La partie efférente du SNA est divisée en trois composantes : le **système nerveux entérique** et deux systèmes aux fonctions antagonistes, le **système nerveux orthosympathique** (ou sympathique) et le **système nerveux parasympathique**.

3. *ANATOMIE DU SYSTEME NERVEUX AUTONOME (SNA)*

Comme le montre la Figure 6, le SNA est une partie intégrante du SN. Il est constitué par une multitude de canaux et centres nerveux différents. Du point de vue anatomique, il est important de différencier le Système Nerveux Sympathique (SNS) du Système Nerveux

[1] Jacob Benignus Winsløw, ou Jacques-Bénigne Winslow, né à Odense le 2 avril 1669 et mort à Paris le 3 avril 1760, est un médecin français d'origine danoise, qui fut démonstrateur d'anatomie et de chirurgie au Jardin du roi.

Parasympathique (SNP) car ces différences structurelles seront un des piliers de l'analyse de la VFC.

a) Structures du Système Nerveux Sympathique (SNS)

Le SNS comprend deux types de neurones : un neurone préganglionnaire dont le corps cellulaire est localisé dans la moelle épinière dorsale ou lombaire de T1 à L2 (voir Figure 7) avec une communication synaptique sur un neurone post-ganglionnaire dont le corps cellulaire est localisé dans un ganglion qui lui-même innerve le tissu cible. Les ganglions sympathiques sont organisés en deux paires de chaines. De chaque côté de la colonne vertébrale se trouvent une chaine pré-vertébrale et une chaine para-vertébrale. Les prolongements des neurones préganglionnaires sont donc courts car ils innervent les ganglions localisés à proximité dans la chaine sympathique. En revanche les prolongements des neurones postganglionnaires sont très longs, pour se terminer au niveau des organes. Le neurotransmetteur des neurones pré-ganglionnaires est l'acétylcholine, tandis que celui des neurones post-ganglionnaires est en général la noradrénaline (dans certains cas l'acétylcholine).

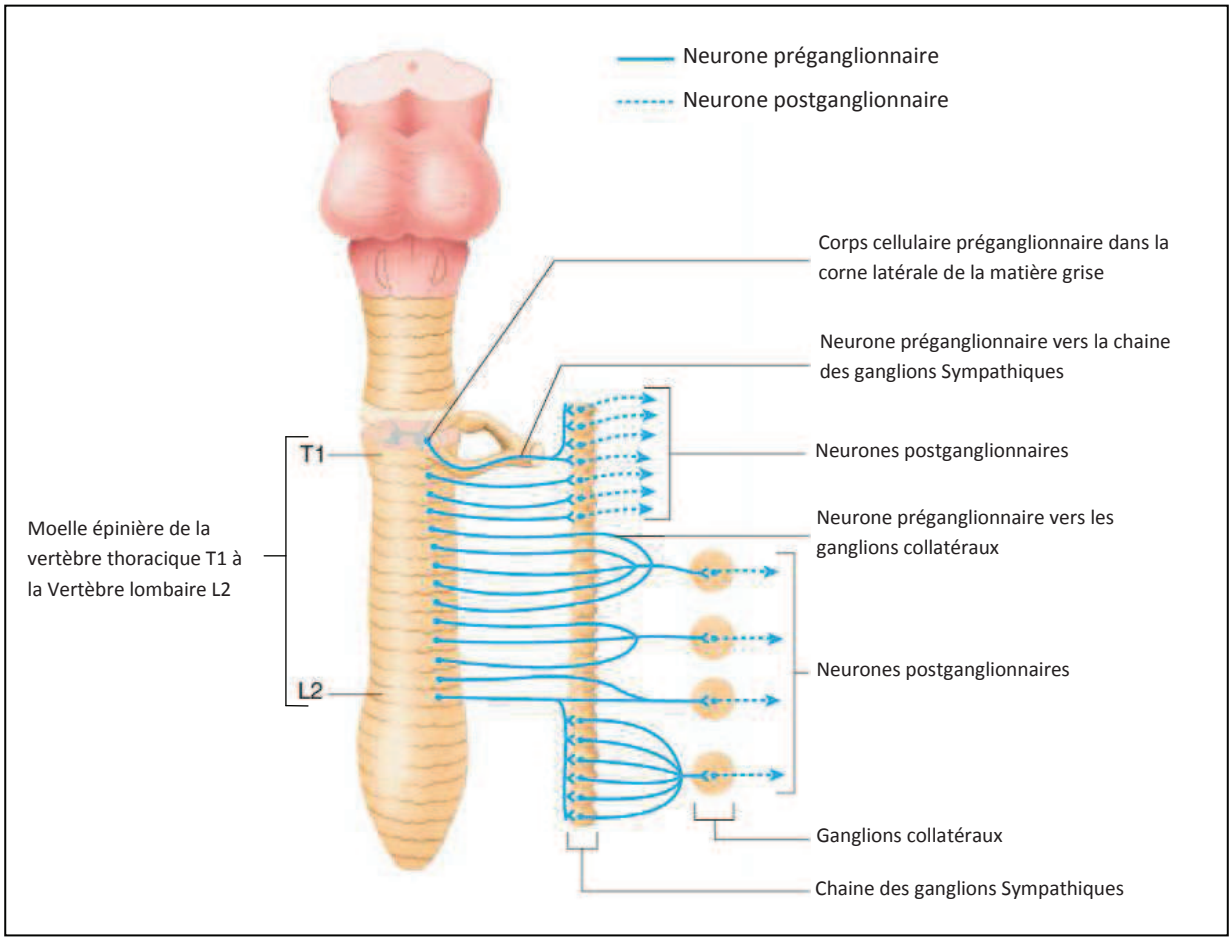


Figure 7. *Description anatomique du SNS. Traduction et adaptation d'après « Anatomy and Physiology. 6th Edition » de Seeley Stephens*

Comme on peut le constater sur la Figure 7, le SNS possède trois types de circuit nerveux différents.

- Soit un relais dans un ganglion sympathique
- Soit un relais dans un ganglion collatéral
- Soit un premier relais dans un ganglion sympathique puis un second dans un ganglion collatéral.

b) Structure du Système Nerveux Parasympathique (SNP)

Le système parasympathique ou système vagal est constitué par des fibres nerveuses qui prennent leur origine dans les parties crâniennes (nerfs III, VII, IX et X) et sacrées de la moelle épinière. Il contrôle les activités involontaires d'organes, glandes, vaisseaux sanguins conjointement à l'une des autres parties du système nerveux autonome : le système nerveux sympathique. A la différence du SNS, les relais ganglionnaires sont éloignés des centres nerveux et se situent près ou dans les tissus cibles, ce qui induit un trajet nerveux principalement préganglionnaire.

Les centres nerveux du SNP qui sont localisés dans le tronc cérébral communiqueront par le biais des nerfs crâniens tandis que les centres situés dans la partie sacrée utiliseront les nerfs pelviens.

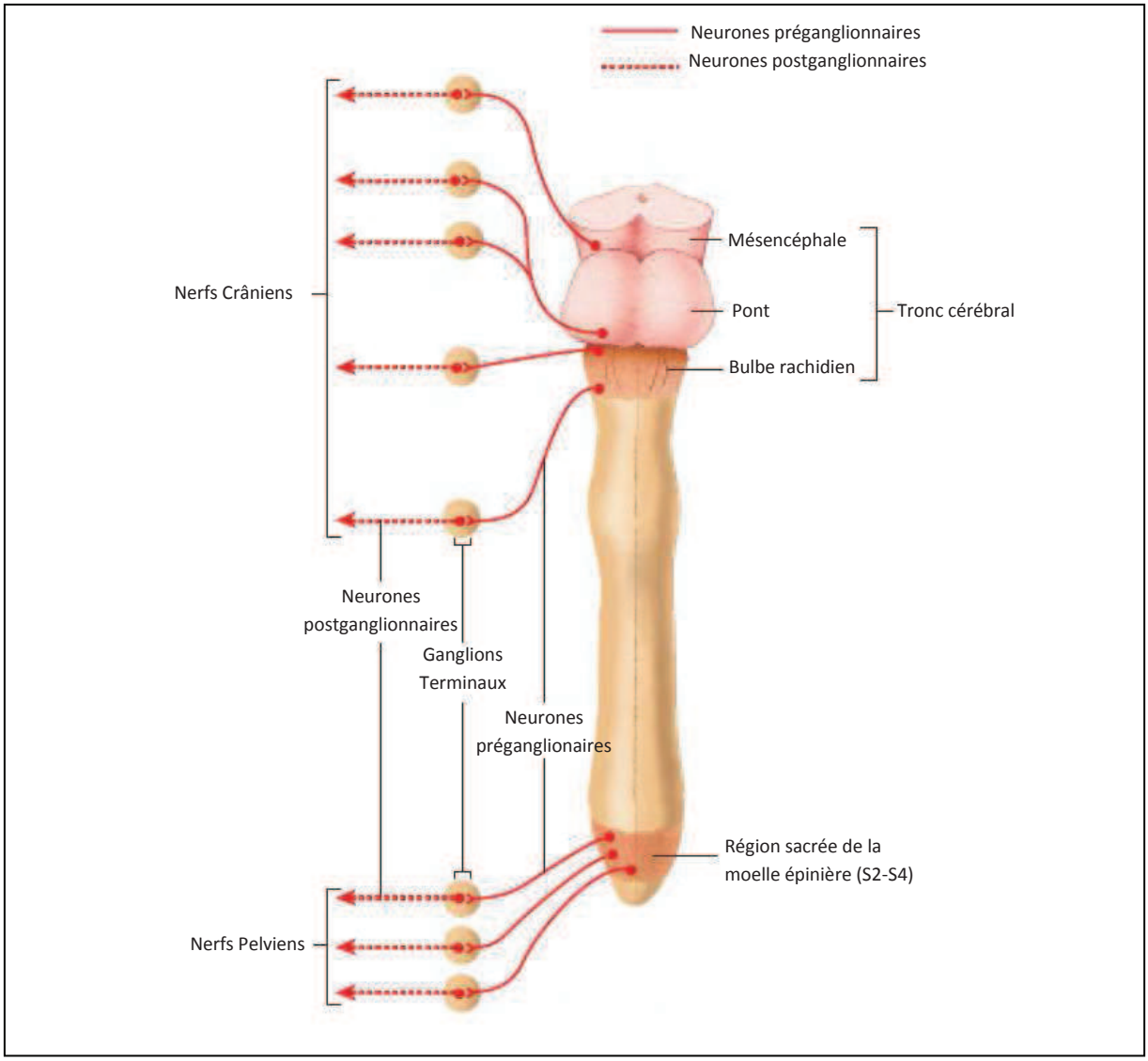


Figure 8. *Description anatomique du SNP. Traduction et adaptation d'après « Anatomy and Physiology. 6th Edition » de Seeley Stephens*

c) Les Neurotransmetteurs du SNA

Les terminaisons des nerfs sympathiques et parasympathiques peuvent sécréter un ou deux neurotransmetteurs. Si le neurone sécrète de l'acétylcholine, on parlera de **neurone cholinergique** et s'il sécrète de l'adrénaline (épinéphrine) on parlera de **neurone adrénergique.** Du coté du SNS les synapses pré ganglionnaires sont cholinergiques et les post ganglionnaires sont adrénergiques (Exceptés dans quelques cas ceux-ci sont cholinergiques ; glandes sudoripares).

Pour le SNP, l'ensemble des neurotransmissions utilise l'acétylcholine comme messager.

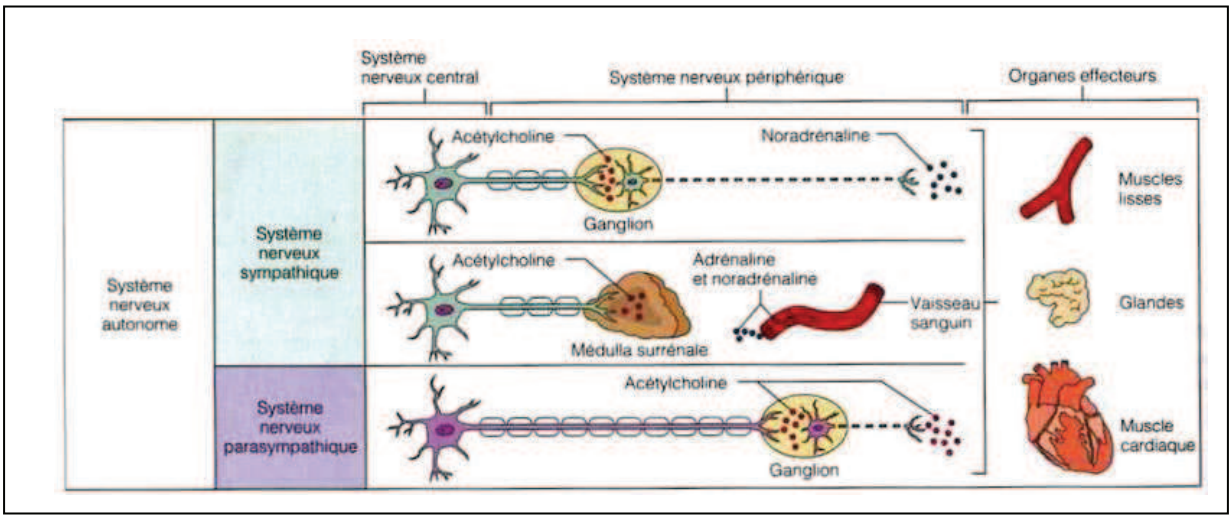


Figure 9. *Description des neurotransmetteurs utilisés pour chaque voie du SNA*

Dans le cas du SNP, les neurones post ganglionnaires libèrent aussi de l'acétylcholine (ACh), mais elle agira sur un autre type de récepteur ; les récepteurs muscariniques, situés au niveau de l'organe cible. Les récepteurs muscariniques ont deux réactions possibles : soit être inhibés, soit activés. Au niveau du SNS, les neurones post ganglionnaires vont libérer de la noradrénaline qui agira sur des récepteurs adrénergiques. Les récepteurs adrénergiques (ou adrénorécepteurs) sont une classe de récepteurs couplés aux protéines G qui sont la cible des catécholamines.

Les récepteurs adrénergiques sont activés par l'adrénaline, mais de nombreuses substances permettent d'activer ou inhiber certains types de ces récepteurs. On doit donc distinguer les différents types de récepteurs afin de pouvoir anticiper les réactions provoquées par les agents inhibiteurs ou excitateurs des récepteurs.

d) Contrôle de l'homéostasie

Le SNV est une des voies efférentes du système nerveux périphérique. Le SNC et SN périphérique vont utiliser celui-ci pour contrôler l'organisme. Avant d'agir et réagir à des situations diverses, le SN doit mesurer les variables physiologiques afin de déployer des actions adaptées. Pour ce faire le SN dispose de **voies afférentes** permettant la remontée d'informations vers les centres nerveux.

Ces voies afférentes sont composées de récepteurs permettant de mesurer différentes variables physiologiques directement dans les organes. Il existe différents types de récepteurs suivant la grandeur que l'on souhaite contrôler.

Les **barorécepteurs** : terminaisons libres localisées dans la paroi des organes creux notamment les vaisseaux sanguins permettant la mesure de la pression.
Les **récepteurs de distensions** : Sensibles à l'inflation et déflation comme la paroi des poumons.

Les **chémorécepteurs** qui regroupent les récepteurs permettant la mesure dans le sang ou le milieu interne. On trouve des chémorécepteurs sensibles à l'oxygène, au CO_2, aux produits du métabolisme anaérobie, au glucose…
Les **mécanorécepteurs** qui désignent les neurones sensoriels permettant de quantifier les déformations mécaniques, comme l'amplitude de la cage thoracique par exemple ou les forces exercées au niveau musculaire et articulaire.

L'ensemble de ces récepteurs fait remonter les informations vers des centres intégrateurs par des fibres nerveuses. Les neurones sensitifs sont reliés aux récepteurs par des dendrites puis se dirigent vers des centres nerveux du tronc cérébral ou de la moelle épinière par un axone.

e) Les rôles du Système Nerveux Végétatif

Le système sympathique est associé à l'augmentation de la dépense énergétique en période de stress, il est dit « ergotrope ». Les effets sympathiques sont entre autres la dilatation de pupilles et des bronchioles, l'augmentation du rythme cardiaque et respiratoire et de la pression artérielle. L'action du système sympathique est permanente et primordiale en situation d'urgence. Le système nerveux parasympathique est dit trophotrope (repos et digestion), il économise l'énergie et maintient les activités de base à leurs niveaux efficaces.

(1) Action Antagoniste

Ces deux systèmes régis par l'hypothalamus agissent sur une multitude de tissus différents, et peuvent dans de nombreux cas agir sur les mêmes organes de manière antagoniste comme par exemple pour la régulation de la FC (voir Figure 9).

La situation décrite ci-dessous montre des effets antagonistes sur la FC afin de réguler la PA. Les niveaux d'activité du SNP ou SNS (aussi appelé tonus) peuvent varier à la hausse ou à la baisse pour obtenir une réponse sur un organe, par exemple une baisse du tonus sympathique entraîne une diminution de la FC au même titre que l'augmentation du tonus parasympathique.

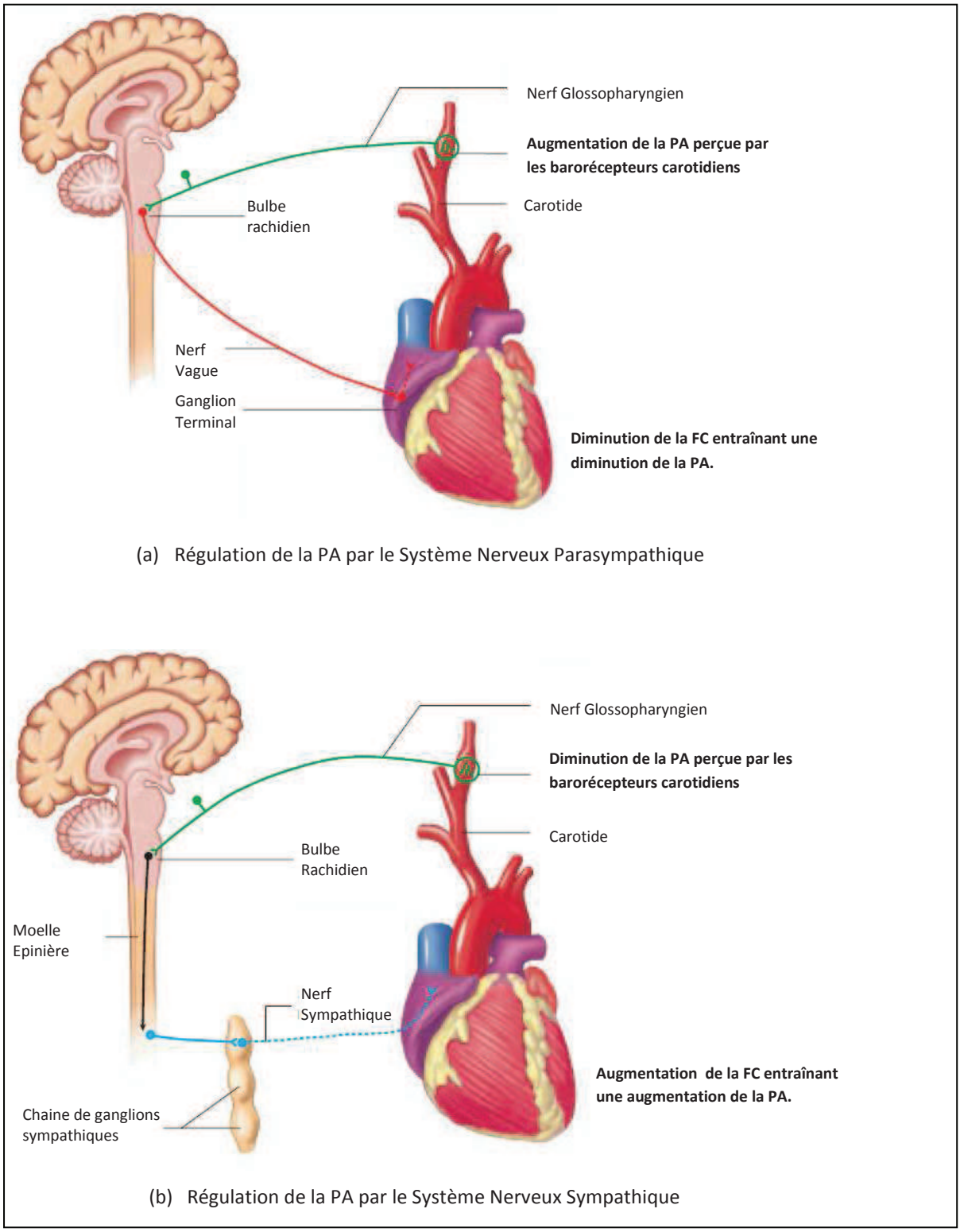


Figure 10. *Exemple d'action antagoniste des deux voies du Système Nerveux Autonome*

(2) Actions Cooperatives

↗ du tonus du SNS induit une ↗ de la FC

↘ du tonus du SNS induit une ↘ de la FC

↗ du tonus du SNP induit une ↘ de la FC

↘ du tonus du SNP induit une ↗ de la FC

On voit ici que les deux voies peuvent avoir des actions identiques sur une même structure et donc travailler de manière coopérative sur une même cible. On peut retrouver également des actions coopératives et coordonnées pour d'autres actions avec l'implication de différents organes. Exemple : chez l'homme le SNP initiera l'érection tandis que le SNS stimulera la sécrétion des glandes reproductives.

Egalement chaque voie peut activer différentes actions coordonnées dont les effets font partie d'un processus logique. Par exemple le SNP va activer la sécrétion de suc pancréatique dans le petit intestin et dans le même temps stimuler les contractions de celui-ci pour aider à la miction (vidange de la vessie).

(3) Actions locales, générales et durée

L'action du SNS est plus générale que celle du SNP car celui-ci utilise souvent l'adrénaline et la noradrénaline sécrétées par la glande médullosurrénale comme neurotransmetteur. Dans ce cas ces hormones sont versées directement dans le sang et peuvent agir sur l'ensemble des organes irrigués et qui possèdent les récepteurs adaptés. Egalement, l'effet de ces hormones peut persister pendant quelques minutes dans le sang avant de disparaitre.

f) Récapitulatifs des efférences du SNA

Les efférences du SNA sont très nombreuses, chaque voie innerve une partie de l'organisme avec de nombreuses zones de chevauchement. Le SNP possède beaucoup moins d'étage dans la zone épinière et contrôle moins de fonctions que le SNS (voir Figure 11. et Tableau 1.)

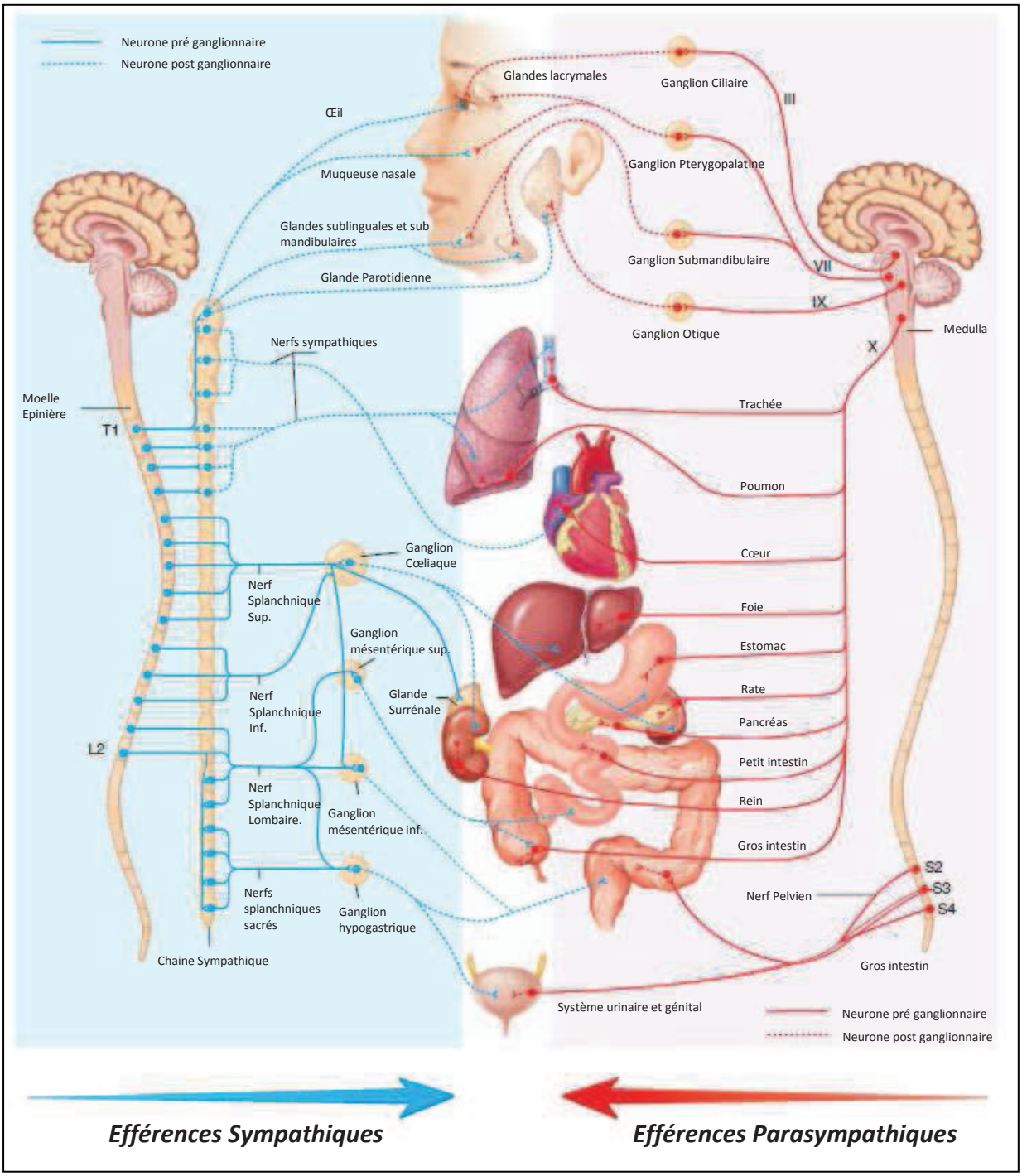


Figure 11. *Innervation organiques par le SNA*

Organes	*Effets du SN Sympathique*	*Effets du SN Parasympathique*
Tissu adipeux	Décomposition de la graisse et sécrétion des acides gras	-
Muscles Horripilateurs	Contraction	-
Sang	Augmente la coagulation	-
Vaisseaux sanguins		
Artérioles		-
Organes digestifs	Constriction	-
Cœur	Dilatation, constriction	-
Reins	Dilatation, constriction	-
Poumons	Dilatation, constriction	-
Muscles Squel.	Dilatation, constriction	-
Peau	Constriction	-
Système veineux	Dilatation, constriction	-
Yeux		
Muscles ciliaires	Relaxation pour vision de loin	Contraction pour la vue de près
Pupilles	Dilatation	Contraction
Vésicule Biliaire	Relaxation	Contraction
Glandes		
Surrénalienne	Sécrétion d'adrénaline et noradrénaline	-
Gastrique	Diminution de la sécrétion gastrique	Augmentation des sécrétions gastriques
Lacrymales	Légère production de larme	Augmentation de la sécrétion de larmes
Pancréas	Diminution de la production d'insuline Diminution des sécrétions exocrines	Augmentation de la production d'insuline Augmentation des sécrétions exocrines
Salivaires	Constriction des vaisseaux et légère production de salive visqueuse	Dilatation des vaisseaux sanguins, et salive abondante
Sudoripares		
Apocrines	Légères sécrétions organique	-
Merocrines	Sécrétion abondante d'une grande partie de la peau transpiration des paumes et des plantes de pied	-
Cœur	Augmentation de la FC et de la force de contraction	Diminution de la FC
Foie	Sécrétion de glucose dans le sang	-
Poumons	Dilatation des bronches	Contraction des bronches
Métabolisme	Augmentation jusqu'à 100%	-
Organes Sexuels	Érection, éjaculation	Erection
Muscles Squelettiques	Dégradation du glycogène en glucose	-
Estomac et intestins		
Paroi	Diminution du tonus	Augmente l'activité
Sphincter	Diminution du tonus	Diminution du tonus
Vessie		
Paroi	-	Contraction
Col de la vessie	Contraction	Relaxation
Sphincter urinaire Interne	Contraction	Relaxation

Figure 12. *Effets Sympathique et Parasympathique sur différents organes*

II. LA VARIABILITE DE LA FREQUENCE CARDIAQUE (VFC).

L'analyse de la Variabilité de la Fréquence Cardiaque (VFC) est un ensemble de méthodes permettant l'investigation du SNA. Ce chapitre a pour but de décrire ces méthodes en détaillant les différentes phases nécessaires pour obtenir cette analyse, du recueil de données jusqu'à l'interprétation des résultats. La première phase est la phase de mesure, puis vient la phase de traitement du signal avant d'appliquer les diverses analyses mathématiques pour ensuite analyser les résultats obtenus.

A. LE CONCEPT DE LA VFC

L'analyse de la VFC a pour objectif de quantifier le contrôle autonome de l'activité cardiaque. Ce moyen d'investigation utilise uniquement la variable temporelle donc étudie l'activité dite « chronotrope ». Le chapitre précédent a mis en évidence les systèmes de régulation de la PA qui s'opèrent en partie par la FC. On a ainsi montré qu'une augmentation du tonus sympathique (SNS) entraîne une augmentation de la FC tandis qu'une augmentation du tonus parasympathique (SNP) entraîne une diminution de la FC. Chaque diminution de tonus de ces voies efférentes induira également une réaction opposée. Une variation à la hausse ou à la baisse de la FC peut donc être conduite par une modulation du SNP ou du SNS ou des deux. La VFC a pour but d'investiguer dans la temporalité du signal cardiaque des variations et de les attribuer à l'une de ces branches du SNA.

La différence fondamentale entre le SNP et le SNS réside dans le délai de réponse de ces deux voies efférentes. Il apparait que le SNS avec ses effets cardio-accélérateurs est efficace en une dizaine de battements tandis que le SNP à un délai de réponse de l'ordre du battement (Arborelius et al. 1972). Cette différence dans le délai de réponse est fondamentale dans l'évaluation du SNA par la VFC (voir chapitres expliquant les différents indices).

Il existe différentes raisons structurelles et anatomiques à ces délais de réponse très distincts.

1. DIFFERENCES ANATOMIQUES ET VITESSE DE CONDUCTION

Comme le montre la Figure 10, le SNS agit sur le cœur en partant des centres sympathiques vertébraux (T1) pour faire ensuite relais dans la chaine de ganglions sympathiques avant de se diriger vers le cœur. Au contraire, la voie parasympathique prend sa source dans le bulbe rachidien pour faire relais directement dans le centre ganglionnaire situé dans la paroi du cœur. Structurellement, le chemin du SNP est plus court. Egalement les fibres nerveuses pré ganglionnaires sont myélinisées. Cet élément joue un rôle prédominant dans la vitesse de propagation de l'information nerveux.

L'information nerveuse parcourt l'axone sous la forme d'une dépolarisation de la membrane (Figure 13.) afin d'arriver jusqu'à l'extrémité de celle-ci où se situe une connexion synaptique. Cette dépolarisation se déplace de proche en proche par le biais de l'ouverture membranaire aux ions Na^+ qui vont entrer dans la cellule, tandis que les ions K^+ vont sortir.

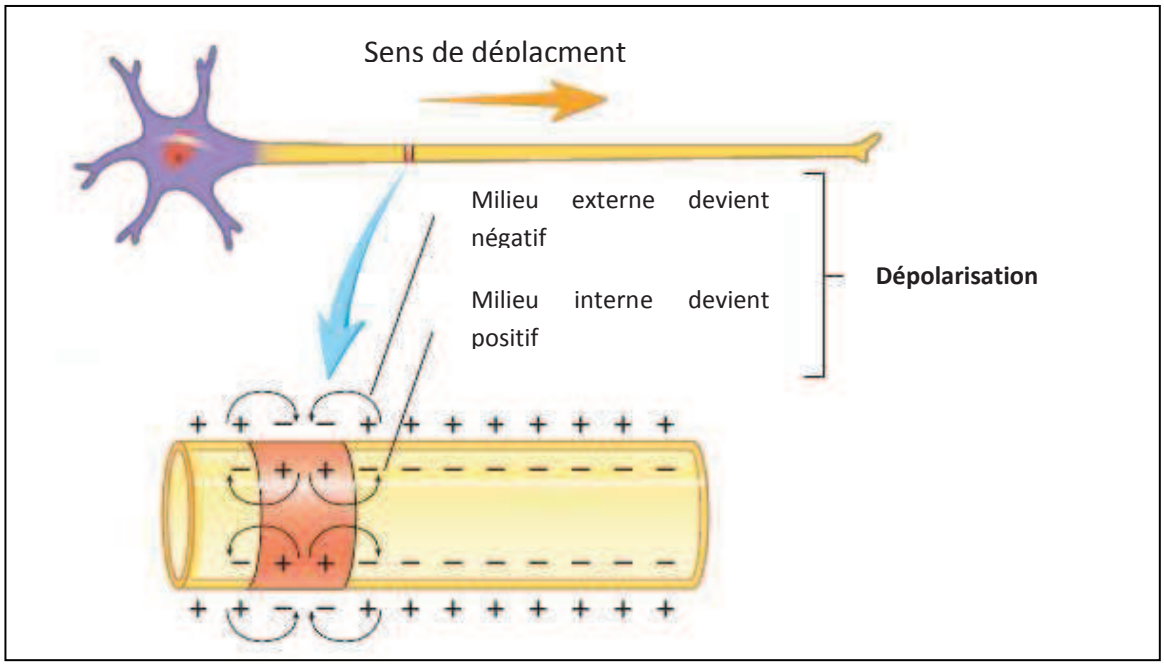


Figure 13. Déplacement du message nerveux, adapté de *« Anatomy and Physiology, 6ème édition » Seeley et al. 2003*

Lorsque l'axone est myélinisé, le déplacement de ce potentiel d'action est beaucoup plus rapide. On distingue trois types de fibres nerveuses.

- Les fibres de type A de gros diamètre et myélinisées dont la vitesse de dépolarisation oscille entre 15 et 120 $m.s^{-1}$.
- Les fibres de type B de diamètre moyen, et faiblement myélinisées avec une vitesse de 3 à 15 $m.s^{-1}$.
- Les fibres de type C de petit diamètre non myélinisées avec des vitesses inférieures à 2 $m.s^{-1}$.

Grâce à cette gaine de myéline, ou gaine de Schwann, la vitesse de déplacement est fortement accrue, la dépolarisation ne s'effectue plus de proche en proche mais de manière saltatoire. Entre chaque cellule de Schwann constituant la gaine, se situent des interstices appelés nœuds de Ranvier. La dépolarisation s'effectue alors de nœud en nœud et permet d'effectuer plus de distance à chaque dépolarision (Figure 14.).

La communication pré-ganglionnaire étant myélinisée, le message sera transmis très rapidement sur cette partie, au contraire la vitesse sur la partie post-ganglionnaire sera quant à elle lente. Le chemin nerveux du SNP est à 95 % préganglionnaire, le message sera

donc très rapide, tandis que le SNS fait lui relais dans un ganglion très tôt, le message sera donc plus lent.

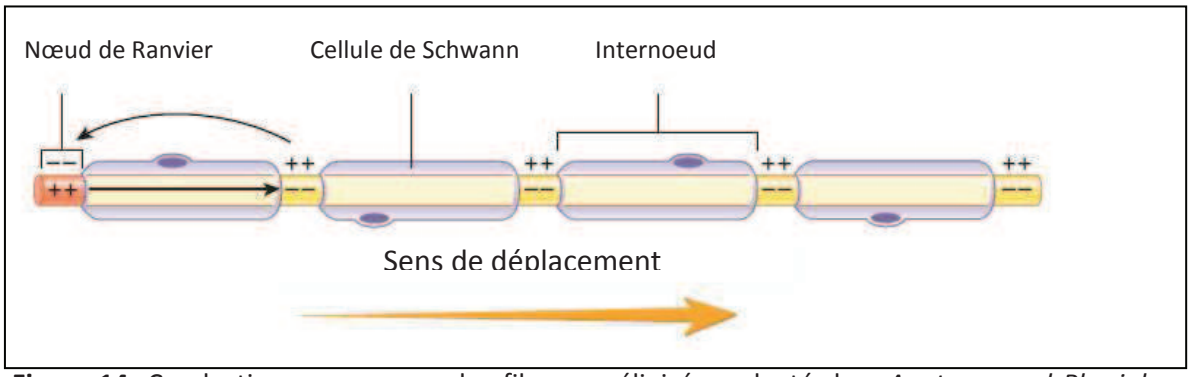


Figure 14. Conduction nerveux sur des fibres myélinisées adapté de *« Anatomy and Physiology, 6ème édition » Seeley et al. 2003*

2. *VITESSE DE LA TRANSMISSION SYNAPTIQUE*

Le message nerveux se propage le long de l'axone jusqu'à son extrémité sous la forme électrique. Une fois arrivé, le message électrique se transformera en message chimique afin de transmettre l'information à un autre neurone ou à l'organe effecteur (Figure 15.).

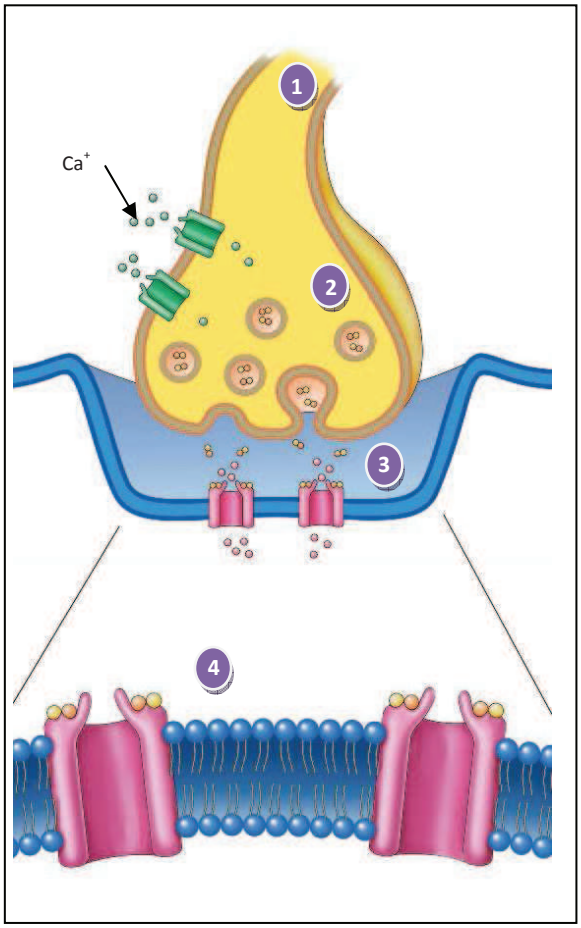


Figure 15. Communication synaptique entre le bouton synaptique et la paroi de l'organe cible. (1) Arrivée du message nerveux électrique, (2) Déplacement des vésicules vers la fente synaptique, (3) Libération du neurotransmetteur dans la fente synaptique, (4) Accrochage sur le récepteurs spécifiques, adapté de *« Anatomy and Physiology, 6ème édition » Seeley et al. 2003*

La synapse neuro-effectrice cardiaque utilise des neuromédiateurs différents dans les deux voies : acétylcholine pour le SNP et noradrénaline pour le SNS. La communication synaptique

noradrénergique est plus lente que l'acétylcholinergique (Chiba et al. 1975), et la persistance de l'acétylcholine plus faible (demi-vie[1] de 1 ou deux centièmes de seconde pour l'acétylcholine, environ 2 minutes pour la noradrénaline). Ces deux informations sont primordiales car elles sont à la base des méthodes d'analyse de la VFC.

Le SNP utilise une communication synaptique simple : une entrée induit une sortie, alors que les synapses du SNS utilisent un codage en fréquence et en amplitude avec une entrée pour plusieurs sorties. Ce mode de communication présente la possibilité de perte de signal lors de chaque transmission synaptique et donc une atténuation de la réponse.

B. LE RELEVE DE LA FREQUENCE CARDIAQUE BATTEMENT A BATTEMENT.

L'analyse de la VFC nécessite un relevé de la FC battement à battement pour extraire la suite d'intervalle R-R appelée périodogramme pour pouvoir apprécier au mieux les variations très rapides du SNV. Afin de réaliser cette mesure, il existe plusieurs formes d'appareils étant utilisés dans diverses situations. Cette première phase de prise de mesure doit perettre une extraction du périodogramme sous forme numérique afin de permettre son traitement mathématique par des logiciels dans un second temps.

1. HISTORIQUE DES OUTILS DE MESURE DE LA FREQUENCE CARDIAQUE

a) L'électrocardiogramme

(1) Genèse et développement de l'électrocardiogramme

Le premier outil permettant la mesure de l'intervalle R-R qui a été inventé est l'Electrocardiographe (ECG). Chaque invention d'appareil médical technologique est toujours le fruit d'une accumulation de découvertes scientifiques en physiologie accompagnées de celles réalisées sur différents domaines comme la physique, les mathématiques, le génie électrique… permettant des évolutions matérielles.

L'ECG découle de quelques découvertes préalables notables, qui donneront les bases des études et des mesures de potentiels électriques sur l'homme. Un des premiers pas dans ce sens a été réalisé par l'anatomiste italien Luigi Galvani, qui découvre que l'on peut déclencher une contraction musculaire sur une cuisse de grenouille à l'aide d'un scalpel avec une charge électrique en 1791. Le nom de Galvani est accordé au «galvanomètre», qui est le premier instrument de mesure de l'électricité et la base de l'ECG (Dibner 1971).

Johan Schweigger de Nuremberg augmente le mouvement des aiguilles aimantées par un champ électromagnétique créé à l'aide d'un enroulement du fil électrique sur une bobine de

[1] La demi-vie est le temps à partir duquel une substance perd la moitié de son activité pharmacologique ou physiologique.

100 tours. Il a proposé la théorie selon laquelle un magnétisme était provoqué par le courant électrique parcourant la bobine, cette théorie étant confirmée par la suite par Michael Faraday. Schweigger avait inventé le premier galvanomètre et a annoncé sa découverte à l'Université de Halle, le 16 Septembre 1820.

C'est en 1838 que Carlo Matteucci, professeur de physique à l'Université de Pise, montre qu'un courant électrique accompagne chaque battement de cœur. Pour réaliser son expérience, Matteucci a utilisé la jambe d'une grenouille reliée par un nerf au cœur comme preuve visuelle de l'activité électrique. Chaque battement cardiaque s'accompagnait d'une contraction des muscles de la jambe coupée. Il a également utilisé le galvanomètre astatique de Nobili pour l'étude de l'électricité dans les muscles, mais n'a jamais pu démontrer ces théories car ces outils n'étaient pas assez sensibles à l'époque.

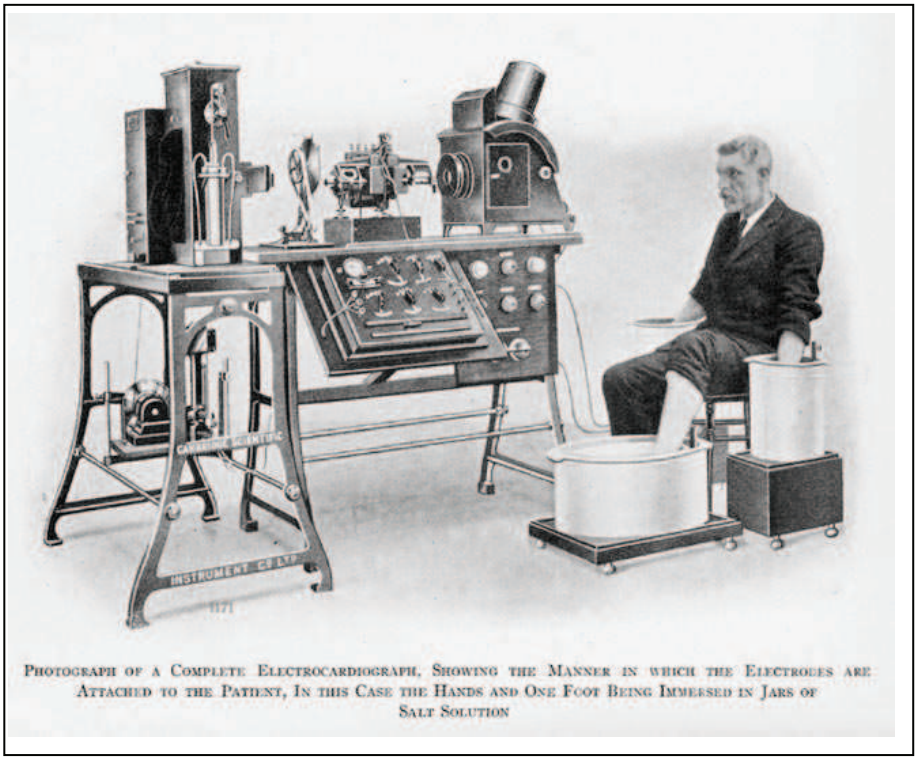
Au cours du XIXème siècle, une série de découvertes empruntées à la télégraphie vont permettre la création d'instruments de mesure de potentiels électriques faibles et l'impression de ces signaux pour en obtenir la trace. Ainsi il semble qu'en 1869-70 Alexander Muirhead, un ingénieur électricien et un pionnier de la télégraphie, aurait enregistré un électrocardiogramme humain à l'Hôpital Saint-Barthélémy à l'aide d'un Siphon enregistreur. Cette expérience est relatée dans les mémoires de sa propre femme car, Muirhead n'a pas publié ces travaux à l'époque. On retrouvera la première trace écrite en 1876 avec Marey qui utilise un électromètre pour enregistrer l'activité électrique du cœur d'une grenouille.

Mais il faut attendre 1887, pour que le physiologiste britannique Augustus D. Waller publie le premier électrocardiogramme humain qu'il a réalisé à l'aide d'un électromètre capillaire sur Thomas Goswell, un technicien de laboratoire. Sous l'influence des travaux de Waller, le physiologiste Néerlandais Willem Einthoven[1] introduit en 1893 le terme d' « Electrocardiogramme » lors de l'association Néerlandaise de Médecine. Ces travaux le conduisent à décrire en premier les 5 ondes ECG sous la forme P, Q, R, S et T (1893).

En 1901, Einthoven invente un nouveau modèle de galvanomètre pour produire des électrocardiogrammes à l'aide d'une ficelle fine de quartz revêtu d'argent. Il développa ce modèle sur la base des idées de Deprez et d'Arsonval (Figure. 42), et publiera ces tracés (Einthoven 1906). En 1903, Einthoven s'associe avec Max Edelmann de Munich et Horace Darwin de la Cambridge Scientific Instruments Company de Londres pour commercialiser une première version d'un Galvanomètre médical pour la réalisation d'ECG. Einthowen obtiendra en 1924 un prix Nobel pour son invention. A la suite de cela, les évolutions technologiques propulsées par les deux guerres et la période qui les suit, vont contribuer à

[1] Willem Einthoven physiologiste néerlandais, né le 21 mai 1860 à Semarang, Indes orientales néerlandaises, il devient prix Nobel de physiologie ou médecine de 1924.

rendre plus performant et ergonomique cet appareil. On réduira progressivement la taille et le poids de l'appareil qui pesait dans un premier temps 150kg, pour arriver en 1917 à des appareils transportables fonctionnant sur batterie. Le procédé d'écriture qui était à la base la photographie basculera vers l'impression sur bande de papier sous l'impulsion de Duchossal et Luthi qui mettent au point le premier électrocardiographe à inscription directe, utilisant une plume et de l'encre. Du point de vue physiologique, de plus en plus d'intérêts se porteront sur la thématique, mettant en lumière trois puis six puis douze dérivations cardiaques et des interprétations médicales de ces tracés.



PHOTOGRAPH OF A COMPLETE ELECTROCARDIOGRAPH, SHOWING THE MANNER IN WHICH THE ELECTRODES ARE ATTACHED TO THE PATIENT, IN THIS CASE THE HANDS AND ONE FOOT BEING IMMERSED IN JARS OF SALT SOLUTION

Figure 16. Illustration du galvanomètre d'Einthowen.

Dans les années 60, Norman J. Holter inventera le premier système d'enregistrement continu de la FC sur bande magnétique, l'ECG Holter, ou enregistrement ECG ambulatoire de longue durée. La mesure de la FC devient utilisable en situation de mouvement.
Les années 70 et 80 ont vu arriver l'intégration des ordinateurs intégrés qui permettront la réalisation de calculs automatiques des durées des segments, et l'aide au diagnostic, puis de multiple améliorations techniques, comme la miniaturisation, la stabilisation automatique de la ligne de base, l'enregistrement automatique des dérivations, le remplacement de la plume par le peigne chauffant, le remplacement des transistors par des circuits intégrés puis le transfert des informations vers des ordinateurs.

Aujourd'hui l'ECG est très répandu dans les enceintes médicalisées, il existe des centaines d'appareils différents avec des options très variées avec 1 à 12 dérivations. On trouve par exemple des appareils entièrement numériques, des appareils permettant l'impression

directe sur papier de quelques secondes d'enregistrement et des ECG reliés à des Smartphones (Figure 17) ...

Figure 17. Illustration de 3 différents types d'ECG actuels. a) ECG Numérique Cutso-Med 110BT, b) ECG CARDIOLINE AR 1200 ADV, c) Application Iphone avec ECG.

(2) Principe et fonctionnement de l'électrocardiogramme

L'électrocardiogramme est un enregistrement, en fonction du temps, des variations de potentiel électrique (dépolarisation puis repolarisation) des cellules myocardiques. Lors de la contraction cardiaque, ces variations électriques naissent dans le myocarde (I,D,2), se propagent dans tout le corps, dont les différents tissus sont plus ou moins conducteurs.

Elles peuvent être recueillies en des points très variés et particulièrement à la surface de la peau, ce qui constitue la base de la réalisation d'un électrocardiogramme (ECG). Un relevé ECG s'effectue à l'aide d'électrodes (3 à 12) placées de manière à analyser selon différents axes les cycles dépolarisation / repolarisation.

On distingue deux types de dérivations :

Les dérivations périphériques
Les dérivations précordiales

(a) Les dérivations périphériques

Les dérivations périphériques se décomposent également en deux catégories distinctes, on retrouve les dérivations standard telles que définies par **Einthowen** en 1912 (DI,DII, DIII) et les dérivations de **Goldberger** définies 1942 (aVR, aVL, aVF).

Les dérivations périphériques d'Einthowen ou dérivations périphériques bipolaires ont été les premières à être déterminées à l'aide d'une mesure avec 3 électrodes placées sur les bras droit et gauche ainsi que la jambe gauche (Figure 18.)

DI : mesure du potentiel électrique allant du bras gauche (+) au bras droit (-)

DII : mesure du potentiel électrique allant de la jambe gauche(+) au bras droit (-)
DIII : mesure du potentiel électrique allant de la jambe gauche (+) au bras gauche (-)
La dérivation périphérique DII est la déviation sur laquelle le complexe PQRS est analysé.

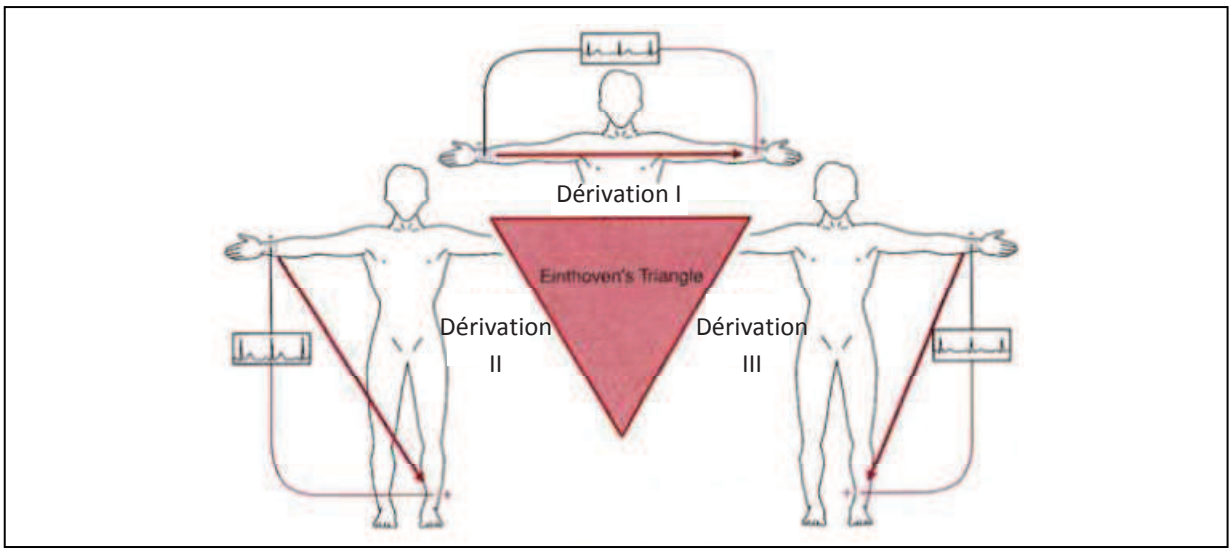


Figure 18. Représentation du triangle d'Einthowen, et schéma de la mesure des dérivations DI, DII et DIII

Les dérivations périphériques de Goldberger ou unipolaires sont définies sur les bases du triangle d'Einthowen. Mais chaque électrode devient un pôle positif et l'on prend la négative des deux électrodes restantes (Figure 19).

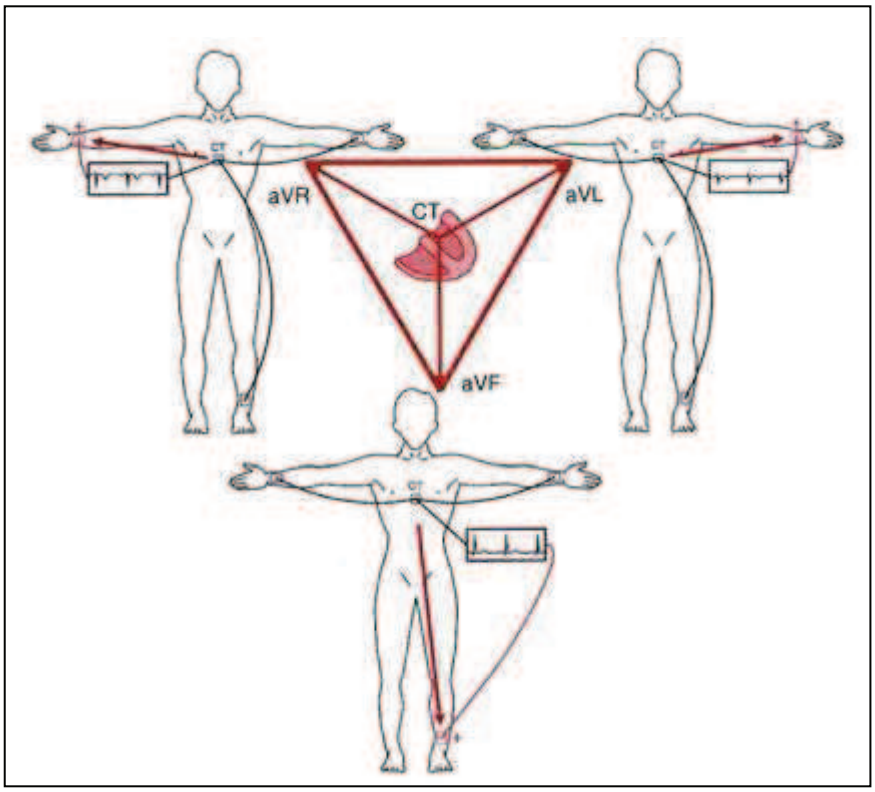


Figure 19. Représentation du triangle d'Einthowen modifié, et schéma de la mesure des dérivations unipolaires de Golberger, aVR, aVL et aVF.

La voie aVR : Tension (V) amplifiée (a) Droite (R) est la mesure entre le bras droit et la négative des deux autres électrodes.
La voie aVL : Tension (V) amplifiée (a) gauche (L) est la mesure entre le bras gauche et la négative des deux autres électrodes.
La voie aVF : Tension (V) amplifiée (a) pied (F) est la mesure entre la jambe gauche et la négative des deux autres électrodes.

Ces deux types de dérivations comportant les trois dérivations standard et les trois dérivations de Goldberger constituent le **plan frontal.**

(b) Les dérivations précordiales

Les dérivations précordiales ou de Wilson sont des dérivations unipolaires, qui reprennent le même principe que les dérivations de Goldberger, à savoir chaque électrode est un pôle positif tandis que les autres précordiales servent de pôle négatif. Cependant deux caractéristiques fondamentales les différencient.

Les dérivations unipolaires de Wilson représentent l'activité horizontale du cœur.
Les électrodes V1 à V6 permettant de mesurer ces dérivations sont situées près du cœur précordial.

Les six dérivations précordiales sont baptisées V1, V2, V3, V4, V5 et V6 des électrodes du même nom. La position des électrodes est déterminante pour la bonne mesure de ces six dérivations.

Ces six électrodes se placent en partant des électrodes V1 et V2 comme suit :
V1 : 4ème espace intercostal droit au bord du sternum.
V2 : 4ème espace intercostal gauche au bord du sternum.
V3 : mi-distance entre V2 et V4.
V4 : intersection de la ligne horizontale passant par le 5ème espace intercostal gauche et de la ligne médio-claviculaire.
V5 : intersection de la même ligne horizontale avec la ligne axillaire antérieure.
V6 : intersection de la même ligne horizontale avec la ligne axillaire moyenne.
(Figure 20.)

D'autres électrodes peuvent dans certains cas être positionnées afin d'obtenir un diagnostic spécifique (V7, V8, V9, V3R, V4R, VE).

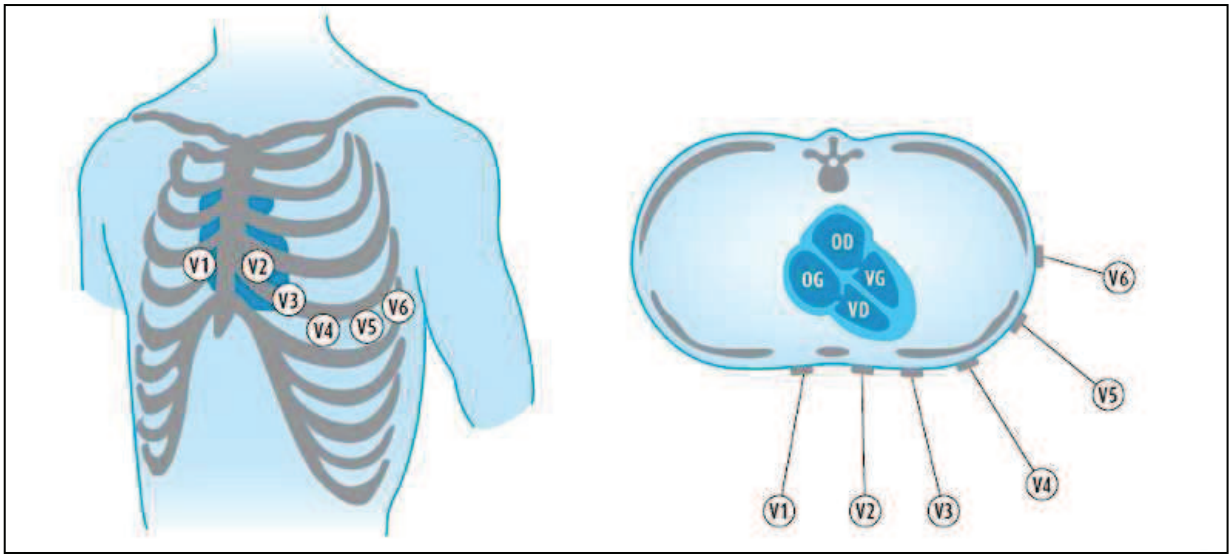


Figure 20. Placement de 6 électrodes pour la mesure des dérivations précordiales.

L'ECG est aujourd'hui l'outil de référence en termes de mesure de la FC, mais il permet également un diagnostic cardiologique beaucoup plus performant ne se limitant pas au pic R. Cependant son utilisation peut dans certains cas être trop lourde ou non pertinente à la vue de système moins complexe ou moins onéreux ; le cardiofréquencemètre.

b) Le cardiofréquencemètre

(1) Genèse et évolution du cardiofréquencemètre.

L'idée de cardiofréquencemètre est née en 1975, par l'intermédiaire du professeur d'électronique finlandais Seppo Säynäjäkangas pour l'entraînement des skieurs de fond. Il décide alors de créer la société Polar Electro™ en 1977, crée le premier modèle d'appareil (Figure 21) et dépose ces premiers brevets en 1979.

Figure 21. Cardiofréquencemètre mesurant la FC au bout des doigts, le Micro Heart Pulser. Fonctionnant avec des batteries, ce cardiofréquencemètre fut développé à l'université d'Oulu.

En 1982, Polar crée le premier modèle de cardiofréquencemètre commercialisé sous le nom de Sport Tester PE2000. Ce moniteur de FC est doté d'une ceinture thoracique ainsi que d'un afficheur au format d'une montre qui permet à la personne de voir la valeur de FC. (Figure 22.) Puis interviendra une suite logique d'innovation permettant d'améliorer l'outil et le

rendre de plus en plus performant, comme la possibilité de télécharger les données vers un ordinateur (1984), l'association avec d'autres outils comme le GPS, l'intégration d'algorithme permettant de quantifier l'intensité de l'effort.

Figure 22. Sport Tester PE2000. Le premier cardiofréquencemètre au monde sans fil.

En 1995, polar lance le premier cardiofréquencemètre capable d'enregistrer l'intervalle R-R et de le télécharger dans un logiciel. Ce modèle, le Vantage NV (Figure 23.) fournissait également un indice de relaxation, basé sur l'analyse de la VFC. Cependant la capacité de stockage de cet appareil était très limitée (4000 intervalles R-R).

Figure 23. Polar Vantage NV sur sa station de déchargement. C'est le premier cardiofréquencemètre avec enregistrement de l'intervalle R-R.

Aujourd'hui il existe une multitude de sociétés concevant et commercialisant des cardiofréquencemètres comme Polar™, Suunto™, Garmin™, Timex™ ou Décathlon™…(Laukkanen et Virtanen 1998). Il vient s'ajouter à cela les nouvelles générations de téléphones portables capables de recevoir les informations de FC ou des périphériques sportifs comme les compteurs de vélo ou autres… Cependant, les modèles permettant la mesure et la restitution de l'intervalle R-R ne sont finalement pas très nombreux par rapport à leur nombre (1/10) (Achten etJeukendrup 2003).

(2) Principe et fonctionnement du cardiofréquencemètre.

Un cardiofréquencemètre se compose le plus souvent de deux éléments : une ceinture thoracique et un enregistreur qui prend la forme d'une montre.

La ceinture thoracique a pour but de mesurer le signal électrique au niveau de la poitrine, de détecter le pic R de chaque complexe QRS trouvé et de transmettre vers la montre. Le procédé est constitué de plusieurs phases distinctes :

(a) Une phase de captation du courant électrique à faible intensité au niveau cutané.

Cette phase est la base du travail. Le signal capté doit être de la meilleure qualité possible afin de permettre par la suite un bon traitement de celui-ci. Il est conseiller d'humidifier les parties réceptrices afin d'améliorer la conductivité et dans certains cas d'utiliser un gel spécial conçu à cet effet. En règle générale, les ceintures même les plus basiques échantillonnent à 1000 hz, ce qui signifie que le tracé électrique reçu par la ceinture comporte 1000 points par seconde. Cet élément est important car il permettra de définir avec quelle précision on déterminera l'intervalle RR ("Heart Rate Variability. Standards of Measurement, Physiological Interpretation, et Clinical Use. Task Force of the European Society of Cardiology et the North American Society of Pacing et Electrophysiology" 1996).

(b) La reconnaissance du tracé ECG et la détermination du pic R.

Au fil du temps, les composants électroniques inclus dans ces ceintures ont évolué pour éliminer les signaux parasites enregistrés par la ceinture. Il ne s'agit plus de simples seuils mais de véritables algorithmes pour déterminer l'instant précis du pic R.

(c) La transmission vers la montre.

On distingue aujourd'hui deux types de ceinture, les ceintures analogiques (Polar coded) et numériques (ANT^{+}). Il n'y a pas de différences fondamentales sur la première partie du travail, mais il y a une différence dans la transmission. Dans le cas d'une transmission analogique comme avec les ceintures types Polar T31C©, la ceinture émet une courte impulsion électromagnétique à basse fréquence (5Khz) et faible puissance 5 uT (microtesla) qui s'atténue très rapidement en parcourant de la distance (1 nanotestla à 1 mètre) Ce faible puissance induit la possibilité de perte du signal si la montre s'éloigne. La montre reçoit alors ce train d'impulsions et calcule l'intervalle RR, qu'elle traduit ensuite en FC. Il est à noter que la montre n'affiche pas la FC instantanée mais une moyenne sur quelques battements. Dans le cas de ceinture à transmission numérique type Suunto Dual belt©, la ceinture possède une base de temps permet de faire la mesure de l'intervalle R-R et d'envoyer cette valeur sur un format codé vers un récepteur qui saura décoder cette trame.

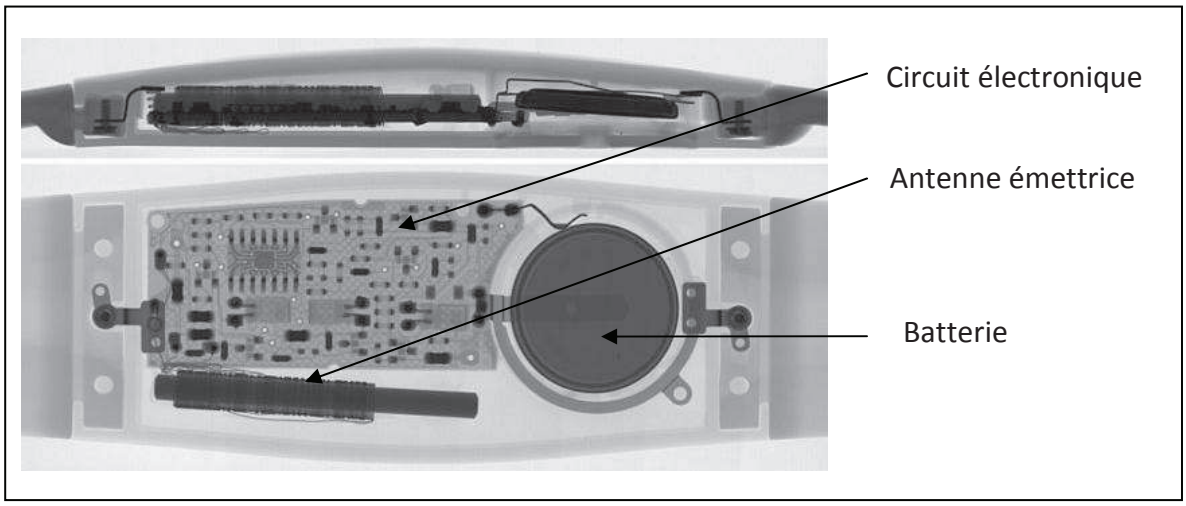


Figure 24. Image de la partie électronique d'une ceinture Polar au rayon X. Source *Wikipédia*

La montre a pour but la visualisation de l'information par l'utilisateur et l'enregistrement des valeurs afin de permettre la décharge ultérieure vers un ordinateur.

Même s'il existe une multitude de cardiofréquencemètres et que tous doivent mesurer l'intervalle RR, il n'existe que peu de systèmes permettant l'enregistrement de celui-ci et sa restitution

Il convient de distinguer :

- La fréquence d'échantillonnage de la ceinture : en général 1000 hz
- La fréquence d'affichage : périodicité du rafraichissement de la valeur sur l'écran de la montre
- La fréquence de lissage : période sur laquelle les valeurs affichées sont moyennées
- La fréquence d'enregistrement : RR, 1, 2, 3, 4, 5, 15, 30, 60 secondes.

Les cardiofréquencemètres sont aujourd'hui très répandus pour le grand public mais également pour des applications médicales et de recherche (Boudet et Chamoux 2001). La facilité d'utilisation ainsi que le coût nettement inférieur à un dispositif médical leur ont permis de trouver une place dans un certain nombre d'applications pratiques pour l'analyse de la VFC.

2. *Limites et validations des outils de mesure de l'intervalle RR*

Le premier consensus portant sur la VFC est le "Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology" ("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" 1996). Dans ce document, il est question de quelques limitations

concernant les outils de mesure de l'intervalle RR. La fréquence d'échantillonnage doit être supérieure à 250 – 500 Hz (G D Pinna et al. 1994), afin de recueillir un tracé ECG de qualité suffisante pour pouvoir ensuite déterminer chaque pic R à l'aide d'algorithmes évolués. La fréquence d'échantillonnage optimale est de 1000 Hz (Riniolo et Porges 1997), tandis qu'une fréquence en dessous de 100 Hz ne permettra pas de définir avec précision les pics R. L'ECG est aujourd'hui la référence pour l'analyse de la VFC pour plusieurs raisons. Dans un premier temps, le tracé peut être enregistré avec une fréquence de plus de 10 000 Hz sans problème. Egalement, la source brute du tracé est toujours disponible. Si des valeurs d'intervalle R-R semblent suspectes il est possible d'aller voir la zone du tracé concerné afin de refaire un traitement mathématique ou de placer visuellement le pic R ou de retirer un pic R superflu. Dans le cas du cardiofréquencemètre, il ne sera pas possible de voir cet enregistrement ECG. La seule solution sera alors de manipuler le périodogramme (voir traitement des artefacs II,B,2).

Une veille technologique de ce genre de dispositifs a permis d'identifier une série d'outils permettant la mesure et le rendu d'un périodogramme. Chaque appareil possède ses propres caractéristiques induisant des avantages et inconvénients. Ces dispositifs sont divers et peuvent être rassemblés sous plusieurs catégories.

- Les cardiofréquencemètres classiques, avec montre et ceinture thoracique.
- Les ceintures avec enregistrement intégré, avec ou sans électrodes.
- Les systèmes de transmission en temps réel des données vers un ordinateur.

Par mesure de simplicité les différents modèles seront décrits par catégorie, comme cité ci-dessus. Pour chaque modèle ou famille, une description rapide des avantages et inconvénients sera établie.

a) Les cardiofréquencemètres et dérivés

Les cardiofréquencemètres sont très rapidement venus s'intégrer dans les protocoles de recherche et la médecine. Dès leurs mises sur le marché, des publications traitant de leur précision et validité pour des applications diverses sont apparues (Thivierge et Leger 1988; Macfarlane et al. 1989; Godsen et al. 1991; Seaward et al. 1990; Laukkanen et Virtanen 1998). Ces appareils possèdent un écran de visualisation qui permet à l'opérateur de vérifier que l'enregistrement a bien débuté et de contrôler que les valeurs affichées sont bien cohérentes.

(1) Les cardiofréquencemètres de la marque Polar©

Polar est le pionnier en matière de cardiofréquencemètres, il existe à ce jour 3 générations de systèmes avec enregistrement RR.

(a) Le Polar Vantage NV™

Lancé en 1995, le Polar Vantage NV™ (Figure 23.) est le premier appareil permettant l'enregistrement de l'intervalle RR. En 1998, Kinnunen publiera la première étude sur ce modèle pour donner la précision de la mesure et affirmer qu'il est possible d'utiliser celui-ci pour une analyse à court terme de la VFC. Ce premier modèle possède cependant une capacité de stockage très limitée : 4 000 intervalles, ce qui représente à peine plus d'une heure à 60 bpm (Kinnunen et Heikkila 1998; Radespiel-Tröger et al. 2003).

(b) Le Polar S810i™

Le Polar S810i™ est le modèle qui a fait décoller l'utilisation de la VFC dans le sport. Il existe une multitude d'études montrant son utilisabilité dans des situations très diverses chez l'homme comme chez l'animal :

(Weippert et al. 2010) en situation de repos, de marche et d'exercice isométrique sur les membres inférieurs
(Porto et Junquiera 2009) en situation allongée et debout
(Gamelin, Berthoin, et Bosquet 2006) pendant un Tilt test avec des personnes entre 25 et 30 ans)
(F-X Gamelin et al. 2008) chez l'enfant au repos
(Kingsley et al. 2005) pendant une épreuve d'effort
(Nunan et al. 2009) hommes et femmes au repos et analyse des paramètres temporelles
(Pimentel et al. 2010) pendant des manœuvres respiratoires
(Vanderlei et al. 2008) avec comparaison de l'analyse spectrale
(Marchant-Forde, Marlin, and Marchant-Forde 2004) chez le cochon
(F Cottin et al. 2005) chez le cheval
(Hagen et al. 2005) chez la vache
(Langbein et al. 2004) chez la chèvre.

Ce modèle possède une mémoire plus conséquente que le modèle Vantage NV™, 16 000 intervalles, ce qui permet d'enregistrer plus de 4 heures de signal. Ces deux premiers modèles s'accompagnent d'une ceinture thoracique semi-rigide qui peut dans certains cas engendrer des zones de non contact entre la peau et l'électrode. Ce phénomène peut induire une perte de signal et donc un manque dans l'envoi des impulsions correspondant au battement. Egalement, ces générations de ceintures transmettent l'information avec une fréquence de 5 khz et une portée maximale d'un mètre. Dans le cas où la montre se situe au-delà, il peut y avoir des pertes de signal.

(c) Le Polar RS800™

Le Polar RS800 est à ce jour la dernière montre de la gamme Polar avec la fonction RR. Sa technologie est en rupture avec les modèles précédents pour plusieurs raisons. Dans un

premier temps, la ceinture thoracique est textile et souple de manière à épouser correctement la forme de la cage thoracique de la personne. Ensuite, ce système est basé sur la technologie de transmission Polar W.I.N.D © (2.4 Ghz) qui induit une transmission à plus longue portée, jusqu'à environ 10 mètres. Le risque de perte de donnée pendant la mesure est donc limité et permet également à l'opérateur de déclencher la mesure sans intervenir au contact de la personne mesurée. Ce modèle s'accompagne également d'un système de reconnaissance du complexe QRS individualisé à chaque utilisateur (Martinmäki et Kinnunen 2011). Lors de la sortie de ce modèle, un kit d'adaptateur pour électrodes médicales étaient également disponible afin d'accroître la précision du relevé ECG et de limiter les bruits liés au mouvement (Figure 25.).

Figure 25. Kit adaptateur pour électrodes vers ceinture Polar wearlink™

Ce système est très intéressant car il permet d'obtenir un contact parfait au niveau cutané et d'augmenter la conductivité avec le gel disposé au centre de l'électrode. En effet, au-delà de la précision temporelle de la mesure, il est indispensable d'avoir un signal propre dépourvu d'artefacs, de manière à limiter le temps de traitement a posteriori.

Le dispositif Polar RS800 (Figure 26.) possède une mémoire permettant d'enregistrer simultanément la FC et l'intervalle R-R séparément pendant une période supérieure à 24h (FC toutes les 60s + RR). En plus de permettre l'extraction d'un périodogramme, ce type de produit fournit à l'aide du logiciel Polar Pro Trainer 5™ quelques paramètres classiques de la VFC. De plus, ces systèmes utilisent des algorithmes de calculs utilisant la VFC dans leur méthode (Martinmäki et Kinnunen 2011) comme les indices OwnRelax®, OwnIndex®, OwnOptimizer®, OwnZone®,ZoneOptimizer, et EnergyPointer.

Nous avons réalisé en 2007 la première étude visant à vérifier la précision du recueil d'intervalles R-R avec le Polar RS800 chez des sujets adultes sains, dans trois contextes différents (Cassirame et al. 2007) :

- pendant un enregistrement nocturne à domicile
- pendant un « Tilt test » en laboratoire

- à différentes intensités d'exercice sur ergocycle.

Nous avons également comparé les résultats de l'analyse de la VFC avec le périodogramme venant de ce système et d'un ECG, ainsi que l'effet de la taille de l'échantillon sur l'analyse. Le but de cette manœuvre est de vérifier si les légères différences de mesure sur le périodogramme entraînent des modifications de l'analyse de la VFC, et si la taille de l'échantillon choisi affecte cette éventuelle modification.

De notre côté, nos travaux montrent que cet outil est utilisable pour l'analyse de la VFC dans les mêmes conditions. La taille de l'échantillon analysé n'affecte pas significativement la précision. Wallén et ses collaborateurs en 2011, (Wallén et al. 2012) réalisent une étude au repos chez des sujets hommes et femmes avec le Polar RS800 (sans système d'électrodes). Ils émettent quelques réserves sur l'utilisation chez la femme et notamment au-delà de 60 ans. Ces travaux sont cependant à minorer car toutes les précautions de traitement de signal et de correction des artefacs n'ont pas correctement été effectuées. Lorsque l'on compare deux périodogrammes, si l'un comporte des artefacs cela entraîne une désynchronisation des tracés. Il convient donc de les resynchroniser et également de corriger le ou les points affectés par l'artefac pour comparer avec la valeur extrapolée. Cela entraînera une réponse de Quintana, par une lettre à l'éditeur (Quintana et al. 2012).

Comme son prédécesseur, la Polar RS800© est régulièrement utilisée dans des travaux de recherche chez l'homme (Mateo et al. 2012; Mendonca et al. 2009; Bricout 2010; Leti et al. 2013) mais également chez l'animal (Jonckheer-Sheehy et al. 2012).

Figure 26. Kit Polar RS800cx ™

Etude numéro 1

L'utilisation d'un nouveau système d'enregistrement de fréquence cardiaque battement à battement pour l'analyse traditionnelle de variabilité de fréquence cardiaque.

J. Cassirame, N. Tordi, L. Mourot, M. Rakobowchuk, J. Regnard

Consultable au lien suivant :

http://www.em-consulte.com/es/article/66234/article/l

ELSEVIER MASSON

Available online at www.sciencedirect.com
ScienceDirect

Science & Sports ■■ (2007) ■■■

SCIENCE & SPORTS

http://france.elsevier.com/direct/SCISPO/

Communication brève

L'utilisation d'un nouveau système d'enregistrement de fréquence cardiaque battement à battement pour l'analyse traditionnelle de variabilité de fréquence cardiaque

Using of new beat to beat recorder system for traditional analysis of heart rate variability

J. Cassirame[a,b,*], N. Tordi[a,b], L. Mourot[a,b], M. Rakobowchuk[c], J. Regnard[a,b]

[a] *Équipe d'accueil 3920 « Physiopathologie cardiovasculaire et prévention », place Saint-Jacques, 25000 Besançon, France*
[b] *Université de Franche-comté, rue de l'Épitaphe, 25000 Besançon, France*
[c] *Macmaster University, Kinesiology, Canada*

Reçu le 30 juin 2007 ; accepté le 25 juillet 2007

Résumé

Introduction. – L'utilisation de la variabilité de fréquence cardiaque (VFC) est aujourd'hui très répandue dans les sciences du sport. Cette analyse nécessite l'utilisation de matériel précis comme le prévoit le Task Force of 1996.

Objectifs. – Le but de cette étude est d'évaluer : 1) la précision du polar RS 800 (Polar Electro Oy, Kempele, Finlande) ; 2) et de vérifier si sa précision permet l'analyse de variabilité de fréquence cardiaque.

Matériels et méthodes. – Des recueils de fréquence cardiaque sont réalisés sur 15 personnes (huit hommes, sept femmes) dans trois situations standardisées, simultanément avec l'appareil et un appareil de référence (ADInstruments, Castle Hill, Australia ou Novacor, Rueil-Malmaison, France). Les signaux sont synchronisés puis comparés par la méthode de Bland et Altman pour estimer la précision. L'analyse de VFC est ensuite réalisée puis la même méthode de comparaison est appliquée pour ces résultats.

Conclusion. – L'utilisation de ce nouvel appareil permet de réaliser un relevé avec une précision de ± 1 à 5 ms autorisant l'analyse de VFC sans biaiser les résultats obtenus.
© 2007 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Abstract

Introduction. – The measurement of Heart Rate Variability (HRV) is widely used in the field of sport's sciences. However, the analysis which rises from these measurements requires equipment that conform to those conditions outlined by the Task force of 1996.

Purpose. – The purpose of the present study was: 1) to determine the accuracy of a new heart rate "beat to beat" recorder; Polar RS 800 (Polar Electro Oy, Kempele, Finlande); 2) and whether the quality of the tachogram is sufficient for traditional analysis of HRV.

Device and methods. – Heart rate was recorded on 15 persons (eight men, seven women) in three different situations, simultaneous with this device and a gold standard (ADInstruments, Castle Hill, Australia, else Novacor, Rueil-Malmaison, France). Signals are synchronized and compared with Bland and Altman method to asses the accuracy. HRV analysis is made and the same comparison method was applied.

Conclusion. – This device enables measurements of R-R intervals with a precision of ± 1 to 5 ms, and is sufficient to analyse HRV without bias.
© 2007 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Mots clés : Polar ; VFC ; Validité

Keywords: Polar; HRV; Validity

* Auteur correspondant. EA 3920, Physiopathologie cardiovasculaire et prévention - EFR, 2, place St-Jacques, 25000 Besançon, France.
Adresse e-mail : sytchev70@hotmail.com (J. Cassirame).

0765-1597/$ - see front matter © 2007 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.
doi:10.1016/j.scispo.2007.07.006

SCISPO-2351

Pour citer cet article : J. Cassirame et al., L'utilisation d'un nouveau système d'enregistrement de fréquence cardiaque battement à battement pour l'analyse traditionnelle de variabilité de fréquence cardiaque, Science & Sports (2007), doi: 10.1016/j.scispo.2007.07.006.

1. Introduction

La mesure de la variabilité de l'intervalle « R–R » est aujourd'hui très largement répandue dans le champ des sciences du sport. Depuis ces 30 dernières années et les études de Sayers [1] en 1973, les travaux se sont multipliés et son exploitation recouvre aujourd'hui des domaines très variés. On l'utilise notamment pour évaluer les effets de l'entraînement [2,3], pour détecter et prévenir l'apparition du surentraînement [6–11], pour estimer les seuils ventilatoires [12,13].

Toutes ces utilisations nécessitent de recourir à des appareils de mesure précis et une méthode de traitement et d'analyse rigoureuse telle que le définit le Task Force de l'European Society of Cardiology et de la North American Society of Pacing and Electrophysiology [2].

Ces conditions ne sont pourtant pas toujours respectées. En effet, que ce soit pour des relevés nocturnes ou au cours de routines standardisées les entraîneurs sportifs n'ont pas toujours la possibilité d'utiliser un matériel de mesure de l'intervalle de temps entre deux battements cardiaques (« R–R ») suffisamment précis et fiable. L'arrivée sur le marché de cardiofréquencemétres validés [15–17] permettant l'extraction des intervalles R–R, a constitué une avancée non négligeable dans ce sens. Récemment la société Polar (Polar Electro Oy, Kempele, Finlande) a introduit sur le marché un nouveau model d'enregistreur de fréquence cardiaque battement à battement ; le RS 800. De plus, l'acquisition des battements par impédancemétrie de surface est réalisée à l'aide d'un nouveau système à électrodes thoraciques.

Le but de l'étude était d'évaluer la précision de cet appareil et de vérifier que son utilisation est possible pour une analyse traditionnelle de variabilité de l'intervalle « R–R ». Pour ce faire, seront comparées les durées d'intervalles « R–R » obtenues simultanément avec un système de référence (ADInstruments, Castle Hill, Australie ou Novacor, Reuil-Malmaison, France) et le Polar RS 800. La méthode statistique de Bland et Altman [3,4] a été utilisée afin de connaître les limites des erreurs obtenues, ainsi que la reproductibilité de ces erreurs. Ont ensuite été comparés les résultats des analyses réalisées à partir de ces relevés, pour évaluer la qualité des mesures apportées par l'appareil RS 800 dans des conditions d'enregistrement et d'analyse standard.

2. Méthodes

Afin de tester la précision du Polar RS 800, nous avons choisi trois situations couramment utilisées pour ce recueil de données. Les sujets ont réalisé en laboratoire et dans cet ordre, un test de redressement passif et une épreuve de deux paliers submaximaux sur bicyclette ergométrique. Le dernier test réalisé au domicile personnel des sujets, correspond à un enregistrement de la durée des intervalles « R–R » durant une nuit complète de sommeil.

2.1. Sujet

Nous avons choisi une population relativement hétérogène (Tableau 1). Au total 15 personnes volontaires, dont huit hommes et sept femmes ont participé aux tests réalisés en laboratoire et à un enregistrement nocturne. Toutes les personnes ont été informées du protocole et ont signé un consentement éclairé de participation. Cette étude a été organisée dans le respect des règles du comité d'éthique local.

2.2. Test de redressement passif

Le test de redressement passif démarre après une période de repos en position allongée de dix minutes, suivie d'une nouvelle période de dix minutes pendant laquelle sont réalisés les enregistrements. Une fois cette période terminée, le sujet est passivement redressé à 60° par une manœuvre lente et continue. L'enregistrement se poursuit pendant cette manœuvre et les dix minutes qui suivent. Tout au long du test, il est demandé au sujet de ne pas s'endormir, de ne pas parler, et de ne pas modifier de manière trop importante leur respiration. L'environnement est contrôlé, avec une température constante (22 ± 1 °C), une diminution des nuisances sonores et l'absence de mouvement autour de la personne. Une lumière douce et indirecte est appliquée dans la salle. Les participants portent pour les épreuves de laboratoire une tenue de sport.

Au cours de ce test le sujet est équipé d'une ceinture Polar Wearlink Wind (Polar Electro Oy, Kempele, Finlande) dotée d'électrodes autocollantes que l'on positionne de part et d'autre du sternum, sous les sillons pectoraux. Trois électrodes placées sur les sujets (sous chaque clavicule et sur la quatrième côte) permettront de récupérer le signal que nous considérerons comme référence via le système d'acquisition Powerlab et son logiciel chart & Scope (ADInstruments, Castle Hill, Australie). L'enregistrement de ces appareils est lancé simultanément par deux opérateurs en charge de la manipulation.

2.3. Test sur bicyclette ergométrique

Après un réglage de l'ergocycle (Monark 818E, Stokholm, Suisse), le sujet effectue un petit échauffement de cinq minutes à intensité modérée. L'épreuve est constituée de deux paliers submaximaux de 100 et 150 watts pour les hommes, 80 et 120 watts pour les femmes. La durée de l'intervalle « R–R » est enregistrée de manière identique à celle du test de redresse-

Tableau 1
Représentation des différentes caractéristiques de la population

	Âge (ans)	Taille (cm)	Poids (kg)	MG[a]		FC_{moy}[b]
				Homme	Femme	
Moyenne	27,8	175,2	67,5	15,4	27,1	145
Écart-type	5,4	8,5	10,5	4,1	4,1	13
Max	39	188	89,4	21,3	29,6	168
Min	20	156	52	10,1	21	126

[a] Masse grasse : obtenue par la méthode des quatre plis cutanés de Durnin et Womerley.
[b] Fréquence cardiaque moyenne durant l'épreuve sur ergocycle.

Pour citer cet article : J. Cassirame et al., L'utilisation d'un nouveau système d'enregistrement de fréquence cardiaque battement à battement pour l'analyse traditionnelle de variabilité de fréquence cardiaque, Science & Sports (2007), doi: 10.1016/j.scispo.2007.07.006.

ment passif durant les paliers de cinq minutes et pendant les deux minutes de récupération qui suivent l'arrêt de l'exercice.

2.4. Enregistrement nocturne

Le dernier test s'est déroulé aux domiciles personnels des sujets. Toutes les personnes retenues ont reçu une formation orale et écrite complémentaire, afin de connaître toutes les informations nécessaires à la manipulation des outils, notamment comment placer les électrodes, démarrer les enregistrements au coucher et les arrêter au lever. Pour cette manipulation le signal-référence a été enregistré à partir d'un encodeur médical portable ; le Novacor Vista (NOVACOR, Rueil-Malmaison, France).

2.5. Analyse de la variabilité cardiaque

Pour analyser la variabilité de l'intervalle « R–R », nous avons utilisé le logiciel HRV Analysis (The Biomedical Signal Analysis Group, Department Applied Physics, University of Kuopio, Finlande), respectant les recommandations prescrites par le Task Force de 1996 [2]. Plusieurs marqueurs ont été utilisés pour comparer les différents systèmes d'acquisition, la racine carrée de la variance (SDNN), la racine carrée de la moyenne des différences au carré des intervalles successifs (rMSSD) ; le pourcentage d'intervalles différents de son précédent de plus de 50 ms (pNN50). Les paramètres SD1 et SD2 extraits de la représentation de Poincaré ont aussi été comparés, il s'agit dans l'ordre de l'écart-type de la variabilité battement à battement instantané et de l'écart-type de la variabilité battement à battement « continue à long terme » [5]. Enfin, nous avons réalisé une analyse spectrale paramétrique obtenue par une transformation rapide de Fourier (FFT) du tachogramme. Nous avons considéré les très basses fréquences (VLF) allant de 0 à 0,04 Hz, les basses fréquences (LF) de 0,04 à 0,15 Hz et les hautes fréquences (HF) pour la bande de 0,15 à 0,4 Hz. Les indices VLF, LF, HF exprimés en unités normalisées ont été comparées pour des périodes prélevées sur les tachogrammes de chaque sujet, selon le modèle suivant : une pour le tilt, deux sur le vélo, et deux durant la nuit.

Ces analyses seront réalisées sur quatre fenêtres de tailles différentes (64, 128, 512, 1024 battements) pour évaluer si la qualité des résultats obtenus pouvait être liée à la durée de la période analysée. En effet, les précédents travaux réalisés pour la validation d'un appareil d'enregistrement de fréquence cardiaque [15–17] (battement à battement), ne traitent pas de cette problématique, et il est donc impossible d'affirmer que les différences relevées sur les tachogrammes n'auront pas d'incidence sur les analyses réalisées ensuite.

2.6. Traitement

Le tachogramme recueilli avec le système polar a été synchronisé et comparé pour chaque test avec celui du système de référence. Selon la méthode proposée par Gamelin et al. [6], ont été considérés comme artefacts de catégorie 1 les intervalles « R–R » mesurés par le RS 800 équivalents à plusieurs intervalles « R–R » successifs mesurés par le système de référence (nous pouvons assimiler cette catégorie à la non-reconnaissance par le système RS 800 d'un ou plusieurs pics « R »). Et ont été considérés comme artefact de catégorie 2 le cas où un intervalle « R–R » mesuré avec l'appareil de référence correspond à plusieurs intervalles « R–R » successifs mesurés avec le RS 800 (nous pouvons considérer pour cette catégorie que le système polar assimile une variation du signal à un pic R supplémentaire).

2.7. Statistique

Pour l'analyse statistique nous avons utilisé une application spécifique, propre à la comparaison des techniques de mesure d'une même grandeur : la méthode de Bland et Altman [3,4]. Cette méthode statistique s'intéresse aux différences entre deux mesures d'une même grandeur, obtenue à partir de deux méthodes différentes. La représentation graphique de cette analyse exprime la différence entre deux valeurs prises au même moment en fonction de leur moyenne. Cette technique permet par ailleurs d'obtenir le biais moyen des différentes mesures ainsi que les écarts-types de ces différences.

3. Résultats

Sur l'ensemble des 15 enregistrements nocturnes réalisés par les sujets, 345 325 intervalles « R–R » ont été relevés, parmi ceux-ci 218 intervalles « R–R » anormaux de catégorie 1 et 106 de catégorie 2 ont été relevés. Pour les 20 888 et 22 373 intervalles « R–R » obtenus respectivement pendant le test de redressement passif et sur les exercices sur ergocycle, on ne décompte aucun artefact.

L'analyse de Bland et Altman, nous permet d'estimer le biais moyen pour chaque enregistrement, cette information nous indique la tendance générale de l'appareil à surestimer ou sous-estimer les mesures. De plus cette méthode statistique indique l'écart-type des écarts constatés par rapport à l'appareil de référence. La dernière partie de l'analyse consiste à estimer un intervalle de confiance dans lequel 95 % des différences sont contenues, une limite inférieure et supérieure et alors déduite pour matérialiser cet intervalle. L'ensemble de ces résultats est présenté dans le Tableau 2, sous la forme de moyennes par type d'exercice. La représentation graphique de

Tableau 2
Moyennes des biais, écart type, et limites obtenues par l'analyse de Bland et Altman, pour chaque exercice

	Moyenne (ms)	Biais (ms)	Écart-type (ms)	Limite supérieure (ms)	Limite inférieure (ms)
Tilt test	789,5 ± 52,6	−0,0 ± 0,1	1,0 ± 0,3	1,9 ± 0,5	−1,2 ± 0,5
Exercice sur ergocycle	448,8 ± 78,7	−0,0 ± 0,1	1,3 ± 0,4	2,0 ± 1,6	−1,8 ± 1,9
Enregistrement nocturne	993 ± 57,3	−0,4 ± 0,1	2,4 ± 0,1	4,2 ± 0,1	−5,0 ± 0,1

Pour citer cet article : J. Cassirame et al., L'utilisation d'un nouveau système d'enregistrement de fréquence cardiaque battement à battement pour l'analyse traditionnelle de variabilité de fréquence cardiaque, Science & Sports (2007), doi: 10.1016/j.scispo.2007.07.006.

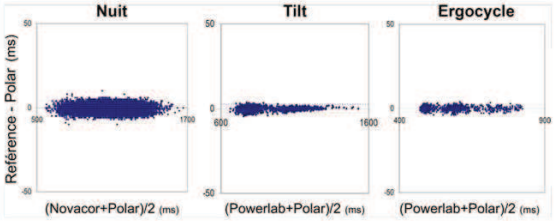


Fig. 1. Illustration de la représentation de Bland & Altman dans les trois situations.

Tableau 3
Résultats de l'analyse de Bland et Altman sur les indicateurs de l'analyse de la variabilité de l'intervalle « R–R »

Taille de la fenêtre	64 intervalles « R–R »			128 intervalles « R–R »		
	Moyenne	Biais	ET	Moyenne	Biais	ET
SDNN (s)	0,04	< 0,1	< 0,1	< 0,1	< 0,1	< 0,1
rMSSD (ms)	37,0	0,2	0,6	34,9	0,3	0,5
pNN50 (%)	15,8	0,1	1,9	14,3	< 0,1	0,8
SD1 (ms)	27,6	0,6	1,0	25,2	0,2	0,5
SD2 (ms)	73,0	0,5	3,0	76,4	0,6	4,7
VLF (un)	144,6	1,3	32,3	312,8	4,1	48,5
LF (un)	589,9	–3,3	61,4	551,5	–9,9	67,4
HF (un)	337,4	7,3	45,9	316,3	1,8	58,0
Taille de la fenêtre	512 intervalles « R–R »			1024 intervalles « R–R »		
	Moyenne	Biais	ET	Moyenne	Biais	ET
SDNN (s)	< 0,1	–0,1	0,1	< 0,1	–0,1	< 0,1
rMSSD (ms)	34,7	0,3	1,2	43,3	0,2	0,3
pNN50 (%)	15,5	–0,1	0,9	19,6	0,1	0,4
SD1 (ms)	26,2	–0,4	4,8	31,0	0,2	0,2
SD2 (ms)	87,8	–0,1	0,7	114,1	–0,1	0,78
VLF (un)	259,1	–3,2	19,1	327,3	4,5	65,0
LF (un)	445,8	–8,5	118,5	664,7	–11,9	69,8
HF (un)	300,67	–6,2	78,8	353,12	4,8	25,8

Bland et Altman est donnée à titre d'exemple pour un sujet (Fig. 1).

Dans de très nombreux cas, la variabilité de l'intervalle « R–R » est utilisée pour évaluer l'activité du système nerveux neurovégétatif à destinée cardiaque. La seconde phase de notre étude consiste donc à découvrir si les différences obtenues sur les tachogrammes induisent des modifications sur les marqueurs temporels, spectraux, et de Poincaré qui sont traditionnellement utilisés pour évaluer cette activité neurovégétative. Au total, 75 fenêtres ont été analysées afin de comparer les indices normalisés Les biais et les écarts-types des différences observées par la méthode de Bland et Altman pour les paramètres de chaque série et exprimé dans le Tableau 3.

4. Discussion et conclusion

L'utilisation du nouveau Polar RS 800 avec sa ceinture Wearlink à électrodes permet d'obtenir un tachogramme de très bonne qualité avec un nombre d'artefacts limités, notamment durant l'enregistrement nocturne. Les travaux réalisés par Gamelin et al. montrent dans deux situations (couché et debout) avec un émetteur Polar T61 (Polar Electro Oy, Kempele, Finlande) 18 artefacts pour 9878 battements et 57 pour 11 353 battements, alors que nous ne décomptons aucun artefact avec le système Wearlink à électrodes. Ce type de ceinture paraît donc être à privilégier, pour tout enregistrement de la fréquence cardiaque battement à battement.

Le système Polar permet d'enregistrer la suite d'intervalles « R–R », avec un échantillonnage de 1000 Hz. Cette précision permet d'obtenir un relevé de fréquence cardiaque et un tachogramme de très bonne qualité. Les travaux de Kingsley et al. indiquent des limites allant de ± 5,9 à ± 9,1 ms pour des intensités de travails de 40 à 100 % de la consommation maximale d'oxygène. Dans notre étude, l'intervalle de confiance comprenant 95 % des erreurs pour les trois situations est compris entre ± 2 et ± 5 ms. Ces résultats sont inférieurs à ceux obtenus par Kingsley, ce qui sous-entend que l'ensemble Polar RS 800 et la ceinture Wearlink à électrodes pourraient être plus performants que les systèmes précédents dans des conditions d'utilisations similaires.

Il est à noter que l'analyse de Bland et Altman possède une représentation en « V » couché pour le test de redressement passif et l'exercice pour tous les sujets testés (comme c'est le cas sur la Fig. 1). Cela laisse penser que de manière similaire aux travaux réalisés par Kingsley et al. [14] la précision de cet outil est meilleure pour des valeurs de fréquences cardiaques

Pour citer cet article : J. Cassirame et al., L'utilisation d'un nouveau système d'enregistrement de fréquence cardiaque battement à battement pour l'analyse traditionnelle de variabilité de fréquence cardiaque, Science & Sports (2007), doi: 10.1016/j.scispo.2007.07.006.

basses. Les biais rapportés pour chaque exercice sont légèrement inférieurs à zéro, ce qui indique une légère tendance du RS 800 à surestimer les valeurs des différents intervalles « R–R ».

De plus, la précision de mesure pour la durée de l'intervalle « R–R » permet de pratiquer une analyse temporelle et de Poincaré avec une très bonne fidélité. En effet, les résultats obtenus à partir de ce nouvel appareil peuvent être indifféremment comparés avec ceux issus d'outils comme l'électrocardiogramme Powerlab (ADInstruments, Castle Hill, Australie) ou le Novacor Vista (NOVACOR, Rueil-Malmaison, France). En ce qui concerne l'analyse spectrale, les données obtenues à partir du système Polar sont très proches de celles trouvées avec l'appareil de références. Cependant, il n'est pas possible de comparer les analyses faites à partir d'un signal recueilli par deux systèmes différents. En effet, les biais qui sont spécifiques à chaque système de capture peuvent induire des variations des pics VLF, LF et HF. Situées aux limites des bandes de fréquence (0,04 et 0,15 Hz), ces variations peuvent déplacer la valeur pic d'une bande à la bande de fréquence voisine. Le polar RS 800 paraît donc être un système intéressant pour cette analyse car il offre un relevé avec un minimum d'artefacts et il reproduit fidèlement les variations des différents indices spectraux.

Pour la taille des fenêtres, il est à noter que les différences relevées sur les tachogrammes et l'analyse de la variabilité cardiaque ne sont pas fonction de la taille des fenêtres utilisées. Par conséquent, la taille des fenêtres choisies pour l'analyse de la variabilité de l'intervalle « R–R » n'influence pas significativement la précision des résultats obtenus du point de vue, temporel, spectrale, et de Poincaré.

L'utilisation de cet appareil à des fins de suivi de l'entraînement est donc possible dans les conditions standardisées de cette étude, la précision de l'appareil reste très largement acceptable durant ces phases avec une précision inférieure à ± 5 ms. Il est toutefois recommandé aux entraîneurs ainsi qu'à leurs encadrements techniques d'utiliser des marqueurs temporels et de Poincaré pour limiter les sources d'erreurs et d'utiliser dans la mesure où cela est possible des émetteurs Wearlink à électrodes.

Remerciements

Les auteurs tiennent à remercier les sujets qui ont collaboré pour ce protocole et la société Matsport Training (38330 Saint-Ismier, France) d'avoir mis à disposition le matériel nécessaire à la réalisation de cette étude.

Références

[1] Sayers BM. Analysis of heart rate variability. Ergonomics 1973;16(1): 17–32.
[2] Mourot L, Bouhaddi M, Tordi N, Rouillon JD, Regnard J. Short- and long-term effects of a single bout of exercise on heart rate variability: comparison between constant and interval training exercises. Eur J Appl Physiol 2004;92(4-5):508–17.
[3] Kinnunen S, Laukkanen R, Haldi J, Hanninen O, Atalay M. Heart rate variability in trotters during different training periods. Equine Vet J 2006(36):214–7.
[4] Mourot L, Bouhaddi M, Perrey S, Cappelle S, Henriet MT, Wolf JP, et al. Decrease in heart rate variability with overtraining: assessment by the Poincare plot analysis. Clin Physiol Funct Imaging 2004;24(1):10–8.
[5] Baumert M, Brechtel L, Lock J, Hermsdorf M, Wolff R, Baier V, et al. Heart rate variability, blood pressure variability, and baroreflex sensitivity in overtrained athletes. Clin J Sport Med 2006;16(5):412–7.
[6] Baumert M, Brechtel L, Lock J, Voss A. Changes in heart rate variability of athletes during a training camp. Biomed Tech (Berl) 2006;51(4):201–4.
[7] Hynynen E, Uusitalo A, Konttinen N, Rusko H. Heart rate variability during night sleep and after awakening in overtrained athletes. Med Sci Sports Exerc 2006;38(2):313–7.
[8] Hedelin R, Wiklund U, Bjerle P, Henriksson-Larsen K. Cardiac autonomic imbalance in an overtrained athlete. Med Sci Sports Exerc 2000;32 (9):1531–3.
[9] Pichot V, Busso T, Roche F, Garet M, Costes F, Duverney D, et al. Autonomic adaptations to intensive and overload training periods: a laboratory study. Med Sci Sports Exerc 2002;34(10):1660–6.
[10] Cottin F, Medigue C, Lopes P, Lepretre PM, Heubert R, Billat V. Ventilatory thresholds assessment from heart rate variability during an incremental exhaustive running test. Int J Sports Med 2007;28(4):287–94.
[11] Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Circulation 1996;93(5):1043–65.
[12] Gamelin FX, Berthoin S, Bosquet L. Validity of the polar S810 heart rate monitor to measure R-R intervals at rest. Med Sci Sports Exerc 2006;38 (5):887–93.
[13] Radespiel-Troger M, Rauh R, Mahlke C, Gottschalk T, Muck-Weymann M. Agreement of two different methods for measurement of heart rate variability. Clin Auton Res 2003;13(2):99–102.
[14] Kingsley M, Lewis MJ, Marson RE. Comparison of Polar 810s and an ambulatory ECG system for RR interval measurement during progressive exercise. Int J Sports Med 2005;26(1):39–44.
[15] Grenier B, Dubreuil M, Journois D. Comparison of two measurement methods: the Bland and Altman assessment. Ann Fr Anesth Reanim 2000;19(2):128–35.
[16] Bland JM, Altman DG. Comparing methods of measurement: why plotting difference against standard method is misleading. Lancet 1995;346 (8982):1085–7.
[17] Tulppo MP, Makikallio TH, Takala TE, Seppanen T, Huikuri HV. Quantitative beat-to-beat analysis of heart rate dynamics during exercise. Am J Physiol Heart Circ Physiol 1996;271(1):H244–H252.

Pour citer cet article : J. Cassirame et al., L'utilisation d'un nouveau système d'enregistrement de fréquence cardiaque battement à battement pour l'analyse traditionnelle de variabilité de fréquence cardiaque, Science & Sports (2007), doi: 10.1016/j.scispo.2007.07.006.

(d) La Polar V800 HR™

La Polar V800 est le dernier modèle de la gamme des cardiofréquencemètres Polar (Figure 27). Ce modèle a été conçu en incluant le maximum de possibilité, pour permettre aux athlètes de suivre leur performance notamment avec l'analyse de la VFC. Ce modèle sorti en 2014, ne dispose pas d'étude traitant de ce précision. Nous avons donc mis en place un protocole permettant l'analyse de la précision du même type que celui de la RS800.

Figure 27. Cardiofréquencemètre Polar V800HR ™

Travaux non publiés n°1

Précision du système Polar V800 HR pour l'utilisation en routine de l'analyse de la VFC

Johan Cassirame. Laurent Mourot

Introduction

La montre Polar V800 HR est un système de mesure de la fréquence cardiaque couplé avec un GPS et un actimètre. Ce système est principalement destiné aux athlètes s'entraînant de manière intensive et possède plusieurs tests permettant le suivi longitudinal comme des tests de saut, la mesure de la charge de travail quotidienne ou un test de redressement avec analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque. Ce modèle étant très récent, il n'existe pas encore de travaux traitant de la précision de la mesure de l'intervalle RR faite par cet outil. Le but de ce protocole est de quantifier la précision de la mesure de l'intervalle RR réalisée avec la Polar V800 ainsi que la qualité du signal recueilli en dénombrant les artefacs dans les différentes situations de mesure.

Méthodologie

Afin de vérifier la précision de cet appareil, nous avons réalisé des enregistrements simultanés avec un appareil ECG ; Dual BIO Amp et Powerlab (AD Instrument, Castle Hill, Australie) et le cardiofréquencemètre Polar V800 HR™ dans une situation d'exercice et pendant un test de redressement actif. Les tracés obtenus seront alors exportés dans le but d'être synchronisés et comparés par la méthode de Bland & Atlman.

Sujets

Pour ce protocole, 14 sujets (10 hommes 42± 6 ans et 4 femmes 38± 3 ans) se sont portés volontaires pour la réalisation des tests après avoir été clairement informés de chaque étape du protocole. Aucun sujet n'a des antécédents de maladie cardiaque ou de contre indication à la pratique d'une activité physique.

Enregistrement

L'enregistrement de l'ECG est réalisé avec 3 électrodes placées sur les clavicules droite et gauche ainsi que sur le 5ème espace intercostal gauche. La ceinture Polar H7™ du cardiofréquencemètre est positionnée sous le sillon pectoral. Afin de s'assurer du bon contact de la ceinture

sur la peau, celle-ci a été correctement ajustée et du gel échographique a été ajouté pour favoriser la mesure. La mesure sera réalisée par la montre dans le mode Test, enregistrement R-R.

Situations de mesure

Chaque sujet a réalisé dans l'ordre un premier test de redressement actif et un exercice sur cyclo-ergomètre.

- Test de redressement actif

Le test de redressement a été choisi car il est régulièrement utilisé comme support de l'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque pour les protocoles de suivi de la fatigue chez les athlètes. Le test se déroule dans une salle calme sans lumière vive. Il se compose de deux phases distinctes : une phase couchée pendant 8 minutes et une seconde phase debout de 7 minutes. Pendant les deux phases, la FC a été enregistrée avec l'ECG et la montre.

- Exercice sur cyclo-Ergomètre

Afin de réaliser une analyse sur des plages de FC plus hautes et de vérifier si la valeur influence la précision, nous avons réalisé un exercice sur bicyclette ergométrique (Cardgirus 200, Madrid, Espagne). Après un échauffement de 5 minutes, chaque sujet réalise 3 paliers de 3 minutes de pédalage avec une zone cible de FC. Les trois intensités de travail on été préalablement fixées en fonction de la FCmax Théorique de chaque sujet (220- âge) : 3 minutes à 60 % de FCmax, 3 minutes 70% de FC max, 3 minutes à 80% de FC max.

Traitement des données

Le logiciel LabChart (v8.0.5) analyse le tracé obtenu et détermine les pics RR à l'aide du module ECG puis exporte au format ASCII dans un tableur le périodogramme obtenu. De l'autre côté, le système polar doit obligatoirement communiquer avec le site internet Polarflow.com pour télécharger les données vers un serveur dans un compte individuel. Les données peuvent ensuite être exportées vers un ordinateur au format Txt.

Les périodogrammes sont ensuite synchronisés manuellement sous Microsoft Excel à l'aide de visualisations graphiques. Pour le tracé en provenance du Polar V800 HR, on comptabilisera le nombre d'artefacs de type 1 (battements en trop) et 2 (battements oubliés) pour apprécier la qualité du signal recueilli dans chaque situation.

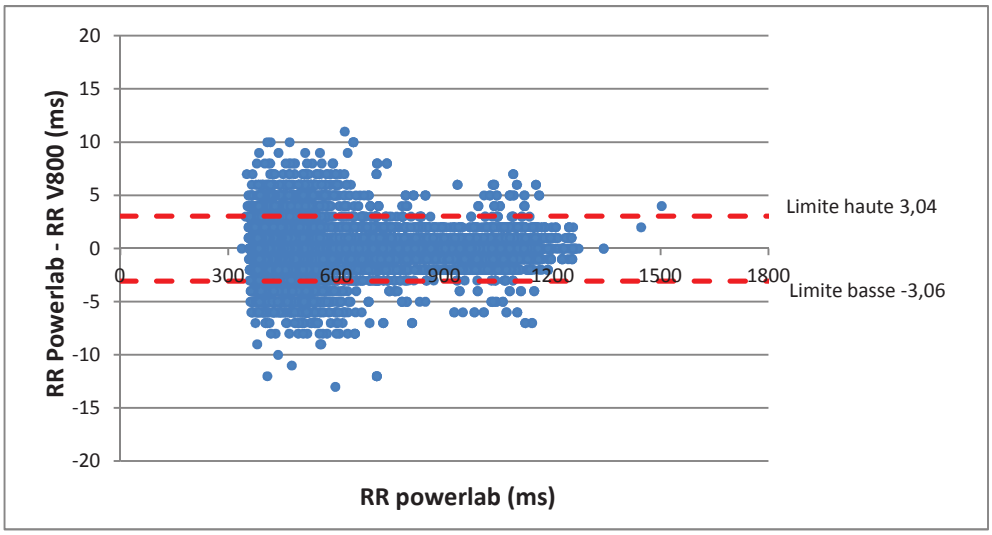
On utilisera dans un second temps la méthode de Bland & Altman, visant à comparer des méthodes de mesure pour donner les limites d'agrément dans lesquelles 95% des erreurs

sont contenues. On rassemblera ensuite les données par tranche de 100 ms pour analyser l'effet de la valeur sur la précision.

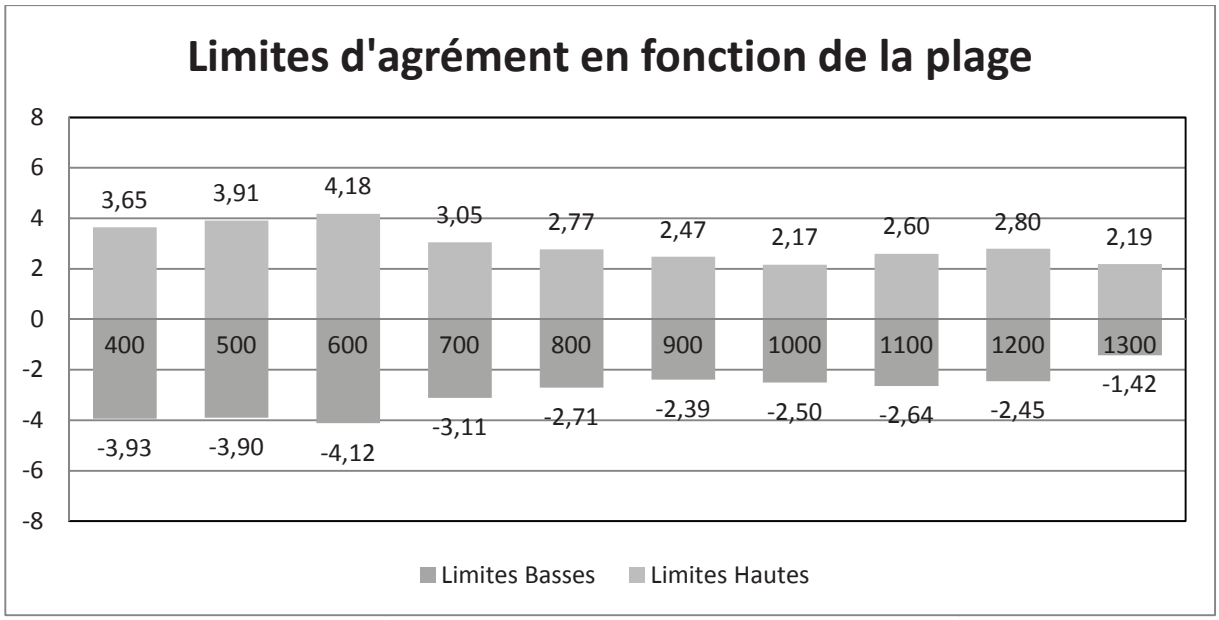
Résultats

Pendant le test de redressement actif, 9934 intervalles RR ont été enregistrés avec la présence de 2 artefacs de type 1 (division d'un intervalle) et 17 artefacs de type 2 (battements oubliés) soit moins de 0,2 % d'artefacs. Sur la période d'exercice, 18659 intervalles ont été enregistrés, pour une présence de 1 artefac de type 1 et 40 artefacs de type 2 soit 0.1% d'artefacs. Les limites d'agrément de la comparaison par la méthode de Bland & Altman sont faibles, comme le montrent les tableaux et graphiques suivants.

	Tilt	Exercice
Artefacs type 1	17	40
Artefacs type 2	2	1
Bias (ms)	-0,01	-0,01
Limites Basses (ms)	-2,56	-3,54
Limites Hautes (ms)	2,54	3,52



L'ensemble des intervalles mesurés ont ensuite été classés par centaine afin d'établir les limites d'agrément pour chaque période de 100ms. La dynamique des limites d'agrément tend à montrer une meilleure précision pour des fréquences cardiaques faibles (voir graphique suivant.)



Conclusion

Le système Polar V800HR permet une mesure de la fréquence cardiaque battement à battement avec un nombre restreint d'artefac et avec des limites d'agrément de -2,56 à 2,54 ms pendant le test de redressement et – 3,54 à 3.52 ms pendant l'exercice. Ces limites sont du même ordre que celles retrouvées dans nos études précédentes qui n'entraînaient pas de différences significatives dans l'analyse de la VFC.

(2) Les cardiofréquencemètres Suunto©

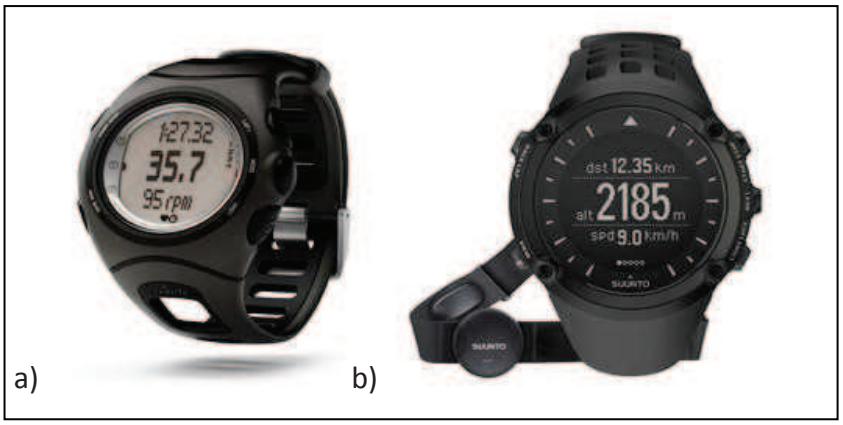
Suunto a été fondée en 1936 par Tuomas Vohlonen, un arpenteur finlandais, inventeur de la boussole à suspension liquide. Depuis, Suunto a su conserver un rôle pionnier pour le design et l'innovation dans le domaine des montres sportives, des ordinateurs de plongée et des instruments adoptés par les aventuriers du monde entier. Bien que spécialisée dans le domaine du matériel outdoor, Suunto a développé une gamme d'outils à vocation sportive avec des débordements vers la recherche. Sur cette gamme de produits et avec l'aide de la société Firstbeat© fondée par le professeur Rusko, Suunto© offre une multitude de données calculées à l'aide de traitement de la VFC comme la consommation d'oxygène ou la dette d'oxygène. (Smolander et al. 2008; Smolander et al. 2011)

(a) La Suunto T6™

La Suunto T6™ (Figure 28.) est un outil intéressant pour l'analyse de la VFC. Le mode de transmission de sa ceinture textile est numérique à l'aide de la technologie ANT+. Il permet une distance de communication de plus de dix mètres. En 2010, Weippert et collaborateurs montrent que les résultats de l'analyse de VFC obtenus avec un modèle Suunto T6™ ou un ECG ne comportent pas de différence significative et que ces outils sont donc complètement interchangeables (Weippert et al. 2010). Cependant cette étude montre des biais, de plus de 15 ms dans des situations de repos ou exercice isométrique et l'on note que l'outil de référence possède un échantillonnage à 200Hz inférieur au système Suunto T6™ et à la préconisation du Task force (1996). On retrouve régulièrement cet outil dans des articles scientifiques (Charlot et al. 2009; Pichon, Nuissier, and Chapelot 2010; Kaikkonen, Nummela, and Rusko 2007).

(b) La Suunto Ambit HR™

En 2012, Suunto a lancé sur le marché une nouvelle montre haut de gamme permettant l'analyse de la VFC : la Suunto Ambit HR™ (Figure 28.). Etant donnée la nouveauté de ce modèle, il n'existe pas encore de publication de référence avec cet appareil.



a) b)

Figure 28. Montres cardiofréquencemètres Suunto (a) Suunto T6d™ (b) Suunto Ambit HR™

(3) Les cardiofréquencemètres Garmin™

Historiquement, Garmin est un fabricant de système GPS, pour voiture, randonnée et aujourd'hui leader dans la commercialisation de système de mesure cardio-GPS pour l'utilisation dans le sport. Ces systèmes étant massivement utilisés par des athlètes d'endurance, le fabricant a intégré la possibilité d'enregistrer l'intervalle RR dans plusieurs de ces modèles ; 910XT HRM, 620HR, 920HR (Figure 29). Etant donné que nous n'avons pas trouvé à ce jour de travaux traitant de la précision de cet outil et de sa pertinence pour l'analyse de la VFC, nous avons réalisé un protocole permettant d'objectiver cela.

Figure 29. Montre Garmin™ ; a) 910XTHR, b) 620 HRM, c) 920 HRM

Travaux non publiés n°2

Précision des systèmes Garmin (620 HRM, 910 XT HRM, et 920 HRM) pour l'utilisation en routine de l'analyse de la VFC.

Johan Cassirame, Simon Chevrolat, Laurent Mourot

Introduction

Les systèmes Garmin™ sont des appareils GPS sportifs permettant la mesure de la FC dans le but de suivre les performances d'un individu. Les fonctionnalités des produits de cette marque attirent principalement des athlètes de profil endurance, traillers et triathlètes notamment. Voulant répondre à la demande des athlètes ayant besoin de la mesure de l'intervalle RR pour leur suivi de la fatigue, la marque américaine a développé depuis le modèle 910 XT HRM (version firmware 2.5) la possibilité du stockage de l'intervalle RR pour une analyse sur la plateforme Firstbeat™. Cette fonctionnalité s'active sur ce modèle par un procédé plus ou moins expliqué par le fabricant[4]. Pour les modèles 620 et 920 HRM, ce mode s'active en insérant dans la montre un fichier fournit par Firstbeat™ dans le répertoire NEW FILES. Les systèmes Garmin fonctionnent avec des ceintures cardiaques textiles au protocole ANT+™. Ce protocole permet à la ceinture de transmettre dans un rayon d'une dizaine de mètres, la donnée d'intervalle RR sous la forme numérique vers un ou plusieurs récepteurs. Si plusieurs enregistreurs captent une ceinture, la même donnée sera stockée car les calculs de temps ont déjà été réalisés dans la ceinture. Nous pouvons donc tester ce type de ceinture avec un de ces trois récepteurs de manière indifférente.

Méthodologie

Afin de vérifier la précision de cet appareil, nous avons réalisé des enregistrements simultanés avec un appareil ECG ; Dual BIO Amp et Powerlab (AD Instrument, Castle Hill, Australie) et le cardiofréquencemètre Garmin 920XTHRM™ dans une situation d'exercice et pendant un test de redressement actif. Les tracés obtenus seront alors exportés dans le but d'être synchronisés et comparés par la méthode de Bland & Atlman.

Sujets

4 Allumer la montre puis Appuyer sur la touche « MODE » pour entrer dans le menu, appuyer sur la touche « Haut » puis sur la touche « Bas » et répéter cette étape 5 fois. Aller ensuite sur HRV et activer le mode.

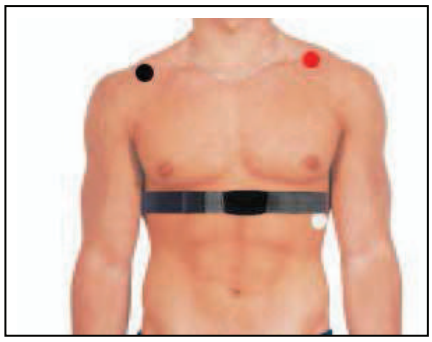
Travaux non publiés

Pour ce protocole, 11 sujets (9 hommes 41± 5 ans et 2 femmes 38± 2 ans) se sont portés volontaires pour la réalisation des tests après avoir été clairement informés de chaque

étape du protocole. Aucun sujet n'a des antécédents de maladie cardiaque ou de contre indication à la pratique d'une activité physique.

Enregistrement

L'enregistrement de l'ECG est réalisé avec 3 électrodes placées sur les clavicules droite et gauche ainsi que sur le 5ème intervalle intercostal gauche comme le montre la figure ci après. La ceinture Garmin HRMrun™ du cardiofréquencemètre est positionnée sous le sillon pectoral. Afin de s'assurer du bon contact de la ceinture sur la peau, celle-ci a été correctement ajustée et du gel échographique a été ajouté pour favoriser la mesure. La mesure sera réalisée par la montre dans le mode Test, enregistrement R-R.



Situations de mesure

Chaque sujet a réalisé dans l'ordre, un premier test de redressement actif et un exercice sur cyclo-ergomètre.

- Test de redressement actif

Le test de redressement a été choisi car il est régulièrement utilisé comme support de l'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque pour les protocoles de suivi de la fatigue chez les athlètes. Le test se déroule dans une salle calme sans lumière vive. Il se compose de deux phases distinctes : une phase couchée pendant 8 minutes et une seconde phase debout de 7 minutes. Pendant les deux phases, la FC a été enregistrée avec l'ECG et la montre.

- Exercice sur cyclo-Ergomètre

Afin de réaliser une analyse sur des plages de FC plus hautes et de vérifier si la valeur influence la précision, nous avons réalisé un exercice sur bicyclette ergométrique (Cardgirus 200, Madrid, Espagne). Après un échauffement de 5 minutes, chaque sujet réalise 3 paliers de 3 minutes de pédalage avec une zone cible de FC. Les trois intensités de travail on été préalablement fixées en fonction de la FCmax Théorique de chaque sujet (220- âge) ; 3 minutes à 60 % de FCmax, 3 minutes 70% de FC max, 3 minutes à 80% de FCmax.

Traitement des données

Le logiciel LabChart (v8.0.5) analyse le tracé obtenu et détermine les pics RR à l'aide du module ECG puis l'exporte au format ASCII dans un tableur le tachograme obtenue. Les données du système Garmin sont téléchargées sur la plateforme Internet Garmin Connect.com puis exportées sur l'ordinateur au format .fit proposé par le fabricant. Ce fichier étant crypté, nous avons utilisé les ressources de développement en libre accès sur le site www.thisisant.com pour créer un programme capable d'extraire le périodogramme. Le logiciel Mooky Garmin Decoder nous a permis l'extraction des données d'intervalle RR vers un fichier type txt.

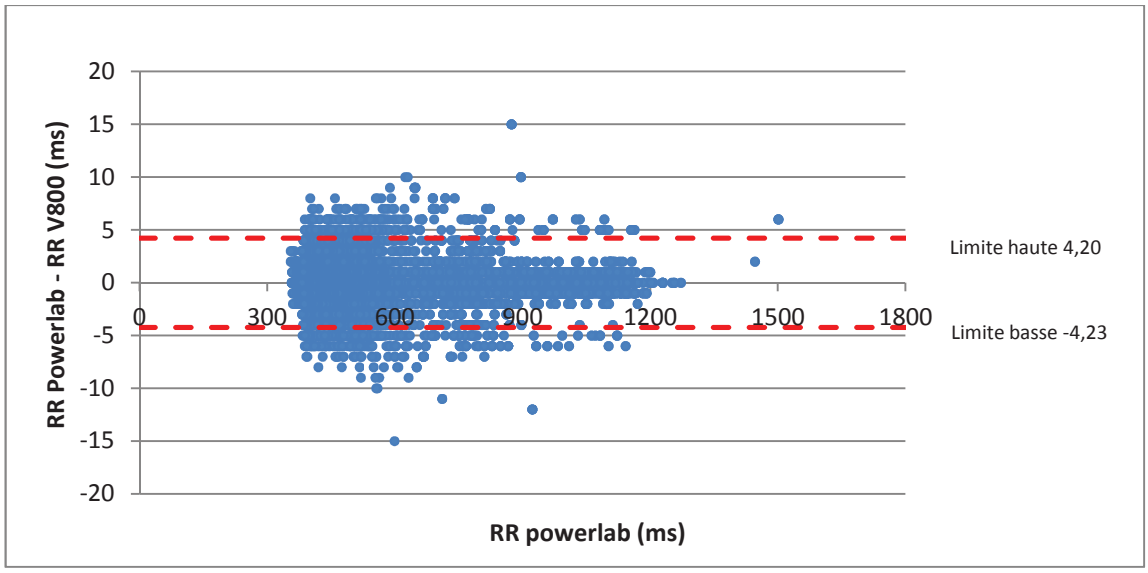
Les périodogrammes ont ensuite été synchronisés manuellement sous Microsoft Excel à l'aide de visualisations graphiques. Pour le tracé en provenance du Polar V800 HR, on comptabilisera le nombre d'artefacs de type 1 (battement en trop) et 2 (battement oublié) pour apprécier la qualité du signal recueilli dans chaque situation.

On utilisera dans un second temps la méthode de Bland & Altman, visant à comparer des méthodes de mesure pour donner les limites d'agrément dans lesquelles 95% des erreurs sont contenues. On rassemblera ensuite les données par tranche de 100 ms pour analyser l'effet de la valeur sur la précision.

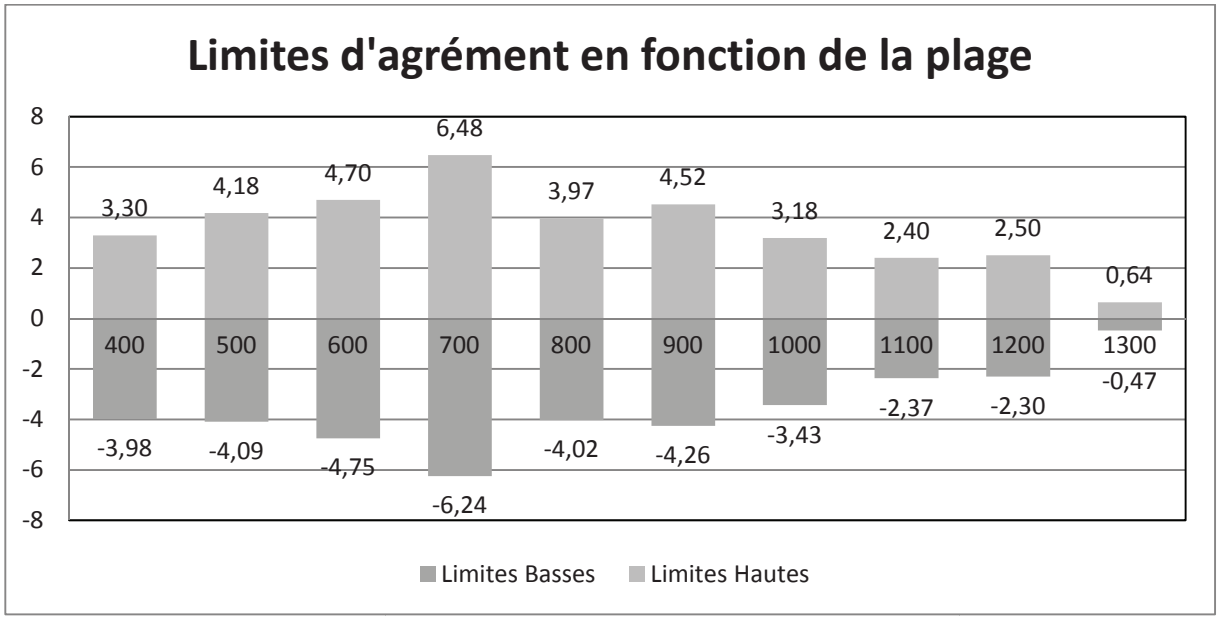
Résultat

Pendant le test de redressement actif, 8234 intervalles RR ont été enregistrés avec la présence de 8 artefacs de type 1 (division d'un intervalle) et 49 artefacs de type 2 (battement oublié) soit moins de 0,7 % d'artefacs. Sur la période d'exercice, 14487 intervalles ont été enregistrés, pour une présence de 13 artefac de type 1 et 72 artefacs de type 2 soit 0.6% d'artefacs. Les limites d'agréments de la comparaison par la méthode de Bland & Altman sont faibles, comme le montrent les tableau et graphique suivants.

	Tilt	Exercice
Artefacs type 1	8	13
Artefacs type 2	50	72
Biais (ms)	-0,01	-0,01
Limites Basses (ms)	-3,12	-4,43
Limites Hautes (ms)	3,11	4,40



L'ensemble des intervalles mesurés ont ensuite été classés par centaine afin d'établir les limites d'agrément pour chaque période de 100 ms. La dynamique des limites d'agrément montre une meilleure précision sur les places de FC basses et une plus forte imprécision sur la zone 700 ms d'intervalle RR, ce qui correspond à une FC d'environ 85 bpm.



Discussion

Les systèmes Gamin permettent une mesure de la fréquence cardiaque battement à battement avec un nombre d'artefacs assez limité et avec des limites d'agrément de -3,12 à 3,10 ms pendant le test de redressement et – 4,43 à 4,40 ms pendant l'exercice. Ces limites sont du même ordre que celles retrouvées dans nos études précédentes, qui n'entraînaient pas de différence significative dans l'analyse de la VFC. Cependant, les manipulations pour activer cette fonctionnalité et pour récupérer les données brutes ne sont pas simples.

(4) Le système GPS FRWD©

Le GPS FRWD B100™ (Figure 30.) est un boîtier contenant plusieurs types de capteur pour réaliser des mesures sur l'homme (Cassirame et al. 2014; Duc 2011) Ce modèle fonctionne avec une ceinture polar analogique type T61c ou autre modèle transmettant en 5 Khz. Simple d'utilisation (un bouton), cet appareil enregistre la température, les données GPS ainsi que la FC battement à battement. En cas d'utilisation à l'intérieur d'un bâtiment, le GPS peut-être désactivé. Afin de l'utiliser dans certains de nos travaux, nous avons pris soin de vérifier la précision de ce dispositif pendant un test de redressement passif et lors d'un exercice rectangulaire sur ergocycle (Figure 58) par comparaison avec une méthode appropriée (Bland et Altman 1995) contre un ECG. Sur nos tests avec 8 sujets sains nous n'avons pas trouvé de contre-indication à l'utilisation de cet outil pour l'analyse de la VFC dans ce deux situations.

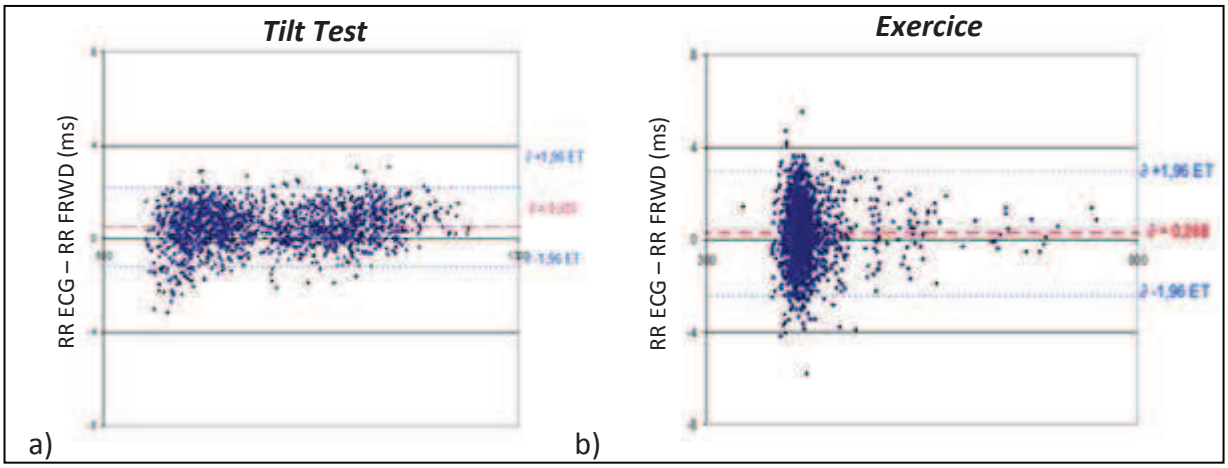


Figure 31. Graphique de Bland et Altman de la comparaison ECG vs FRWD B100 pendant un Tilt (a) et à l'exercice (b).

Ces expériences ont montré une bonne précision de ce dispositif avec des limites de 2,22 ms pour la supérieure et -1,19 ms pour l'inférieure pendant le Tilt test et de 2,97 et -2,43 ms à l'exercice. Ces valeurs ainsi que la forme du graphique (b), en forme d'entonnoir se rétrécissant vers les valeurs hautes d'intervalle RR, suggèrent une meilleure précision lors de FC basse et/ou de situation statique.

Figure 30. Système FRWB B100™

b) Les systèmes d'enregistrement direct.

Les systèmes d'enregistrement direct sont des appareils permettant l'acquisition du signal ECG et le stockage de celui-ci ou de l'intervalle RR. Cet enregistrement est en aveugle car il n'est pas possible de contrôler la qualité du signal. Cependant, les sujets ne peuvent pas être influencés par la visualisation de leur valeur de FC, ce qui pourrait dans certains cas entraîner une activation de leur SN.

(1) La Suunto Memory Belt™

La Suunto Memory Belt™ (Figure 32) est une ceinture thoracique semi-rigide qui permet la mesure et l'enregistrement de l'intervalle RR directement dans la ceinture, sans passer par une transmission vers un système de stockage tiers. Bien que très populaire dans le domaine de la VFC, nous n'avons trouvé aucune validation scientifique dans la littérature. Pourtant cet outil est très régulièrement utilisé pour des mesures de l'intervalle RR à des fins d'analyse de la VFC (Allaphillippe 2012). Nous avons donc réalisé un protocole permettant d'évaluer la précision de cet appareil et de vérifier si le tracé obtenu altère l'analyse qui en découle.

Figure 32. Système Suunto Memory Belt™ raccordée à un ordinateur

Etude numéro 2

Accuracy of the Suunto system for heart rate variability analysis during a tilt-test

Anthony Bouillod, Johan Cassirame, Jean Marc Bousson, Yoshimasa Sagawa Jr, Nicolas Tordi

Aceptée dans le Brazilian journal of kinanthropometry and human performance

Original Article

Accuracy of the Suunto system for heart rate variability analysis during a tilt-test

Authors:

Anthony Bouillod[1], Johan Cassirame[1], Jean Marc Bousson[2], Yoshimasa Sagawa Jr[3,4], Nicolas Tordi[2,4]

Affiliation:

[1] EA 4660 "Département Culture Sport Santé Société", University of Franche-Comte, Besancon, France.

[2] EA 4267 "Fonctions et Dysfonctions Epithéliales", Plateforme EPSI, University of Franche-Comte, Besancon, France.

[3] "Laboratoire d'exploration fonctionnelle clinique du mouvement", University Hospital of Besancon, France.

[4] "Centre d'Investigation Clinique", INSERM CIT808, University Hospital of Besancon, France.

Ethics Committee:

This study was in accordance with the Declaration of Helsinki[1] and approved by the Human Research Ethics Committee 'CPP EST II' (Protocol reference: 12/667).

Corresponding author:

Anthony Bouillod

EA 4660 - Département Culture Sport Santé Société, UPFR Sports

31 chemin de l'épitaphe

25000 Besançon, France

email: anthonybouillod@gmail.com

Running Head: Accuracy of the Suunto system for heart rate variability analysis

Electronic Word Count: 3490

Accuracy of the Suunto system for heart rate variability analysis during a tilt-test

Abstract

Introduction. Non-validated heart rate portable recorders are often used to get heart rate variability and check the fitness status of sportsmen.

Objectives. This study was conducted to assess the accuracy of the heart rate (HR) recorder Suunto Memory Belt (SMB) compared to a standard electrocardiogram system (ECG) and to compare the heart rate variability (HRV) analysis carried out for each set of data.

order to compare the number and type of R-R interval artefacts and indices from HRV (RMSSD, pNN50, HF, LF, SD1, and SD2).

Results. For artefacts detection, 16742 R-R intervals were analysed during all recordings. Only 18 artefacts, 9 type 1 (long R-R interval) and 9 type 2 artefacts (short R-R interval), were identified for the SMB. The Bland-Altman analyse showed an excellent accuracy of the SMB with limits of agreement of -2.00 and +1.94 ms. Furthermore, the relationship between reference and SMB systems showed a strong correlation.

Conclusions. The similarity between each devices showed that SMB is capable of recording reliably R-R intervals. **Methods**. Fifteen participants [mean (SD), age 27.3 (13.9) years, height 177.4 (10.2) cm and body mass 66.8 (15.3) kg] were instrumented to record simultaneously during an orthostatic tilt test the HR via ECG and SMB systems. The two sets of data were analysed in

Keywords. Heart Rate Variability; Validation; Suunto.

A precisão do sistema Suunto para a análise da variabilidade da frequência cardíaca durante um teste de inclinação

Resumo

Introdução. Sistemas portáteis de medida de frequência cardíaca (FC), mas não validados, são constantemente utilizados para obter a variabilidade da frequência cardíaca (VFC) e verificar o estado de forma física do desportista.

Objetivos. Este estudo foi realizado com o objetivo de avaliar a precisão das medidas de FC e da VFC obtidas através de um cardiofrequencímetro *Suunto Memory Belt*, em comparação com um sistema de eletrocardiograma (ECG) de referência.

Métodos. Quinze participantes [média (desvio padrão), idade de 27.3 (13.9) anos, altura de 177.4 (10.2) cm e massa corporal de 66.8 (15.3) kg] foram equipados para o registro simultâneo da FC através do ECG de referência e do cardiofrequencímetro *Suunto Memory Belt* durante um teste de inclinação ortostático. Os dados obtidos pelos dois sistemas foram analisados a fim de comparar o número e tipo de artefatos dos interavalos R-R e também comparar diversos indices de VFC (RMSSD, pNN50, HF, LF, SD1 e SD2).

Resultados. Para todos os participantes, foram analisados 16742 intervalos R-R e comparados entre os dois sistemas. Somente 18 artefatos foram encontrados para o *Suunto Memory Belt* em relação o ECG de referência: 9 foram do tipo 1 (intervalos RR longos) e 9 do tipo 2 (intervalos RR curtos). A análise de *Bland-Altman* mostrou excelente precisão do sistema *Suunto Memory Belt* com limites de concordância entre -2.00 e +1.94 ms. O sistema *Suunto Memory Belt* também mostrou uma forte correlação com o sistema ECG de referência.

Conclusões. De acordo com os testes realizados, e a similaridade com o ECG de refêrencia conclui-se que o *Suunto Memory Belt* é capaz de registrar de forma precisa os intervalos R-R.

Palavras-chave. Variabilidade da frequência cardíaca; Validação; Suunto

Introduction

The variability of R-R intervals, which relate to the period between 2 successive R-peaks of the QRS complex, is the basis of calculation of heart rate variability (HRV). HRV analysis is a non-invasive tool to assess the impact of the parasympathetic and sympathetic systems on the heart. Since 40 years and the studies of Sayers[1], HRV measurement is used in sports science in order to prevent or detect overtraining[2-4]. The basic principle of HRV monitoring is to make inferences on possible changes in cardiac autonomic nervous system (ANS) status with training, while using repeated HRV measures over the time. The status of ANS can be explored via measures of HRV in various situations (at rest awake or asleep, during or after exercise). The physiological determinants of resting HRV are essentially related to genetics, plasma volume, autonomic activity and body position[5-8]. Moving from the supine to standing posture results in the translocation of 300-800cm^2 of blood from the central intravascular compartment to dependent regions in the legs, buttocks, pelvis and splanchnic circulation. This orthostatic stress evokes a sequence of compensatory cardiovascular responses to maintain homeostasis. The sympathetic nervous system, parasympathetic nervous system and baroreflex play a role in this homeostatic response[9]. Since this test is very simple to set-up, it could be very interesting to detect prematurely the acute tiredness state and may be used to inform on overtraining state[10].

During the last 2 decades, advances in technology produced a number of portable devices for recording R-R intervals, which are potentially reliable, accurate, and simple. The use of HRV requires accurate measuring devices and to have a rigorous method of treatment and analysis as defined Task Force of European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology[11]. To ensure the validity of their use for the analysis of HRV, these portable devices are usually compared with traditional electrocardiogram (ECG) systems[12-13]. However, in many situations, these conditions and recommendations are not respected.

The quality of the heart rate recording or the subject activity during the recording may compromise the interpretation of the HRV analysis due to body motions or other external

electronic or mechanical stimuli. The poor quality of the signal may in turn affect HRV parameters[14-16].

The Suunto Memory Belt (Suunto, Vantaa, Finland) is a simple system allowing to record R-R intervals in a chest belt, without transmission to a receiver, which makes it unique. Transmission could be an element of disturbance; the distance between the emitter and transmitter, and items of clothing between the two, can affect the signal. Recording several people in the same area can also cause interference between nearby emitters and transmitters. Suunto Memory Belt (SMB) does not have this problem because the recording is made directly on the thorax with no transmission. In addition, in specific situation the receiver main disturb the athletes during their practice. Comparable tool has already been validated[17]. However, if the SMB could be used to analyse the HRV, there is no proof of the possibility to use it accurately for this purpose. Our objective was to assess the accuracy of a SMB recorder, comparing to a standard ECG system (BioAmp, Powerlab, ADInstruments, Castell Hill, Australia) during an active orthostatic tilt-test and to verify the consistency of the analysis of HRV data obtained with SMB system during a standard test.

Methods

Subjects

To assess the accuracy of the SMB system, a total of 15 subjects, 13 men and 2 women [mean (SD), age 27.3 (13.9) years, height 177.4 (10.2) cm and body mass 66.8 (15.3) kg], with no known cardiovascular disease, volunteered for this study. All participants took part in regular recreational sports, were in good health and not taking any medication. We intentionally selected subjects with several anthropometrical, and physical conditions in order to compose a heterogeneous sample to evaluate the measures from the SMB and ECG in a possible wide range of heart interval variability. Prior to testing and after having received full explanation concerning the nature and purpose of this study, the subjects gave written informed consent. The protocol is in agreement with the Helsinki statement. This study was in accordance with the Declaration of Helsinki[18] and approved by the Human research Ethics Committee 'CPP EST II' (Protocol reference: 12/667).

Experimental Design

The subjects came to the laboratory to undergo an active tilt test. First, the subjects were equipped with two devices. Three self-adhesive ECG electrodes were placed on both clavicles and on the lower left ribcage. For registration of R-R intervals using the SMB, an elastic belt was fixated to the chest of the volunteer at the level of the lower end of the sternum. Then, they performed 8 minutes in a supine position on a common bed and getting a standing position for 8 minutes. The respiratory rate was not controlled as the measurement of HRV was performed synchronously with both systems.

Data acquisition

R-R intervals were recorded simultaneously with the following two devices.

PowerLab: ADInstruments products are designed, manufactured and serviced under the internationally recognized ISO9001: 2008 quality management system. Powerlab is a stationary ECG system equipped by an analog-digital converter (ADC) used to digitalize all signals. The digital signals were then transferred to a PC and analysed using the LabChart software (version 7), with the peak analysis module.

Suunto Memory Belt: this belt is a sophisticated heart rate recorder. It also records data on an integrated memory chip for downloading and analysing at a later time with Kubios HRV analysis software 2.0 for windows (The Biomedical Signal and Medical Imaging Analysis Group, Department of Applied Physics, University of Kuopio, Finland). This software is distributed free of charge on request (http://venda.uku.fi/research/biosignal).

Data Analysis

The ECG signal was collected by LabChart 7. R-peaks were detected with a cyclic measurement using a human ECG model, and R-R intervals were exported to a Microsoft Excel spreadsheet for comparison. Recordings from SMB were transferred to a computer and analysed with Kubios HRV analysis software. R-R intervals were exported in the same manner as the ECG signal. The synchronization of the data of both devices was performed with a temporal event marker (30 sec of apnea) before the supine position period, using

the shorter R-R interval recorded. After synchronization, the R-R intervals recorded via the SMB were visually examined for artefacts. Artefacts were detected throughout the measurement session and differentiated according to type. The first type of artefact (A1) occurs when a beat is ~30% longer than the previous qualified interval value[19]. The second type of artefact (A2) occurs when noise is considered as a beat, resulting in 2 or more short R-R intervals (30% shorter than the previous qualified interval value).

For HRV analysis, the same recording periods of 256 beats, collected with each device during supine and standing conditions, were analysed.

In the time domain we compared RMSSD (the square root of the mean squared differences of successive R-R intervals) and pNN50 (the proportion derived by dividing NN50 by the total number of R-R intervals where NN50 is the number of interval differences of successive R-R intervals greater than 50 ms). In the frequency domain, low frequency (LF) is considered to range from 0.04-0.15 Hz and high frequency (HF) from 0.15-0.5 Hz. The absolute power in each of these frequencies was compared. In the nonlinear domain, we compared SD1 and SD2 parameters.

Statistical Analysis

Each entire recording was compared with Bland-Altman method[20], which involves plotting the discrepancy between the 2 different measurement techniques of the same signal on the y-axis against the value of the reference method (ECG R-R interval) on the x-axis. The Bland-Altman method allows the limits of agreement to be calculated, including 95% of all discrepancies, with the following formula:

Lower limit = M – 1.96 * SD

Upper limit = M + 1.96 * SD

M is the mean and SD is the standard deviation of all the differences.

Regarding HRV measures, we used Bland-Altman plots to evaluate the accordance between results from both instruments. Additionally, we relied on a paired t-test to

identify the presence of a systematic difference in R-R interval or HRV indices calculated from both systems. Effect size (ES), which represents the ratio of the mean difference over the pooled variance[21], was used to estimate the magnitude of the difference. As proposed by Cohen (1998), the difference was considered small when ES ≤ 0.2, moderate when ES ≤ 0.5 and large when ES > 0.8. All calculations were made with Sigmaplot 12.0 (Systat software inc., Chicago, USA). Statistical significance was set at P = 0.05 level for all analysis.

Results

Fifteen subjects participated in this study and completed the entire testing procedure. For artifacts detection, 16742 R-R intervals then were analyzed during all recordings. No artifacts were produced with ECG during both positions. With SMB, 18 errors were identified: 9 A1 and 9 A2.

The Bland & Altman comparison (figure 1) between the R-R intervals recorded by both devices in supine and standing positions shows a strong agreement for all individual data. During the entire recording free from artefacts (mean R-R 842.4 ± 193.0 ms), the accuracy analysis demonstrates limits of agreement of -2.00 and 1.94 ms.

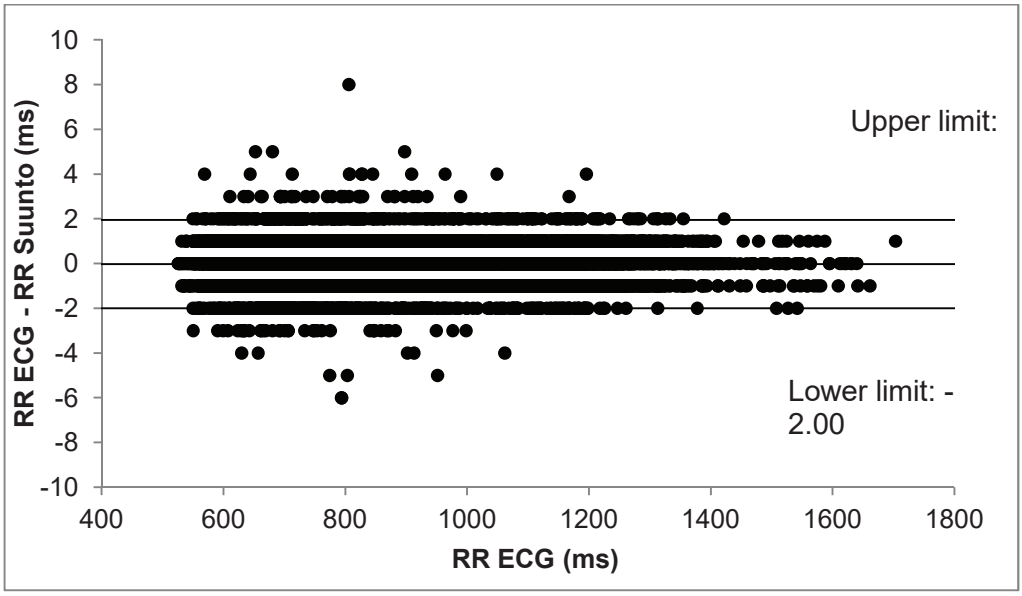


Figure 1. Bland and Altman plot to compare mean R-R intervals with SMB and ECG.

Comparisons of HRV analysis on the segments of 256 seconds recorded in supine and standing positions with SMB and ECG are shown in the table 1. A strong correlation was found between both devices as well as all Cohen coefficients were insignificant between the two sets of measurement.

Table 1. HRV parameters obtain from the ECG and SMB signals (mean ± SD), correlation between ECG and SMB parameters, bias, magnitude of the bias, and limit of agreement (LoA) in supine and standing positions.

	Parameter	ECG	SMB	Correlation	Bias	LoA	Magnitude of the bias	
							Effect size	Interpretation
Supine	Mean HR $_{SU}$	61.3 ± 9.4	61.3 ± 9.4	1.00	-0.0031	-0.009 to 0.003	0	Small
	RMSSD $_{SU}$	86.7 ± 60.6	86.7 ± 60.6	1.00	0.0064	-0.21 to 0.22	0.00005	Small
	pNN50 $_{SU}$	36.9 ± 21.9	37.1 ± 22.0	1.00	0.12	-1.14 to 1.39	0.003	Small
	LF (nu) $_{SU}$	43.4 ± 26.7	43.4 ± 26.7	1.00	-0.012	-0.31 to 0.28	0.0002	Small
	HF (nu) $_{SU}$	56.6 ± 26.7	56.6 ± 26.7	1.00	0.012	-0.28 to 0.31	0.0002	Small
	SD1 $_{SU}$	61.5 ± 42.9	61.5 ± 42.9	1.00	0.0045	-0.15 to 0.16	0.00005	Small
	SD2 $_{SU}$	119.2 ± 49.8	119.1 ± 49.7	1.00	-0.011	-0.19 to 0.16	0.0001	Small
Standing	Mean HR $_{ST}$	85.0 ± 9.6	85.0 ± 9.6	1.00	-0.003	-0.009 to 0.002	0	Small
	RMSSD $_{ST}$	24.6 ± 19.5	24.5 ± 19.4	1.00	-0.087	-0.35 to 0.19	0.002	Small
	pNN50 $_{ST}$	6.4 ± 11.6	6.2 ± 11.6	1.00	-0.19	-0.70 to 0.33	0.008	Small
	LF (nu) $_{ST}$	81.6 ± 14.0	81.8 ± 14.1	1.00	0.20	-0.43 to 0.85	0.007	Small
	HF (nu) $_{ST}$	18.4 ± 14.0	18.2 ± 14.1	1.00	-0.021	-0.85 to 0.43	0.007	Small
	SD1 $_{ST}$	17.4 ± 13.8	17.4 ± 13.8	1.00	-0.061	-0.25 to 0.13	0.002	Small
	SD2 $_{ST}$	68.9 ± 34.5	68.9 ± 34.4	1.00	-0.070	-0.35 to 0.21	0.001	Small

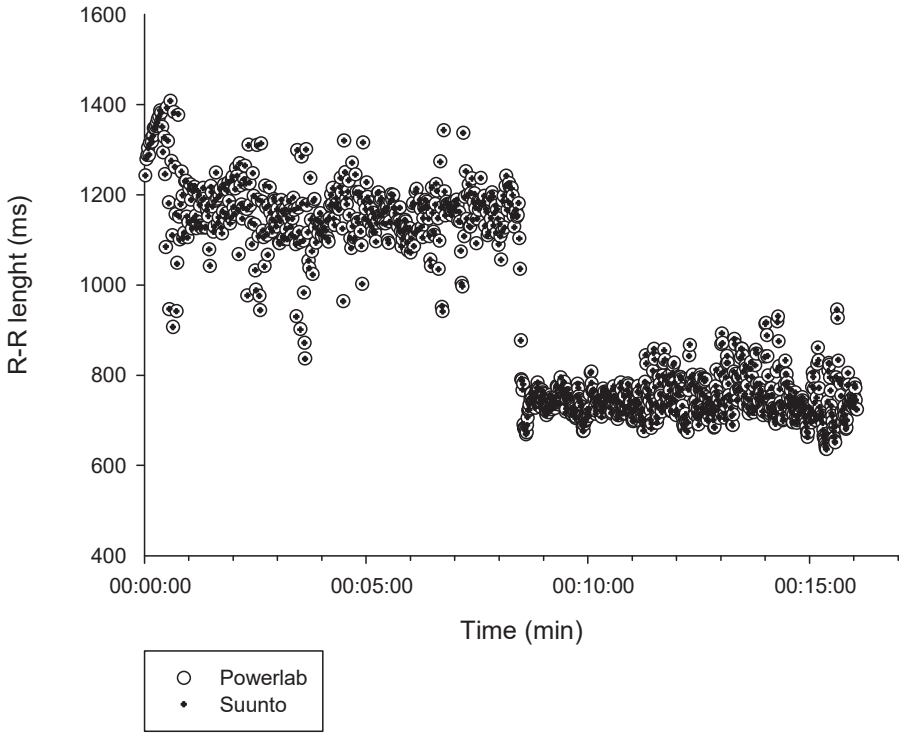


Figure 2. The graph shows synchronised R-R data measured by SMB and ECG systems for one typical subject.

Discussion

This study was performed to analyse the accuracy of SMB device for measuring R-R intervals compared to an ECG signal achieved with a stationary standard system, and to investigate the validity of the heart rate variability analysis performed on the data collected with this device.

The SMB is technologically similar to other devices with R-R interval tachograms obtained by using an R-peak detection algorithm but there is no transmission since the data are recorded and stored in an integrated memory chip. This particularity seems to be essential for the HRV analysis because the wireless transmission can increase the artefact production and reduce the accuracy of the tachogram. The error rate in detection of R-peak for SMB compared with the ECG system was 0.11%. This is more reliable than other systems, used in previous study, which reported a rate of 0.32-2.8% [22,23]. Among the eighteen total errors, we reported 50% of A1 and 50% of A2 produced by SMB whereas ECG didn't produce artefact. It has been shown that the artefacts can contaminate the bio-signals related to the heart rate during the measurement of these signals, and the R-R interval data can be missed after all[14-16]. The importance of R-R series editing prior to analyse is often overlooked[11]. Moreover, the presence of a single ectopic beat over a 5-min recording can modify common HRV indices up to 50% [24]. Since these differences might not reflect real changes in ANS status, a proper editing of R-R series before analysis is crucial.

Concerning the validity of the SMB, our results showed a strong relationship between the R-R intervals extracted from ECG signal collected with Powerlab system and the R-R intervals extracted from the SMB device. Furthermore, these results are in agreement with the literature[10, 17]. A small effect size was reported between the R-R intervals measured with both systems. Considering all R-R measured (16742), low and high limits of agreement were respectively -2.00 ms and +1.94 ms. The narrow confidence interval suggests that the SMB is a valid tool to measure R-R intervals.

We found also a very good correlation between all parameters estimated from SMB and ECG signals ($r > 0.99$, $P < 0.05$) for each position. Indeed, the magnitude of the bias lower than 0.2 for all parameters confirmed this very slight difference[17]. This study shows a very reliable portable device, which is able to give a lot of data necessary to optimize performance. Although non-linear analyses provide quantitative information on the regularity and complexity of autonomic cardiovascular control, linear analyses are most commonly reported in the literature. Time-domain approaches are based on statistical calculations derived from the direct measurement of R-R intervals or from the differences between successive R-R intervals[11]. Frequency-domain variables are based on spectral

analysis of R-R intervals. Power spectral density decomposes R-R intervals into their fundamental frequency components and provides information on the distribution of power as a function of frequency. LF ranges from 0.04 to 0.15 Hz and reflects the aggregate influences of both sympathetic and parasympathetic branches of the ANS[25, 26]. HF ranges from 0.15 to 0.40 Hz and represents parasympathetic activity[26, 27]. Less studied frequencies include very low frequency (0.0033 to 0.04 Hz) and ultra low frequency (<0.003 Hz) ranges; these are thought to be influenced by the renin-angiotensin system as well as thermoregulatory processes and circadian rhythms. Methodological study designs partly guide how data are partitioned for cleaning and aggregating. Partitioning data into meaningful conditions, categories, or smaller segments due to signal quality interrupts the contiguous nature of the ECG signal. Further, these reduction decisions on the duration of analytical epochs to compute aggregated HRV indices across the epochs may yield different values. These decisions have important implications and must be carefully considered, especially for time-domain variables[28].

If SMB is used during sport exercises or competitions, it would be interesting to establish field testing sessions to be sure that laboratory results are transferable on the field to detect thresholds and to measure the impact of training load.

Conclusions

This study was conducted to assess the accuracy of the HR recorder SMB, which represent a simple system allowing to record R-R intervals without transmission to a receiver. We conclude that this tool was very accurate to measure changes in ANS, compared to a standard ECG system. Indeed, low percentage of artefacts, narrow LoA, very good correlation and small effects size support the use of the SMB to measure HRV during supine and standing positions. It seems interesting to mention that this study was conducted around a sport thematic but HRV measures are also available to a very large population and to different conditions. Further studies are also required for investigating the comparison between a system with no receiver and a system with a receiver in more ecological situations. Given that HRV analyses depend on the accuracy of the tachograms, it is important to use a system as accurate as possible that's why the comparison

between both systems and the confrontation to environmental conditions can provide us some information to improve the quality of our analyses.

References

1. Sayers BM. Analysis of heart rate variability. Ergonomics 1973; 16(1): 17-32
2. Hedelin R, Kentta G, Wiklund U, Bjerle P, Henriksson-Larsen K. Short-term overtraining: effects on performance, circulatory responses, and heart rate variability. Med Sci Sports Exerc 2000; 32(8): 1480-4
3. Mourot L, Bouhaddi M, Perrey S, Cappelle S, Henriet MT, Wolf JP, and al. Decrease in heart rate variability with overtraining: assessment by the poincaré plot analysis. Clin Physiol Funct Imaging (2004); 24(1): 10-18
4. Baumert M, Brechtel L, Lock J, Hermsdorf M, Wolff R, Baier V. Heart rate variability, blood pressure variability, and baroreflex sensitivity in overtrained athletes. Clin J Sport Med 2006; 16(5): 412-7
5. Achten J, Jenkendrup AE. Heart rate monitoring applications and limitations. Sports Med 2003; 33: 517-538. doi: 10.2165/00007256-200333070-00004
6. Aubert AE, Seps B, Beckers F. Heart rate variability in athletes. Sports Med 2003; 33: 889-919. doi: 10.2165/00007256-200333120-00003
7. Sandercock GR, Brodie DA. The use of heart rate variability measures to assess autonomic control during exercise. Scand J Med Sci Sports 2006; 16: 302-313. doi: 10.1111/j.1600-0838.200600556.x
8. Bosquet L, Merkari S, Arvisais D, Aubert AE. Is heart rate a convenient tool to monitor over-reaching? A systematic review of the literature. Br J Sports Med 2008; 42: 709-714. doi: 10.1136/bjsm.2007.042200
9. Freeman R. Assessment of cardiovascular autonomic function. Clin Neurophysiol 2006; 117(4): 716-30
10. Schmitt L, Regnard J, Desmarets M, Mauny F, Mourot L, Fouillot JP, and al. Fatigue shifts and scatters heart rate variability in elite endurance athletes. PloS One 2013; 12;8(8): e71588
11. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Circulation 1996; 93(5): 1043:65
12. Gamelin FX, Berthoin S, Bosquet L. Validity of the polar S810 heart rate monitor to measure R-R intervals at rest. Med Sci Sports Exerc 2006; 38(5): 887-93
13. Cassirame J, Tordi N, Mourot L, Rakobowchuk M, Regnard J. L'utilisation d'un nouveau système d'enregistrement de fréquence cardiaque battement à battement pour l'analyse traditionnelle de variabilité de fréquence cardiaque. Science & Sports 2007; 22(5): 238-242
14. Kim KK, Lim YG, Kim JS, Park KS. Effect of missing RR-interval data in the time domain. Physiol Meas 2007; 28: 1485-94
15. Kim KK, Kim JS, Lim YG, Park KS. The effect of missing RR-interval data on heart rate variability analysis in the frequency domain. Physiol Meas 2009; 30(10): 1039-50
16. Kim KK, Baek HJ, Lim YG, Park KS. Effect of missing RR-interval data on nonlinear heart rate variability analysis. Comput Methods Programs Biomed 2011

17. Weippert M, Kumar M, Kreuzfeld S, Arndt D, Rieger A, Stoll R. Comparison of three mobile devices for measuring R-R intervals and heart rate variability: Polar S810i, Suunto t6 and an ambulatory ECG system. Eur J Appl Physiol 2010; 109(4): 779-86
18. Harriss DJ, Atkinson G. International Journal of Sports Medicine-ethical standards in sport and exercise science research. International Journal of Sports Medicine 2009; 30(10): 701-702
19. Tulppo MP, Makikallio TH, Takala TE, Seppanen T, Huikuri HV. Quantitative beat-to-beat analysis of heart rate dynamics during exercise. Am J Physiol Heart Circ Physiol 1996; 271(1): 244-252
20. Bland JM, Altman DG. Comparing methods of measurement: why plotting difference against standard method is misleading. Lancet Medical Journal 1995; 346: 1085-1087
21. Cohen J. Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences. Hillsdale 1988: Lawrence Erlbaum Associates
22. Ruha A, Sallinen S, Nissila S. A real time microprocessor QRS detector system with a 1ms timing accuracy fot the measurement of ambulatory HRV. I.E.E.E. Trans. Biomed Eng 1997; 44: 159-167
23. Kingsley M, Lewis M J, Marson R E. Comparison of polar 810s and ambulatory ECG system for RR interval measurement during progressive exercise. Int J Sports Med 2005; 26: 39-44
24. Bucheit M. Monitoring training status with HR measures: do all roads lead to Rome? Front Physiol 2014; 5:73
25. Akselrod S, Gordon D, Ubel FA, Shannon DC, Barger AC, Cohen RJ. Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. Science 1981; 213: 220-222
26. Berntson GG, Bigger JT, Eckberg DL, Grossman P, Kaufmann PG, Malik M, and al. Heart rate variability: origins, methods, and interpretive caveats. Psychophysiology 1997; 34: 623-648
27. Pomeranz B, Macaulay RJB, Caudill MA, Kutz I, Adam D, Gordon D, Kilborn KM and al. Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis. The American Journal of Physiology 1985; 248: H151-H153
28. Jarrin DC, McGrath JJ, Giovanniello S, Poirier P, Lambert M. Measurement fidelity of heart rate variability signal processing: the devil is in the details. Int J Psychophysiol 2012; 86(1): 88-97

(2) Actiwave de CamnTech©

Le Actiheart est un enregistreur comportant un accéléromètre et un système de captation du tracé ECG, permettant d'estimer avec précision la dépense énergétique (Takken et al. 2010), tandis que l'Actiwave (Figure 34.) enregistre uniquement une voie ECG. Ces produits développés à l'origine par l'université de Cambridge sont très régulièrement cités dans la littérature lorsqu'il s'agit d'études mixant actimétrie et HRV. De plus, une validation scientifique a été réalisée par comparaison avec un Holter ECG sur des périodes d'une journée (Kristiansen et al. 2011). Cette étude fait état de la comparaison de LF, HF, LF/HF, TP (n.u) calculés sur des segments enregistrés simultanément avec les deux outils portés par des sujets sains pendant leur vie quotidienne.

Figure 33. Système Actiwave Cardio.

Enfin, ce système permet de se clipser sur une ceinture thoracique ou de l'associer avec des électrodes afin d'obtenir un contact parfait.

(3) Le Minicardio de Hosand©.

Le minicardio est un enregistreur s'associant à des électrodes pour permettre la mesure et l'enregistrement de l'intervalle RR. Cet appareil permet un recueil de données avec une quantité minimale d'artefacs comme le montre l'étude suivante (Cassirame et al. 2013).

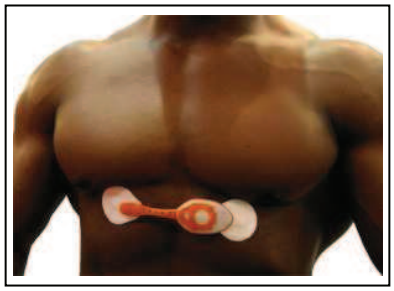


Figure 34. Système Minicardio de Hosand©.

Etude numéro 3

Accuracy of the Minicardio system for heart rate variability analysis compared to ECG

J. CASSIRAME, M.I. STUCKEY, F. SHEPPARD, N. TORDI

Résumé

Le Minicardio est un instrument de mesure de la fréquence cardiaque battement à battement avec l'aide d'un système d'électrodes. Son fonctionnement simple le rend très utile pour les protocoles d'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque. Nous n'avons trouvé aucune trace de validation dans la littérature. Afin de vérifier la précision de cet appareil, nous avons réalisé des enregistrements simultanés avec un ECG (ADInstrument) et le Minicardio avec quinze volontaires pendant une épreuve de redressement passif (10 minutes couchée / 10 minutes debout), puis une épreuve sur ergocycle avec le maintien pendant cinq minutes à une intensité de 120, 130 puis 150 bpm. Chaque enregistrement du Minicardio a été comparé à celui de l'ECG pour dénombrer le nombre d'artefacts puis pour définir la précision à l'aide de la méthode de Bland & Altman. Le même type d'analyse a été réalisé sur les indices de l'analyse de la VFC provenant du tracé ECG et Minicardio. Les résultats montrent que ce système permet une acquisition de périodogrammes comportant un minimum d'artefacs ainsi qu'une précision de mesure qui n'influence pas l'analyse de la VFC qui en découle.

J SPORTS MED PHYS FITNESS 2013;53:248-54

Accuracy of the Minicardio system for heart rate variability analysis compared to ECG

J. CASSIRAME [1], M.I. STUCKEY [2], F. SHEPPARD [3], N. TORDI [3, 4]

***Aim*. The purpose of this investigation was twofold: firstly, to assess the accuracy of heart rate (HR) measurements from Minicardio compared to a standard electrocardiogram (ECG) and secondly, to compare the heart rate variability analysis carried out for each set of data.**

***Methods*. Fifteen young participants volunteered for this study and were instrumented for the simultaneous recording of HR *via* ECG and Minicardio. HR was recorded continuously during 10 minutes of supine rest and 2 consecutive exercise bouts (target HR at 130 bpm and 150 bpm). R-R intervals were determined in order to compare the number and type of artifacts in each data set. The device were then compared by determining the type and number of artifacts, correlations between HRV analysis parameters and Bland-Altman limits of agreement.**

***Results*. No artifact was produced from ECG. With Minicardio, no artifact was produced during supine rest, during exercise there were 2 type 1 (long R-R interval) and 7 type 2 artifacts (short R-R interval). For time domain analysis, Pearson coefficients were 1 for SDNN and mean R-R interval and 0.99 for RMSSD and pNN50. For frequency domain analysis, Pearson coefficients were 0.99 for high frequency and low frequency power, and 0.99 for Poincaré plots SD1 and SD2. Limits of agreement from Bland-Altman analysis showed an excellent agreement between all devices**

***Conclusion*. The similarity between ECG and Minicardio encourages us to use Minicardio as a portable HR recorder for subjects at rest and during moderate cycling exercise.**

KEY WORDS: Heart rate - Heart function tests - Resistance training.

[1]EA 3920 Physiopathologie Cardiovasculaire et Prévention, University of Franche-Comté, University Hospital of Besançon, Besançon, France
[2]Department of Kinesiology, University of Western Ontario and Lawson Health Research Institute London, ON, Canada
[3]Centre d'Investigation Clinique en Innovation Technologique, INSERM CIT808, University Hospital of Besançon, Besançon, France
[4]EA 4267 Fonction et Dysfonction Epithéliale, University of Franche-Comté, Besançon, Besançon, France

The variability of R-R intervals which relate to the period between 2 successive R peaks of the QRS complex, usually presented as HR variability (HRV), is a non-invasive tool to assess the impact of the parasympathetic and sympathetic systems on the heart.

Consequently, HRV analysis has become a widely used tool for assessing cardiac autonomic function in various physiological settings. Firstly, it is used for many clinical applications, for example to predict mortality following myocardial infarction,[1] stroke [2] and in the elderly.[3] In healthy subjects it is also used as an index of daily activities [4] or to assess ventilatory thresholds.[5, 6] In sports science, HRV can be used to indicate adaptation to training,[7] manage training workloads [8, 9] and consequently to avoid overtraining.[10-12]

During the last two decades, advances in technology have produced a number of portable devices for recording R-R intervals which are potentially reliable, accurate, simple, inexpensive and come with free software to analyze HRV. Unlike the standard Holter system or ECG, these devices are usually designed to be used during sporting activities.

However, due the quality interval recording may be

Corresponding author: N. Tordi, EA 4267, 19 rue Ambroise Paré, Batiment Socrate, 25030 Besancon cedex, Besancon, France.
E-mail: nicolas.tordi@univ-fcomte.fr

or other proprietary information of the Publisher.

compromised due to body motions or other external electronic or mechanical stimuli. The poor quality of the signal may in turn affect HRV parameters.[13, 14]

Such portable devices must be able to record the HR signal accurately and the analysis of the signal must be able to produce valid results according to the Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology.[15] To achieve this goal, these portable devices are usually compared with traditional systems.[16-22]

However, to our knowledge, no scientific publication has assessed the validity of the Minicardio which is, according to the manufacturer's recommendations, a new generation heart rate recorder suitable for sporting activities.

The primary objective of the study was to assess the accuracy of a new HR recorder, Hosand Minicardio, by comparing it to a standard ECG at rest and during exercise. The secondary objective was to compare the result of HRV analysis carried out with the tachogram between Minicardio and the ECG.

Materials and methods

The study protocol complied with the Helsinki declaration for human experimentation. All subjects provided written informed consent prior to participation. To assess the accuracy of the system, 15 participants (age: 27.8±5.4, min 20 max 39 years; height: 173.2±8.5, min 156 max 188 cm; weight: 67.5±10.5, min 59 max 89.4 kg, heart rate at rest: 53.15±5.78, min 48 max 60 bpm) volunteered to be tested in 2 different sets of conditions: during supine rest and during an exercise on a cycle ergometer. They were all free of medication, and none of the subjects had clinical evidence or personal history of cardiac disease or arterial hypertension. All of them were advised to abstain from hard training, alcohol and caffeine during the 48 h before the first assessment. All subjects were active and claimed to participate regularly in sporting activities (3.9± 2 hours per weeks).

Protocol: We prepared subjects for three-lead ECG data collection (ADinstruments, ML132 Bio Amp, MLA2340 Shielded Bio Amp Cable, Castle Hill, Australia) and HR data collection with Hosand Minicardio. ECG electrodes were placed on both clavicles and on the lower left ribcage. The Hosand Minicardio electrodes were placed on either side of the sternum just under the pectoral muscle as shown in Figure 1. HR was recorded simultaneously and continuously throughout the measurement session including rest and exercise periods, by the ECG (ADinstruments, PowerLab 16/30, Castle Hill, Australia) and Hosand Minicardio (Hosand Technology, Verbania, Italy).

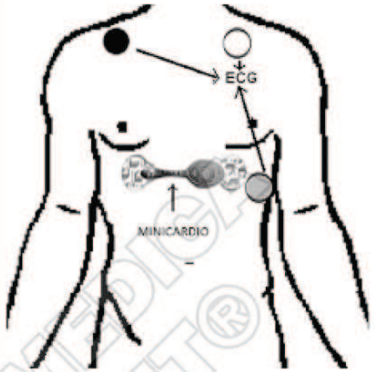


Figure 1.—Electrode placement for Minicardio and ECG.

Supine rest

Participants were placed in supine position in a quiet room without direct light and at a constant temperature and rested for 10 minutes. The experimental conditions followed the recommendations edited for measuring the influence of ANS on HR.[15]

Exercise

To analyze the accuracy of the device over a range of HR, participants performed exercise on a cycle ergometer (Monark, Stockholm, Sweden). The initial workload set at 60 watts was progressively increased until the subjects' HR reached 120 bpm and was maintained for 5 minutes. After, this first exercise,

Travaux publiés

Travaux publiés

which was used as a warm-up, the workload was progressively increased to reach a heart rate target of 130 bpm. This workload was then maintained for 5 minutes. The workload was progressively increased until the subjects' HR reached 150 bpm and was maintained for 5 minutes.

Data analysis

The ECG signal was collected by Lab Chart 6 Pro (v.6.1.1, PowerLab, Castle Hill, Australia). R-peaks were detected with a cyclic measurement using a human ECG model, and R-R intervals were exported to a Microsoft Excel spreadsheet for comparison. Beat-by-beat recordings from Hosand Minicardio were transferred to a computer with Hosand MCSoft 1.1, and R-R intervals were exported in the same manner as the ECG signal. The ECG and Minicardio signals were synchronized using a temporal event marker (10 sec of apnea) which was recorded by both devices before the resting period. After synchronization, the R-R intervals recorded via the Minicardio were visually examined for artifacts. Artifacts were detected throughout the measurement session (during the 10 minutes at rest and throughout the exercise period) and differentiated according to type. The first type of artifact (A1) occurs when a beat is ~30% longer than the previous qualified interval value.[23] The second type of artifact (A2) occurs when noise is considered as a beat, resulting in 2 or more short R-R intervals (30% shorter than the previous qualified interval value).

HRV Analysis: Two segments of 256 intervals free from artifact were analyzed for each condition, at rest, at 130 bpm and at 150 bpm. HRV analysis was conducted with the aid of Kubios HRV Analysis Software 2.0 for windows (The Biomedical Signal and Medical Imaging Analysis Group, Department of Applied Physics, University of Kuopio, Finland). This software is distributed free of charge on request (http://venda.uku.fi/research/biosignal).

In the time domain, the following parameters were compared: SDNN: standard deviation of the NN interval, RMSSD: the square root of the mean squared differences of successive R-R intervals, and pNN50: the proportion derived by dividing NN50 by the total number of R-R intervals, where NN50 is the number of interval differences of successive R-R intervals greater than 50 ms. In the frequency domain, low frequency (LF) is considered to range from 0.04-0.15 Hz and high frequency (HF) from 0.15-0.5 Hz.

The absolute power in each of these frequencies was compared. Poincaré Plot parameters (SD1/SD2) were also compared. Software was used with preset limits.

Statistical analysis

Each pair of segment of 256 R-R intervals, recorded during the same condition, were compared with Bland-Altman methods,[24] which involve plotting the discrepancy between the 2 different measurement techniques of the same signal on the y-axis against the value of the reference method (ECG R-R interval) on the x-axis. The Bland-Altman method allows the limits of agreement to be calculated, including 95% of all discrepancies, with the following formula:

— Lower limit = M – 1.96 * SD
— Upper limit = M + 1.96 * SD

where M is the mean and SD is the standard deviation of all the differences.

Pearson coefficient and Bland-Altman methods were also used to compare the results between ECG and Hosand Minicardio allowing for time domain, Poincaré and spectral HRV parameters. These analyses were done with the same software (Kubios Analysis).

Paired t tests were used to identify differences in R-R interval data and HRV indices, which were calculated with both devices.

Results

Fifteen subjects participated in this study and completed the entire testing procedure including rest and bouts of exercise. For artifact detection, 7795 R-R intervals then were analyzed during the entire duration of the rest periods and 41089 during the entire duration of the exercise including warm-up, transition and steady state periods. No artifacts were produced with ECG during supine rest or exercise. With Minicardio, no artifact was detected on the 7795 beats collected during the supine rest period. Two A1 artifacts and 7 A2 artifacts were detected on the 41089 beats collected during both bouts of exercise. Statistically, we therefore have an error rate of 0% for both devices for supine rest. For exercise, an

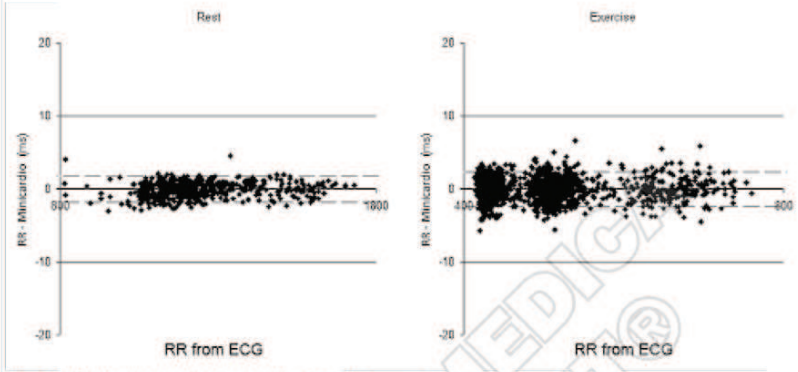


Figure 2.—Bland and Altman plot at rest and during exercise.

error rate of 0% was found for ECG, while the error rate for Minicardio was under 0.025%.

The Bland and Altman comparison between the R-R intervals recorded by both devices in the supine rest position and during the full period of exercise demonstrates a significant agreement as shown in Figure 2. An accuracy analysis of R-R intervals gives the following results: for rest samples (mean R-R 1149.7±220.82 ms from ECG) 95% CI of limits of agreement are -2.02 and 2.04 ms, and for samples during exercise (mean R-R 553.81±33.24 ms from ECG) 95% CI of limits of agreement are -2.45 and 2.47 ms.

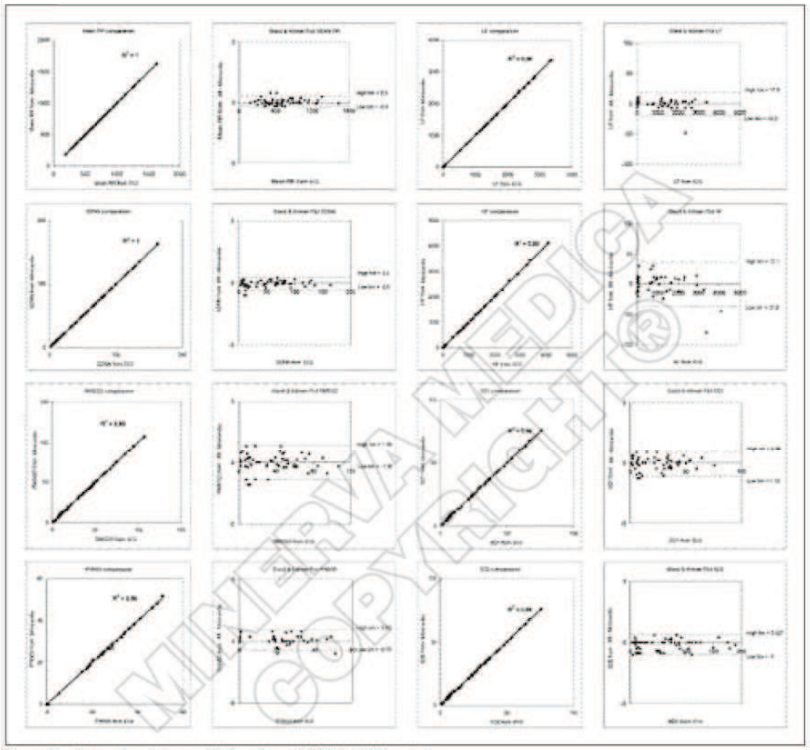
Comparisons of HRV analysis carried out on the segments of 256 intervals recorded at rest and during exercises with Minicardio and ECG are showed in Figure 3. All Pearson coefficients were close to 1 between the 2 series of measurement. No difference was revealed by the paired t-test applied to R-R interval data and HRV indices calculated for both devices.

Discussion

This study was performed to analyze the accuracy of a portable device (Minicardio, Hosand technology, Verbania, Italy) for measuring R-R intervals compared to an ECG signal achieved with a stationary standard system (PowerLab, Castle Hill, Australia), and to investigate the validity of the heart rate variability analysis performed on the data collected with this new device. Our results showed a significant coherence between the R-R intervals extracted from the ECG signal collected with PowerLab and the R-R intervals measured by Minicardio. Considering all R-R measured at rest (7795) and during exercise (41089), the limits of agreement obtained with the Bland and Altman analysis showed a low standard deviation between the 2 devices at rest and during exercise (1.03±0.30 and 1.26±0.26 ms respectively). Low and high limits of agreement correspond to -2.02 and +2.04 ms at rest and -2.45 and +2.47 ms during the 2 periods of exercise.

The Minicardio showed similar results compared to previous studies [16-22, 25-27] investigating the accuracy of the Polar S810i, RS800 (Polar Electro Oy, Kempele, Finlande) and t6 (Suunto Oy, Finland, 1000 Hz) for measuring R-R intervals. The percentage of artifacts recorded was low and comparable to those observed in studies conducted with different cardiac recorders.[26, 27]

The results of our study are interesting given the context of these previous studies. In fact, only 3 other studies [21, 22, 27] test the accuracy of these novel



MINERVA MEDICA COPYRIGHT©

Figure 3.—Comparison between Minicardio and ECG for HRV analysis.

portable systems during exercise. This particular condition is interesting for two reasons. First, HRV analysis during exercise help us to understand heart rate control and more specifically the interaction between HR and breathing frequency. HRV is often used during exercise, in particular to estimate the anaerobic ventilatory threshold.[5, 28] It, therefore, seems appropriate to evaluate the accuracy of these portable heart rate monitors during sport and exercise. Second, many variables (*i.e.*, muscle activity, breathing frequency, and pedalling rate) may interfere with heart signals during exercise, even at a constant intensity. This noise may hamper peak R recognition. In a previous study, Kingsley *et al.* (2005) studied

Travaux publiés

the agreement between the Polar 810s heart rate monitor and the Reynolds digital ambulatory ECG using Pathfinder software version 8.4 (Reynolds v. 8.4) during cycle ergometry. The authors observe significant differences in HR and HRV between the 2 systems for exercise intensity greater than 40% of VO_2max (relating to 104 bpm or 54% of maximal theoretical heart rate=220-age) calculated from the data published by Kingsley. In our study, the maximal exercise intensity used to compare the 2 systems was 150 bpm. Despite this intensity, which relates to 77% of the maximal theoretical heart rate of our subjects, we did not find any difference between Minicardio and ECG. The number of artifacts recorded during the 2 periods of exercise was still very low compared with the artifacts recorded with ECG: 2 and 7 at 130 bpm and 150 bpm respectively.

Two characteristics of the Minicardio may explain its accuracy. First, with this system the signal is collected via one set of 2 electrodes stuck on the chest. In a previous study [27] we observed similar results with another portable heart rate monitor using electrodes. However, Kingsley (2005) used a heart rate recorder and a heart strap and observed differences with an ECG during exercise. Therefore, according to these observations and in order to minimize the artifacts, it seems more appropriate to use a device with electrodes instead of a transmitter strap. Electrodes allow measurements to be accurate and a good signal to be maintained during exercise despite trunk and arm movements, and enable R peaks of the QRS complex to be detected easily.

Secondly, the Minicardio system records the heart beat without wireless transmission. Transmission could be an element of disturbance; the distance between the emitter and transmitter, and items of clothing between the two, can affect the signal. Recording several people in the same area can also cause interference between nearby emitters and transmitters. Minicardio does not have this problem because the recording is made directly on the thorax with no any transmission.

Conclusions

A small number of artifacts and good correspondence with ECG encourage us to use Minicardio to measure HR and HRV. The analyses of the R-R intervals recorded by Minicardio and ECG showed no significant difference and confirmed the validity of this portable heart rate recorder for autonomic nervous system evaluation.

The slight differences between the devices obtained during exercise are negligible and demonstrate that Minicardio may be used to record HRV in this condition. In view of these results, we can conclude that the Minicardio is an appropriate device for recording HR beat by beat at rest and during light steady exercises performed by active young men.

References

1. Kleiger RE, Miller JP, Bigger JT Jr, Moss AJ. Decreased heart rate variability and its association with increased mortality after acute myocardial infarction. Am J Cardiol 1987;59:256-62.
2. Makikallio AM, Makikallio TH, Korpelainen JT, Sotaniemi KA, Huikuri HV, Myllyla VV. Heart rate dynamics predict poststroke mortality. Neurology 2004;62:1822-6.
3. Makikallio TH, Huikuri HV, Makikallio A, Sourander LB, Mitrani RD, Castellanos A *et al*. Prediction of sudden cardiac death by fractal analysis of heart rate variability in elderly subjects. J Am Coll Cardiol 2001;37:1395-402.
4. Buchheit M, Simon C, Charloux A, Doutreleau S, Piquard F, Brandenberger G. Heart rate variability and intensity of habitual physical activity in middle-aged persons. Med Sci Sports Exerc 2005;37:1530-4.
5. Cottin F, Lepretre PM, Lopes P, Papelier Y, Medigue C, Billat V. Assessment of ventilatory thresholds from heart rate variability in well-trained subjects during cycling. Int J Sports Med 2006;27:959-67.
6. Karapetian GK, Engels HJ, Gretebeck RJ. Use of Heart Rate Variability to Estimate LT and VT. Int J Sports Med 2008;29:652-7.
7. Buchheit M, Gindre C. Cardiac parasympathetic regulation: respective associations with cardiorespiratory fitness and training load. Am J Physiol Heart Circ Physiol 2006;291:H451-8.
8. Kiviniemi AM, Hautala AJ, Kinnunen H, Tulppo MP. Endurance training guided individually by daily heart rate variability measurements. Eur J Appl Physiol 2007;101:743-51.
9. Pigozzi F, Alabiso A, Parisi A, Di Salvo V, Di Luigi L, Spataro A *et al*. Effects of aerobic exercise training on 24 hr profile of heart rate variability in female athletes. J Sports Med Phys Fitness 2001;41:101-7.
10. Hedelin R, Kentta G, Wiklund U, Bjerle P, Henriksson-Larsen K. Short-term overtraining: effects on performance, circulatory responses, and heart rate variability. Med Sci Sports Exerc 2000;32:1480-4.
11. Bosquet L, Papelier Y, Leger L, Legros P. Night heart rate variability during overtraining in male endurance athletes. J Sports Med Phys Fitness 2003;43:506-12.
12. Mourot L, Bouhaddi M, Perrey S, Cappelle S, Henriet MT, Wolf JP *et al*. Decrease in heart rate variability with overtraining: assessment by the Poincare plot analysis. Clin Physiol Funct Imaging 2004;24:10-8.
13. Kim KK, Baek HJ, Lim YG, Park KS. Effect of missing RR-interval data on nonlinear heart rate variability analysis. Comput Methods Programs Biomed 2011.
14. Kim KK, Kim JS, Lim YG, Park KS. The effect of missing RR-interval data on heart rate variability analysis in the frequency domain. Physiol Meas 2009;30:1039-50.

15. 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 1996;93:1043-65.
16. Weippert M, Kumar M, Kreuzfeld S, Arndt D, Rieger A, Stoll R. Comparison of three mobile devices for measuring R-R intervals and heart rate variability: Polar S810i, Suunto t6 and an ambulatory ECG system. Eur J Appl Physiol 2010;109:779-86.
17. Porto LG, Junqueira LF, Jr. Comparison of time-domain short-term heart interval variability analysis using a wrist-worn heart rate monitor and the conventional electrocardiogram. Pacing Clin Electrophysiol 2009;32:43-51.
18. Nunan D, Donovan G, Jakovljevic DG, Hodges LD, Sandercock GR, Brodie DA. Validity and reliability of short-term heart-rate variability from the Polar S810. Med Sci Sports Exerc 2009;41:243-50.
19. Nunan D, Jakovljevic DG, Donovan G, Hodges LD, Sandercock GR, Brodie DA. Levels of agreement for RR intervals and short-term heart rate variability obtained from the Polar S810 and an alternative system. Eur J Appl Physiol 2008;103:529-37.
20. Parrado E, Garcia MA, Ramos J, Cervantes JC, Rodas G, Capdevila L. Comparison of Omega Wave System and Polar S810i to detect R-R intervals at rest. Int J Sports Med 2010;31:336-41.
21. Kingsley M, Lewis MJ, Marson RE. Comparison of Polar 810s and an ambulatory ECG system for RR interval measurement during progressive exercise. Int J Sports Med 2005;26:39-44.
22. Vanderlei LC, Silva RA, Pastre CM, Azevedo FM, Godoy MF. Comparison of the Polar S810i monitor and the ECG for the analysis of heart rate variability in the time and frequency domains. Braz J Med Biol Res 2008;41:854-9.
23. Tulppo MP, Makikallio TH, Takala TE, Seppanen T, Huikuri HV. Quantitative beat-to-beat analysis of heart rate dynamics during exercise. Am J Physiol Heart Circ Physiol 1996;271:H244-52.
24. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. Lancet 1986:307-310.
25. Gamelin FX, Baquet G, Berthoin S, Bosquet L. Validity of the polar S810 to measure R-R intervals in children. Int J Sports Med 2008;29:134-8.
26. Gamelin FX, Berthoin S, Bosquet L. Validity of the polar S810 heart rate monitor to measure R-R intervals at rest. Med Sci Sports Exerc 2006;38:887-93.
27. Cassirame J, Tordi N, Mourot L, Rakobowchuk M, Regnard J. L'utilisation d'un nouveau système d'enregistrement de fréquence cardiaque battement à battement pour l'analyse traditionnelle de variabilité de fréquence cardiaque. Science & Sports 2007;22:238-42.
28. Cottin F, Medigue C, Lopes P, Lepretre PM, Heubert R, Billat V. Ventilatory thresholds assessment from heart rate variability during an incremental exhaustive running test. Int J Sports Med 2007;28:287-94.

Acknowledgements.—The authors wish to thank the subjects for their time and cooperation and C. Capitan for her help.
Funding.—This work was funded by grants from the French Ministry of National Education, Research and Technology (UPRES EA3920).
Received on November 29, 2011.
Accepted for publication on February 26, 2013.

MINERVA MEDICA COPYRIGHT

Travaux publiés

c) Les systèmes télémétriques

Les systèmes télémétriques sont des appareils capables de recevoir en temps réel les informations d'une mais surtout de plusieurs personnes portant un capteur transmetteur. L'intérêt de ce genre de dispositif est de réaliser des mesures simultanées sur un groupe de personnes. Les différents systèmes existants sur le marché sont plus ou moins simples d'utilisation avec des caractéristiques orientées la plupart du temps pour les sports collectifs (Schönfelder et al. 2011). Notre veille technologique a permis d'identifier plusieurs modèles d'appareil qui permettent ce type d'analyse : le Polar Team², le Suunto Team Pod, le système Acentas, le système Hosand TM, le système Activio et enfin le système Zephyr BioHarness.

Les systèmes Suunto, Hosand et Activio ne permettent pas de réaliser un enregistrement dans le transmetteur et une transmission par ondes vers la base de réception. Lorsque la base est hors de portée ou que la transmission est rompue les données pendant cet intervalle de temps sont perdues. A ce titre ces outils ne peuvent pas être utilisés pour des recueils hors terrain et ne sécurisent pas la mesure en continu du périodogramme.

(1) Le système de télémétrie Acentas team System™

Le système Acentas permet de réceptionner en temps réel jusqu'à 40 sujets, dans un rayon de 200 mètres. Ce système récent ne possède malheureusement aucune validation, ni article dans lequel il est utilisé. Le coût du dispositif est certainement un frein à sa popularité (15 000 €).

(2) Le Polar Team² ™

Issu de la dernière génération de produit polar, ce dispositif (Figure 35.) permet l'envoi de la FC battement à battement de 28 joueurs simultanément vers un ordinateur mais également le stockage des données dans la ceinture. Ce type de procédé permet une utilisation à grande échelle pour un enregistrement dans des conditions identiques de plusieurs personnes (Buchheit et al. 2011). De plus, ce système permet le monitorage individuel. Il est ainsi possible de demander aux sujets de s'enregistrer à la maison, la nuit par exemple. Le téléchargement des données contenues dans les transmetteurs peut se réaliser par la suite.

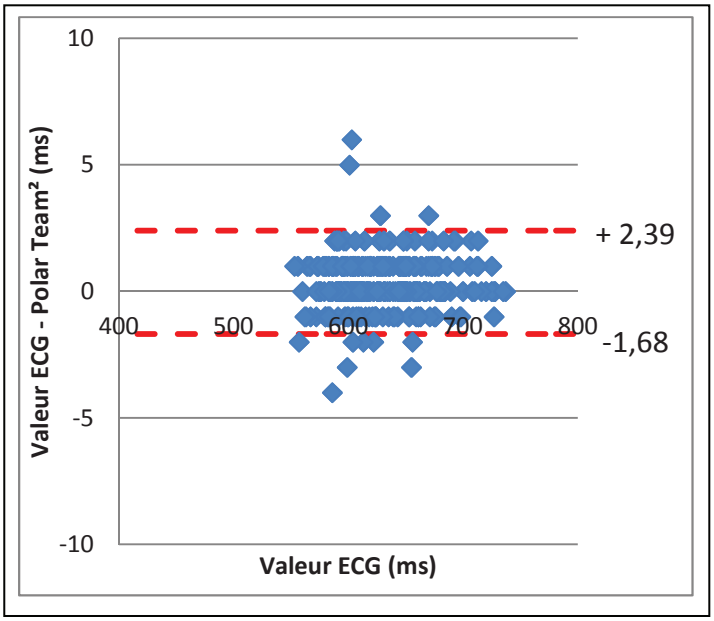


Figure 36. Graphique de Bland et Altman présentant les différences entre RR de l'ECG et du Polar team²

Figure 35. Polar Team²

(3) Zephyr Bioharness™

Le système Zephyr bioharness™ (Figure 37.) est un dispositif initialement conçu pour des applications militaires comme le suivi embarqué du combattant. Ce système comprend un capteur d'activité et de température cutanée et enregistre un tracé ECG à 250 Hz ainsi que les variations d'amplitude de la cage thoracique. Ces éléments sont très intéressants puisqu'ils permettent d'obtenir des informations importantes dans l'analyse des résultats de la VFC comme la Fréquence Respiratoire (FR) ou l'activité du sujet à un moment donné. Le Bioharness™ est avantageusement corrélé à un ECG (R=0.998 et 95% CI 0,994 – 1,001) Cependant cette comparaison porte sur la fréquence cardiaque avec des limites d'accordance de plus ou moins 3 bpm. Cette précision n'est pas suffisante pour réaliser une analyse de la VFC (J.-H. Kim et al. 2012). Egalement, ce dispositif a été perçu comme difficile à mettre en place et peu confortable par les sujets dans l'étude de Ehmen et al. (Ehmen et al. 2012).

Figure 37. Zephyr Bioharness

De nouvelles générations de systèmes sont aujourd'hui disponibles dans cette gamme avec des ECG permettant la mesure à plus de 4000 Hz. Nous n'avons cependant pas trouvé de validation dans la littérature et nous n'avons pas pu réaliser des tests sur ces produits. Le prix de ceux-ci est également un facteur limitant pour l'utilisation à l'échelle d'une équipe dans le domaine sportif.

Nom	Polar Vantage NV™	Polar s810i™	Polar RS800™	Polar V800HR™
Image				
Type de mesure	Mesure Electrique cutanée	Mesure Electrique cutanée	Mesure Electrique cutanée	Mesure Electrique cutanée
Transmission	Analogique	Analogique	Numérique	Numérique
Article de validation	Oui (Radespiel-Tröger 2003)	Oui (Weippert 2008)	Oui (Cassirame 2007)	Non
Précision	Exercice Lim -18,8 / 17 ms (Radespiel-Tröger 2003)	Exercice Isométriques Lim -15,1 / 14,3 ms (Weippert 2008)	Tilt Lim -1.2 / 1.9ms (Cassirame 2007) Exercice Lim -5.0 /4.2 ms (Cassirame 2007)	Tilt Lim -2.56 / 2.54 ms (Cassirame Thèse) Exercice Lim -3.54 / 3.52 ms (Cassirame Thèse)
Possibilité VFC	Oui	Oui	Oui	Oui
Prix indicatif	250 €	299 €	389 €	449 €
Avantages	- Export .txt rapide pour d'autre logiciel	- Export .txt rapide pour d'autre logiciel - Très utilisé	- Export .txt rapide pour d'autre logiciel - Transmission numérique (2.4Ghz) - Analyse direct dans le logiciel Polar	- Export .txt (à retravailler) - Transmission numérique longue portée - Test intégré dans la montre - Double fréquence
inconvénients	- Faible capacité de stockage - Transmission analogique - Ceinture rigide	- Transmission analogique - Ceinture rigide	- Système de captation par électrodes plus disponible (augmentation du nombre d'artefacs)	- Téléchargement uniquement sur Internet - Pas de RR pendant les activités définies

Nom	FRWD B100	Memory Belt	Suunto T6	Minicardio	Actiheart
Image					
Type de mesure	Mesure Electrique cutanée	Mesure Electrique cutanée	Mesure Electrique cutanée	Mesure Electrique cutanée avec électrodes	Mesure Electrique cutanée avec électrodes
Transmission	Analogique	Aucune, enregistrement direct	Transmission Numérique ANT	Aucune, enregistrement direct Analogique	Aucune, enregistrement direct
Article de validation	non	En cours	oui	Oui	non
Précision	Tilt Lim -1.9 / 2.22 ms (cassirame 2014) Exercice Lim -2.4 /2.97 ms (cassirame 2014)	Tilt Lim -1.9 / 2 ms (Bouillod et al)	Repos + exercice Lim 15.6 ms (Weippert 2010)	Tilt Lim -2.02 / 2.04ms (Cassirame 2013) Exercice Lim 2.45 /2.45 ms (Cassirame 2013)	
Prix indicatif	199 €	299 €	400 €	349€	849 €
Avantages	- Faible cout - Enregistreur polyvalent - Export pour Kubios	- Faible cout - Très simple à utiliser	- Simple à utiliser - Logiciel très succin	- Peu d'artefac - Simple à utiliser - Analyse direct dans le logiciel - Export possible	- Export .txt - Electrodes - Analyse direct - Nombreux algorythmes
inconvénients	- Téléchargement des données pas simple	- Pas compatible Windows 7 et supérieur	- Logiciel plus suivi après 2011.	- Obligation de passer par le logiciel.	- Décharge uniquement sur

Nom	Zephyr Biohanress	GARMIN 910 XT HR	GARMIN 920 XT RR	GARMIN 620 XT HR	POLAR TAM [2]
Image					
Type de mesure	Mesure Electrique cutanée	Mesure Electrique cutanée	Mesure Electrique cutanée	Mesure Electrique cutanée	Mesure Electrique cutanée
Transmission	Aucune, enregistrement direct	Transmission Numérique ANT+	Transmission Numérique ANT+	Transmission Numérique ANT+	Enregistrement direct et transmission numérique Bluetooth
Article de validation	Oui - Non	non	non	non	non
Précision	Exercice ±3 bpm (Kim 2012)	Exercice Lim -4,43 / 4.40 ms (Cassirame 2015) Tilt Lim -3.12 / 3.11 ms (Cassirame 2015)	Exercice Lim -4,43 / 4.40 ms (Cassirame 2015) Tilt Lim -3.12 / 3.11 ms (Cassirame 2015)	Exercice Lim -4,43 / 4.40 ms (Cassirame 2015) Tilt Lim -3.12 / 3.11 ms (Cassirame 2015)	Exercice Lim – 1.68 / 2,39 ms (Cassirame 2015)
Prix indicatif	1399 €	399 €	449 €	449 €	3999 € POUR 10
Avantages	- Mesure fréquence respiratoire Mesure Température	- Polyvalence	- Polyvalence	- Polyvalence	- Export direct - Analyse incluse dans logiciel (SD1 SD2, RMSSD) - 10 personnes en temps réel ou téléchargement des ceintures à posteriori
inconvénients	- Seulement 250 Hz - Pas validé	- Téléchargement uniquement sur internet - Manipulation de fichier pas simple - Analyse direct seulement possible sur Firstbeat	- Téléchargement uniquement sur internet - Manipulation de fichier pas simple - Analyse direct seulement possible sur Firstbeat	- Téléchargement uniquement sur internet - Manipulation de fichier pas simple - Analyse direct seulement possible sur Firstbeat	- Pas de kit une personne - Obligation d'avoir la station d'accueil pour décharger les ceintures - Bcp d'artefacs au repos

3. *LA PRECISION DE MESURE DE L'INTERVALLE RR*

L'intervalle RR est la base de l'analyse de la VFC. C'est la matière première avec laquelle les liens avec le SNA peuvent être établis. De ce fait la précision de la mesure de l'intervalle RR semble être plus qu'importante afin d'obtenir des données fiables pour l'analyse qui suit. Dans plusieurs articles de comparaison d'outils par rapport à un ECG, plusieurs auteurs montrent l'impact de l'imprécision et de la présence de différences significatives ou non sur l'analyse de la VFC (Cassirame et al. 2013; Gamelin et al. 2008). Aujourd'hui il n'existe pas de consensus traitant de la précision tolérée pour la mesure de l'intervalle RR pour l'analyse de la VFC. La seule indication que nous pouvons utiliser à ce jour est la fréquence d'échantillonnage minimale donnée par le Task Force ("Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology" 1996) qui est de 250 Hz, ce qui induit une précision de détection du pic R à 4 ms. De ce constat nous avons décidé de mettre en place un protocole expérimental permettant de vérifier l'impact de la précision de la mesure de l'intervalle RR quantifié par les limites d'agrément de Bland & Altman (Bland and Altman 1995).

Travaux non publiés

Précision du périodogramme, quelles conséquences pour l'analyse de la Variabilité de la Fréquence Cardiaque?

Johan Cassirame, Simon Chevrolat, Laurent Mourot

Introduction

La qualité d'une mesure conditionne directement les résultats de l'analyse de celle-ci. Si un signal est de mauvaise qualité (présence d'artefacs) ou s'il est imprécis, les différents calculs seront procédés sur des valeurs erronées et cela pourra entraîner une modification des résultats et donc du diagnostic. En ce qui concerne l'analyse de la VFC, on s'intéresse souvent à la précision et la qualité du périodogramme mais il n'y a pas de consensus général sur les limites dans lesquelles la précision n'entraîne pas d'erreur dans les résultats obtenus. De ce point de départ, nous avons donc élaboré un logiciel capable de générer des erreurs de différentes ampleurs dans des périodogrammes afin de vérifier l'impact sur l'analyse de la VFC.

Méthodologie

Pour la réalisation de ce test, nous avons utilisé une série de 25 signaux de 512 battements recueillis lors d'études précédentes par un ECG dans trois situations distinctes : couché, debout et pendant une phase d'exercice sur ergocyle. Pour chacun de ces 75 périodogrammes, nous avons généré 15 nouveaux périodogrammes dont les limites d'agrément de la comparaison de Bland & Atlman par rapport au tracé original sont 2, 4, 6, 8, 10, 12, 14, 16, 18, 20, 22, 24, 26, 28 et 30. Nous avons ensuite réalisé une analyse de la VFC sur l'ensemble des tracés afin de pouvoir comparer les résultats par rapport à l'analyse des tracés de base.

Enregistrements

Les enregistrements ont été réalisés avec un appareil ECG ; Dual BIO Amp et un Powerlab (AD Instrument, Castle Hill, Australie). Les 3 électrodes ont été placées sur les clavicules droite et gauche ainsi que sur le 5ème espaceintercostal.

Situations de mesure

Chaque sujet a réalisé dans l'ordre : un premier test de redressement actif et un exercice sur cyclo-ergomètre.

- Test de redressement passif

Le test de redressement passif a été choisi car il est régulièrement utilisé comme support de l'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque pour étudier la réaction du système nerveux autonome après le redressement. Le test se déroule dans une salle calme sans lumière vive, il se compose de deux phases distinctes : une phase couchée pendant 10 minutes et une seconde phase après redressement de 10 minutes. Pendant les deux phases, la FC battement à battement a été enregistrée avec l'ECG puis un échantillon de 512 battements a été extrait sur chaque phase.

- Exercice sur cyclo-Ergomètre

Afin d'obtenir une situation stationnaire, nous avons choisi une intensité sous maximale de 175W réalisé sur une cyclo-ergometre Monark 828^{E} (Monark Exercise AB, Vansbro, Sweden) pendant 6 minutes. Sur cette période, un échantillon de 512 battements a été extrait pour l'analyse pendant l'exercice.

Création des périodogrammes avec erreur

Nous avons utilisé 25 échantillons par situation de mesure. Ces échantillons constitueront la base pour la création des séries de chaque tranche d'erreur. Pour la création de ces nouvelles séries, nous avons créé un logiciel (Mooky RR resampler) capable de générer de nouvelles séries sur la base de plusieurs critères afin d'être en accord avec la méthode de comparaison de Bland & Altman.

- La moyenne des erreurs doit être comprise entre -0,05 et 0,05 ms pour qu'il n'y ait pas de biais significatif.
- La distribution des erreurs doit suivre une loi normale.
- Pour chaque série, l'écart type des erreurs doit être compris dans une zone de tolérance de ±0,05 ms. Exemple : pour un écart type de 2, on retient la première série avec un écart type entre 1,95 et 2,05 ms.

Analyse de la VFC

L'analyse de la VFC a été réalisée sur l'intégralité des 1125 périodogrammes à l'aide du logiciel Kubios HRV analysis software 2.0 pour windows (The Biomedical Signal and Medical Imaging Analysis Group, Department of Applied Physics, University of Kuopio, Finland). Nous avons retenu plusieurs indices de l'analyse fournis par ce logiciel pour la comparaison ;

RRmoy : l'intervalle RR moyenne

SDNN : la déviation standard de la suite des RR

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

pNN50 : Le pourcentage des RR successifs différents de plus de 50 ms.

LF : Puissance de la bande Basse Fréquence

HF : Puissance de la bande Haute Fréquence

PT : Puissance de la bande allant de 0,03 à 0,4 Hz

LFnorm : pourcentage de LF par rapport à PT

HFnom : pourcentage de HF par rapport à PT

LF/ HF : le rapport de LF sur HF

SD1 : de l'analyse de Poincaré

SD2 : de l'analyse de Poincaré

α 1 : de l'analyse fractale

α 2 : de l'analyse fractale

Det : déterminisme du signal

ApEn : Approximate Entropy

Rec : la récurrence du signal

Statistiques

Pour les trois situations : exercice, position couchée et position debout, nous avons comparé pour les 17 indices les valeurs de référence (0) avec chaque série de ± 2 à ±30 ms. Le logiciel Sigmaplot 12.0 (Systat Software Inc ; Allemagne) nous a permis de réaliser ces comparaisons à l'aide d'une ANOVA à un facteur. Si la normalité n'est pas respectée alors nous nous sommes orientés vers un test de Mann-Whitney. Pour ces comparaisons nous avons utilisé un $P < 0,05$.

Dans un second temps, nous avons utilisé RMSSD comme témoin de la variabilité battement à battement et regardé les relations entre RMSSD et le pourcentage de modification par rapport à la référence pour 3 paramètres : RMSSD, LF/HF, et AppEn (à titre d'exemple pour chaque domaine d'analyse)

Nous avons compilé les 25 échantillons (3 x 25) des trois situations et exprimé les différences par rapport au signal source et RMSSD que nous avons mis sur une échelle logarithmique.

Résultats

Les résultats montrent des modifications très différentes en fonction de la situation de mesure proposée. On voit qu'il n'y a pas ou très peu de différences significatives au repos et en situation debout alors que des différences peuvent apparaitre rapidement en situation d'exercice. On trouve dans les tableaux 1, 2 et 3 les moyennes pour l'ensemble des comparaisons. Ces moyennes sont marquées d'un symbole (*) lorsque celles-ci montrent des différences significatives avec la valeur de base. L'évolution des indices en fonction des erreurs sur le signal est mis en avant dans les graphiques 1, 2 et 3.

Exercice

Tableau 1. Tableau des moyennes des différents indices de la VFC en fonction des erreurs générées dans le signal sur les tracés à l'exercice. Les

Lim (ms)	RR Moy (ms)	SDNN (ms)	RMSSD (ms)	pNN50 (%)	LF (%)	HF (%)	LF/HF	SD1 (ms)	SD2 (ms)	REC	DET	alpha 1	alpha 2	AppEn
0	***471,26***	***19,41***	***5,60***	***0,17***	***71,14***	***5,30***	***5,36***	***3,97***	***27,04***	***51,47***	***99,75***	***1,19***	***1,11***	***0,85***
±2	471,61	19,82	5,89	0,19	71,55	5,55	4,69	4,17	27,59	51,59	99,72	1,19	1,12	0,85
±4	471,63	19,90	**6,50***	0,17	70,59	6,27	4,03	**4,60***	27,64	51,00	99,66	1,14	1,09	0,94
±6	471,60	20,17	**7,36***	0,17	68,87	7,56	**3,51***	**5,21***	27,91	50,27	99,54	1,07	1,07	**1,02***
±8	471,63	20,27	**8,26***	0,17	67,30	**9,06***	**2,91***	**5,84***	27,92	48,75	**99,34***	**1,02***	1,03	**1,09***
±10	471,61	20,52	**9,19***	0,21	66,55	**10,45***	**2,35***	**6,51***	28,12	47,35	**99,10***	**0,98***	1,03	**1,14***
±12	471,62	20,95	**10,60***	0,20	63,94	**12,15***	**2,33***	**7,50***	28,49	45,57	**98,85***	**0,94***	0,98	**1,19***
±14	468,71	21,74	**11,86***	0,22	**63,76***	**14,36***	**1,81***	**8,39***	29,38	**45,09***	**98,63***	**0,88***	**0,97***	**1,22***
±16	471,63	21,70	**13,09***	0,24	**57,98***	**18,15***	**1,62***	**9,27***	29,02	**42,23***	**98,14***	**0,88***	**0,92***	**1,27***
±18	471,61	22,05	**14,24***	0,29	**57,12***	**17,90***	**1,72***	**10,08***	29,28	**40,16***	**97,78***	**0,85***	**0,91***	**1,30***
±20	471,62	22,38	**15,61***	0,28	**53,73***	**21,14***	**1,36***	**11,05***	29,36	**38,40***	**97,39***	**0,80***	**0,85***	**1,32***
±22	471,63	23,01	**16,79***	0,31	**52,33***	**21,55***	**1,40***	**11,88***	30,02	**36,80***	**97,12***	**0,80***	**0,85***	**1,33***
±24	471,62	23,80	**18,00***	0,44	**49,79***	**25,76***	**1,07***	**12,74***	30,87	**35,44***	**96,86***	**0,80***	**0,82***	**1,33***
±26	471,61	24,10	**19,80***	0,50	**46,65***	**27,83***	**1,10***	**14,02***	30,70	**33,03***	**96,18***	**0,76***	**0,81***	**1,31***
±28	471,60	**24,77***	**20,62***	0,47	**47,03***	**28,24***	**1,02***	**14,59***	31,50	**31,85***	**95,82***	**0,76***	**0,81***	**1,30***
±30	471,62	**25,53***	**22,25***	0,68	**43,91***	**31,63***	**0,97***	**15,75***	32,14	**30,25***	**95,55***	**0,79***	**0,78***	**1,28***

indices marqués de * montrent des différences significatives avec la valeur calculée sur le tracé initial à erreur 0.

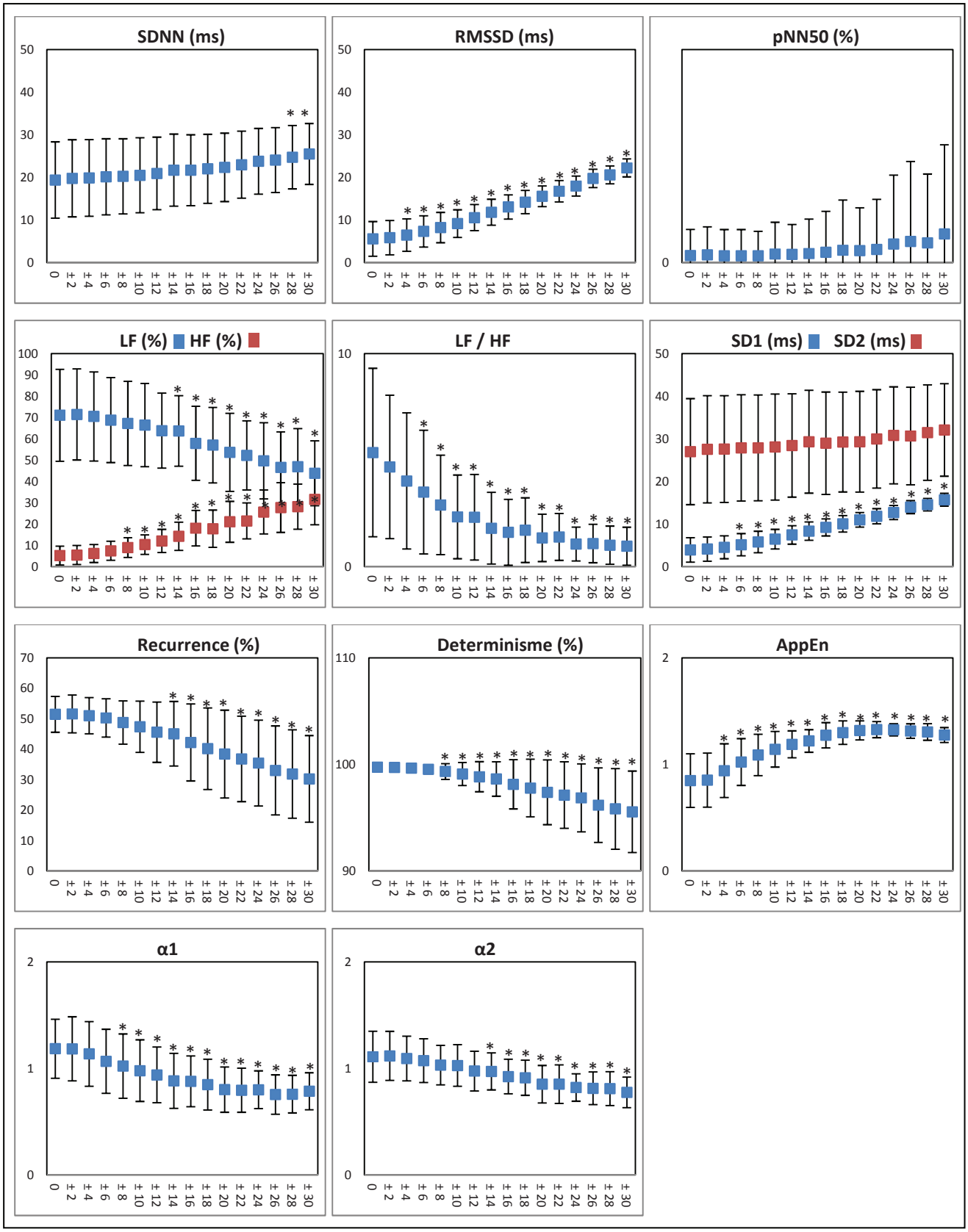


Figure 1. Représentation graphique de l'évolution des indices de la VFC en fonction de la précision de mesure de l'intervalle RR (ms) à l'exercice.

Position couchée

Tableau 2. Tableau des moyennes des différents indices de la VFC en fonction des erreurs générées dans le signal sur les tracés en situation couché. Les indices marqués de * montrent des différences significatives avec la valeur calculée sur le tracé initial à erreur 0.

Lim (ms)	RR Moy (ms)	SDNN (ms)	RMSSD (ms)	pNN50 (%)	LF (%)	HF (%)	LF/HF	SD1 (ms)	SD2 (ms)	REC	DET	alpha 1	alpha 2	AppEn
0	***961,24***	***80,03***	***63,05***	***27,87***	***37,31***	***32,33***	***1,69***	***44,63***	***102,60***	***38,41***	***98,07***	***0,98***	***0,89***	***1,11***
±2	961,22	80,03	63,07	27,79	37,28	32,36	1,68	44,64	102,60	38,42	98,08	0,98	0,89	1,11
±4	961,21	80,07	63,14	27,99	37,27	32,37	1,68	44,69	102,64	38,44	98,08	0,98	0,89	1,12
±6	961,23	80,07	63,24	27,94	37,13	32,41	1,69	44,76	102,62	38,34	98,10	0,97	0,89	1,13
±8	961,23	80,20	63,48	28,16	37,27	32,52	1,63	44,93	102,74	38,30	98,08	0,97	0,89	1,13
±10	961,21	80,16	63,53	28,13	37,20	32,51	1,65	44,96	102,68	38,20	98,09	0,97	0,89	1,14
±12	961,25	80,37	63,85	28,07	37,36	32,55	1,59	45,20	102,90	38,13	98,03	0,97	0,89	1,16
±14	961,23	80,42	64,35	28,85	36,80	33,11	1,53	45,55	102,83	38,04	97,98	0,96	0,89	1,19
±16	961,24	80,53	64,45	28,70	36,73	33,12	1,56	45,62	102,97	37,80	97,99	0,96	0,89	1,19
±18	961,25	80,64	64,85	29,57	36,81	32,91	1,56	45,90	103,04	37,85	97,96	0,96	0,89	1,20
±20	961,24	80,88	65,28	29,84	36,75	33,20	1,49	46,21	103,27	37,59	97,91	0,95	0,89	**1,21***
±22	961,25	81,00	65,63	30,19	36,20	33,69	1,43	46,45	103,39	37,57	97,95	0,95	0,88	**1,22***
±24	961,23	81,11	66,16	31,04	35,95	33,77	1,44	46,83	103,36	37,07	97,82	0,95	0,88	**1,23***
±26	961,24	81,32	66,75	31,62	35,73	33,96	1,38	47,24	103,54	36,68	97,75	0,94	0,88	**1,24***
±28	961,25	81,55	67,00	31,79	35,37	34,58	**1,32***	47,42	103,83	36,76	97,75	0,94	0,88	**1,25***
±30	961,24	81,88	67,71	32,40	35,67	33,84	**1,33***	47,92	104,12	36,48	97,64	0,94	0,88	**1,25***

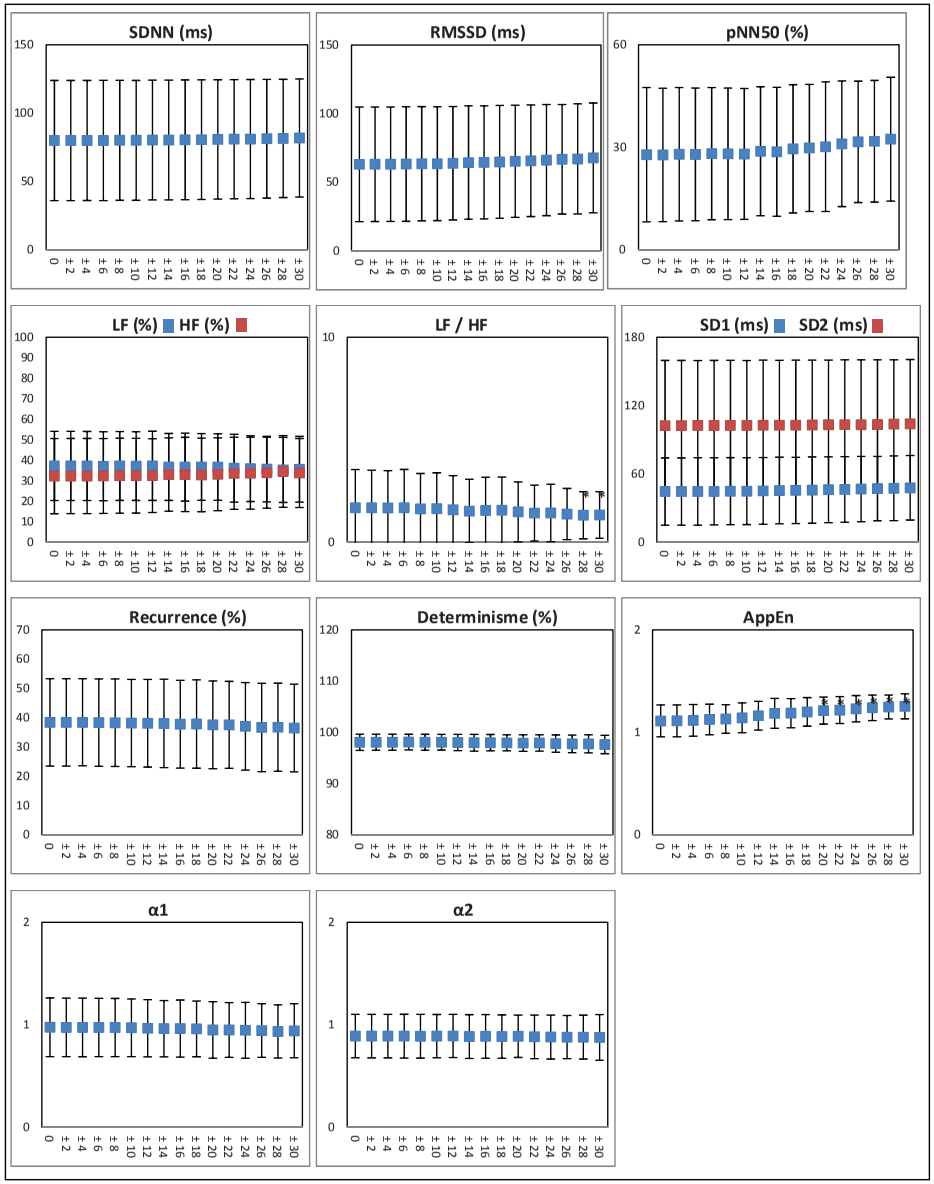


Figure 2. Représentation graphique de l'évolution des indices de la VFC en fonction de la précision de mesure de l'intervalle RR (ms) en position couché.

Travaux non publiés

Position début

Tableau 3. Tableau des moyennes des différents indices de la VFC en fonction des erreurs générées dans le signal sur les tracés en situation

Lim (ms)	RR Moy (ms)	SDNN (ms)	RMSSD (ms)	pNN50 (%)	LF (%)	HF (%)	LF/HF	SD1 (ms)	SD2 (ms)	REC	DET	alpha 1	alpha 2	AppEn
0	***727,85***	***48,96***	***22,32***	***4,06***	***34,72***	***13,60***	***6,85***	***15,80***	***67,30***	***39,29***	***99,29***	***1,51***	***0,76***	***0,95***
±2	727,84	48,97	22,38	4,04	34,74	13,65	6,67	15,84	67,32	39,29	99,28	1,51	0,76	0,95
±4	727,84	48,99	22,54	4,20	34,64	13,67	6,63	15,95	67,31	39,21	99,27	1,50	0,76	0,97
±6	727,85	49,03	22,81	4,18	34,58	13,81	6,35	16,14	67,34	39,13	99,25	1,49	0,76	1,00
±8	727,86	49,08	23,14	4,36	34,62	14,02	6,12	16,38	67,34	38,98	99,22	1,49	0,76	1,03
±10	727,85	49,19	23,58	4,63	34,28	14,24	6,03	16,69	67,44	38,77	99,20	1,48	0,76	1,07
±12	727,85	49,41	24,14	4,51	33,76	14,38	5,92	17,09	67,67	38,59	99,16	1,47	0,76	**1,09***
±14	726,27	48,49	24,24	4,51	34,68	15,34	5,32	17,16	66,29	38,44	99,12	1,44	0,77	**1,14***
±16	727,87	49,73	25,49	5,24	33,86	14,90	5,41	18,04	67,89	38,04	99,06	1,44	0,76	**1,16***
±18	727,86	49,83	**26,07***	5,60	33,44	15,19	5,16	**18,46***	67,91	38,00	99,02	**1,43***	0,75	**1,18***
±20	727,84	49,95	**26,73***	5,71	33,39	16,06	4,83	**18,92***	67,97	37,57	98,96	**1,41***	0,76	**1,20***
±22	727,86	50,44	**27,86***	**6,43***	32,78	16,13	4,87	**19,72***	68,46	36,86	98,84	**1,40***	0,75	**1,23***
±24	727,86	50,70	**28,63***	**6,87***	33,25	16,43	4,58	**20,26***	68,68	36,92	98,80	**1,38***	0,76	**1,24***
±26	727,86	50,84	**29,30***	**7,55***	33,02	16,51	4,35	**20,74***	68,73	36,23	98,66	**1,36***	0,75	**1,26***
±28	727,87	51,06	**30,42***	**8,17***	32,24	17,07	4,34	**21,53***	68,81	35,81	98,57	**1,34***	0,75	**1,27***
±30	727,85	51,20	**31,16***	**8,90***	31,45	17,60	4,33	**22,06***	68,84	35,27	98,45	**1,34***	0,74	**1,28***

debout. Les indices marqués de * montrent des différences significatives avec la valeur calculée sur le tracé initial à erreur 0.

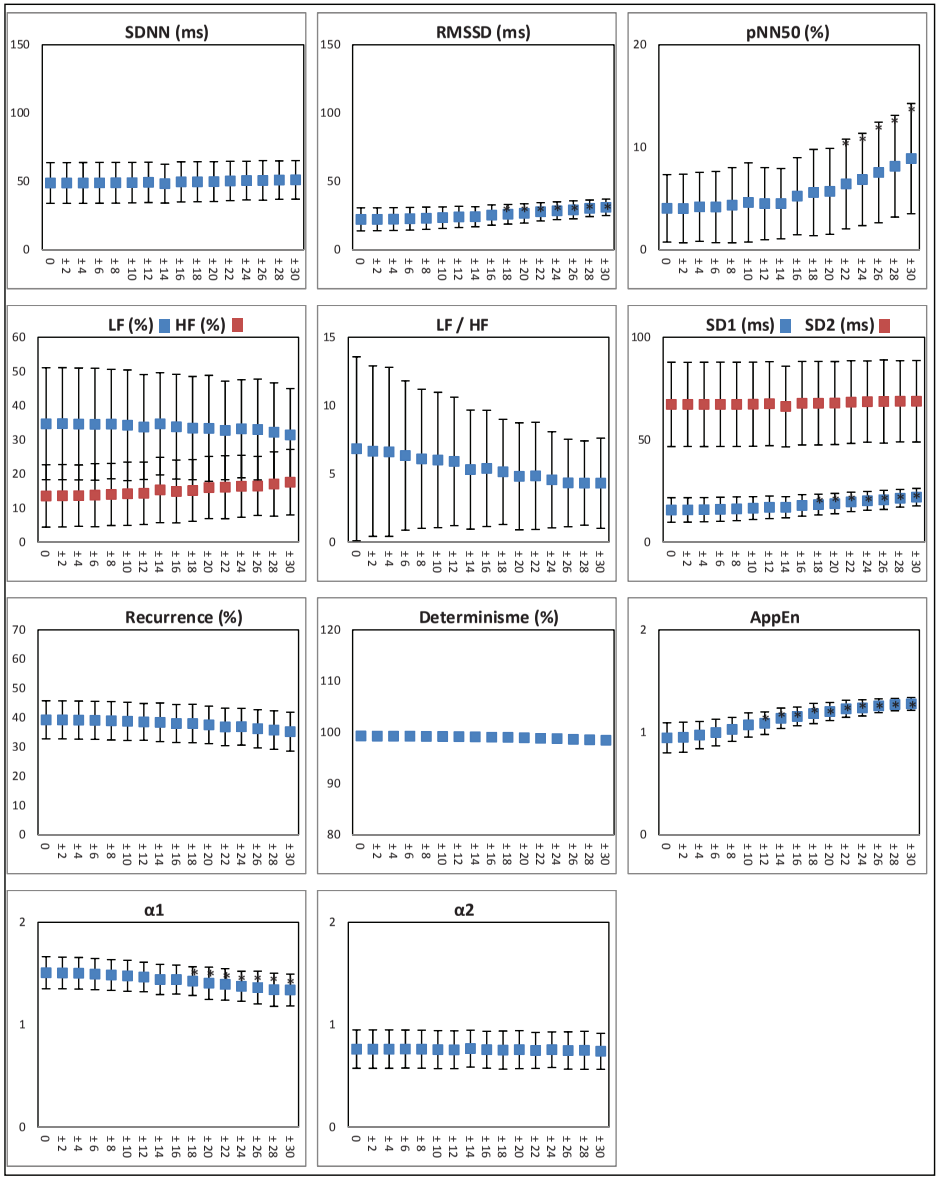


Figure 3. Représentation graphique de l'évolution des indices de la VFC en fonction de la précision de mesure de l'intervalle RR (ms) en position debout.

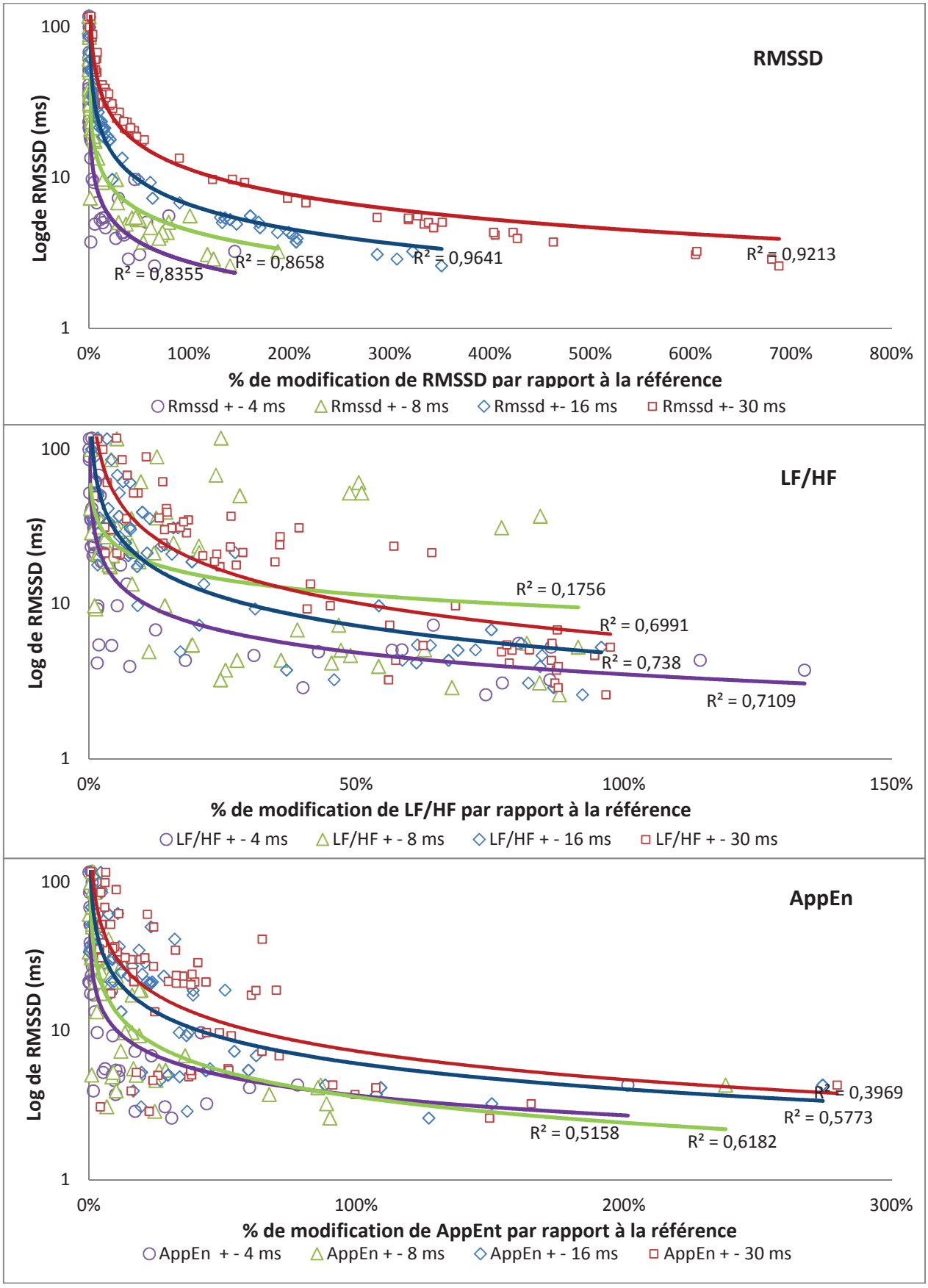


Figure 4. Relation entre RMSSD et les modifications des paramètres RMSSD, LF/HF et AppEn en (%)

Conclusion

Ces résultats montrent que la précision de la mesure de l'intervalle RR n'impacte pas l'analyse de la même manière. On remarque qu'en situation couchée, on ne retrouve pas de différence importante dans l'analyse même si l'on génère des erreurs qui induisent des limites d'agrément de l'ordre de ± 30 ms. Dans cette configuration, seuls LF/HF et l'Approxymate Entropy sont significativement modifiés respectivement à partir de ±28 ms et ± 20 ms. En situation debout, plus d'indices sont altérés, on remarque des modifications significatives de l'Approxymate Entropy à partir ± 12 ms, de RMSSD, SD1 et α1 à partir de ±18ms, pNN50 à partir de ± 22 ms. De manière générale, on s'aperçoit que ce sont les indices marqueurs du tonus parasympathique qui sont les premiers touchés par ces altérations.

A l'exercice, on constate que les indices sont très rapidement modifiés en fonction de la précision. A partir de ± 4ms, les indices RMSSD et SD1 sont modifiés, LF/HF et l'Approxymate Entropy à partir de ± 6ms, le déterminisme, HF (%) et α1 à partir ± 8ms, LF (%) la récurrence et α2 à partir de ± 14 ms, puis SDNN à ± 28 ms. Ici encore, les indices liés au tonus parasympathique sont altérés plus rapidement. Ce phénomène a du sens puisque l'introduction d'erreur a généré une variabilité involontaire dans l'enchaînement d'intervalles RR. Les indices témoignant de variation d'intervalles consécutifs se trouvent ainsi modifiés précocement.

L'imprécision d'un appareil de mesure de l'intervalle RR entraînera des modifications des indices de l'analyse de la VFC en fonction de la variabilité physiologique du tracé. Plus la variabilité est grande, moins l'impact sur l'analyse sera important. On note que dans des situations de repos couché chez des sujets sains, l'imprécision ne pose pas de problème majeur et que l'on ne trouve pas de différence significative malgré l'imprécision de mesure. Si l'on utilise un appareil générant des erreurs importantes, il sera déconseillé de réaliser une analyse à l'exercice et de manière générale lorsque la variabilité du signal sera basse. L'imprécision peut poser des problèmes pour certains systèmes qui utilisent des marqueurs comme SD1 ou RMSSD à l'exercice comme témoin de l'intensité ou pour l'estimation d'autres variables comme le VO_2, la zone d'exercice ou autre.

C. TRAITEMENT DU SIGNAL

Une fois le signal enregistré, la seconde étape consiste à choisir la période d'intérêt, puis à traiter le signal (suite d'intervalle R-R) afin de s'assurer que celui-ci ne comporte pas d'altérations comme des artefacs ou des plages manquantes.

1. LA STATIONNARITE

Si le but de l'analyse de la VFC est la réalisation d'un diagnostic du contrôle cardiaque autonome, il est nécessaire que ce contôle ne varie pas au long de la période étudiée. Il est important que l'environnement ainsi que les constantes physiologiques restent stables pendant la période d'analyse. Il ne faut cependant pas confondre la notion de stabilité et stationnarité. Il est normal qu'un paramètre comme l'intervalle R-R subisse des variations importantes à court terme. La suite de données doit osciller autour d'une ligne de base sans que celle-ci ne s'infléchisse pour rester dans un intervalle de tolérance suffisamment restreint. Plus l'on réduit l'intervalle de mesure plus il est facile d'obtenir une stationnarité.

Du point de vue mathématique, on considère qu'un signal est stationnaire (sur la plage temporelle où il est mesuré ou représenté entre t = 0 et t = N) si ce signal se présente (tout au long du champ d'étude) comme l'empilement d'un nombre fini de signaux périodiques élémentaires affectés éventuellement de faibles modulations d'amplitude et de phase, c'est à dire de signaux du type :

$$S_w(\eta\tau) = a_w(\eta\tau)\sin(w\,\eta\tau + \varphi_w(\eta\tau))$$

Un signal de ce type est dit signal élémentaire, de pulsation (ou fréquence) et d'amplitude modérément modulées par la fonction ci-dessus. La détection de la non-stationnarité des séries se fait par le biais des tests de racine unitaire. Le test le plus utilisé dans la littérature économétrique est le test de Dickey et Fuller augmenté.
Dickey et Fuller ont développé en 1979 un test permettant de mettre en évidence le caractère stationnaire ou non d'une série temporelle par la détermination d'une tendance déterministe ou statistique. Ce test a été jugé insuffisant du fait de sa non prise en considération de l'auto-corrélation des erreurs. Cela a amené Dickey et Fuller (1981) à développer un autre test prenant en compte cette caractéristique. Désormais, ce test s'appelle "le test de Dickey et Fuller augmenté". Ce test statistique est réalisable à l'aide de logiciel spécialisé de statistique mais peut être également effectué avec des fonctions avancées dans Microsoft Excel™.

Il est également possible de vérifier la stationnarité par des méthodes plus simples, en contrôlant que les variations d'un intervalle par rapport à son suivant ne soit pas supérieur à l'écart type de l'échantillon comme le propose Gole (Gole 2009) sur la base des travaux de Beauchamps.

De manière visuelle, il est possible d'apprécier la stationnarité du signal sans toutefois pouvoir la quantifier. Le signal doit osciller autour d'une ligne horizontale sans trop s'en écarter ni s'orienter vers le haut ou le bas comme le montre la Figure 38.

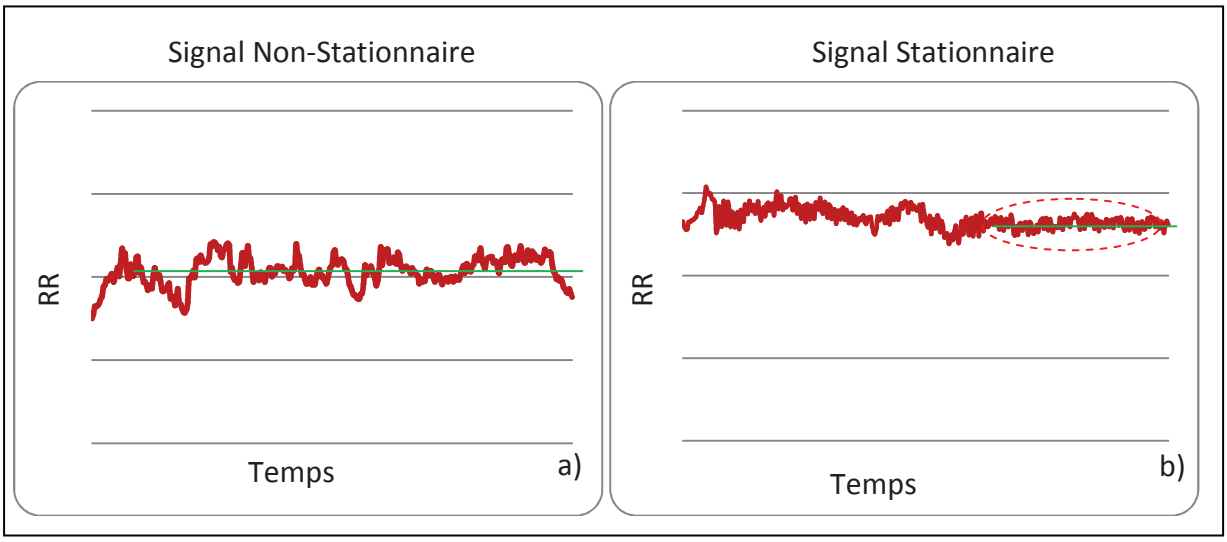


Figure 38. Illustration d'un signal non-stationnaire (a) et de zone stationnaire dans un signal (b).

La stationnarité est également très liée à la durée de l'échantillon, plus un échantillon est grand et plus la stationnarité pourra être remise en cause. Inversement, plus l'échantillon est court et plus la stationnarité est facile à obtenir.

2. CORRECTION ET TRAITEMENT DU PERIODOGRAMME.

Le périodogramme est la base du travail pour l'analyse de la VFC, il convient donc de vérifier que cet élément ne comporte pas de valeurs anormales (artefacs, ectopiques) pour que cette suite donne lieu à des résultats reflétant au mieux l'état du SNA.

a) Les artefacs

Un artefac est par définition un effet artificiel. Le terme désigne à l'origine un phénomène créé de toute pièce par les conditions expérimentales, un effet indésirable ou un parasite. Dans notre cas, nous appellerons artefacs les intervalles RR qui ne correspondent pas à un intervalle entre deux battements consécutifs réels, soit une erreur de captation dans le signal, soit un manque dans la détection des battements.
Nous distinguerons deux familles différentes d'artefacs dans ce travail afin de donner une méthode appropriée pour les corriger. Il est possible que certains auteurs en définissent plus (Marchant-Forde et al. 2004; Gamelin et al. 2008) lorsque ceux-ci ne différencient pas artefacs et ectopiques.

(1) Les artefacs avec perte de battement : type 1

(a) Définition

On trouve les artefacs avec perte de battement dans plusieurs situations. Comme leur nom l'indique, il résulte de la perte d'un ou plusieurs battements donnant lieu à un intervalle RR de grande longueur. Ceux-ci peuvent être liés à un problème de captation électrique au niveau de la ceinture ou des électrodes. On constate cela lors d'une perte de contact entre la peau et le capteur qui entraîne la non-mesure du signal électrique. On voit cela lorsque la ceinture thoracique n'est pas bien ajustée ou pas assez humidifiée pour obtenir un signal. On peut le voir également lorsqu'intervient une baisse du signal sur la voie ECG (Figure 39.), ce qui entraîne une baisse significative de la ligne de base et la non détection du pic R (avec les modules de détection moderne, ce dernier n'a plus lieu d'être). Egalement si la montre du cardiofréquencemètre se trouve hors de portée, celui-ci ne recevra pas l'impulsion envoyée par la ceinture déclarant le battement (Figure 40.).

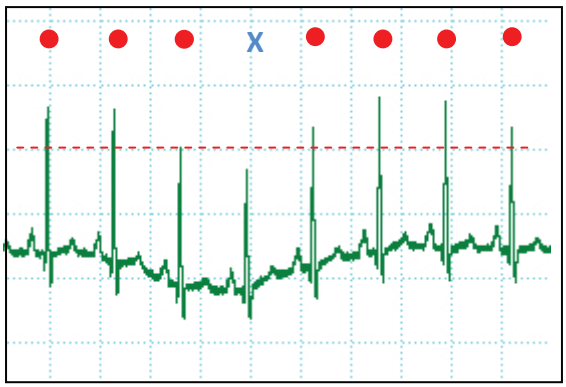


Figure 39. Illustration d'un battement manquant par baisse du signal dans le logiciel LabChart Pro 7™ (ADInstrument©)

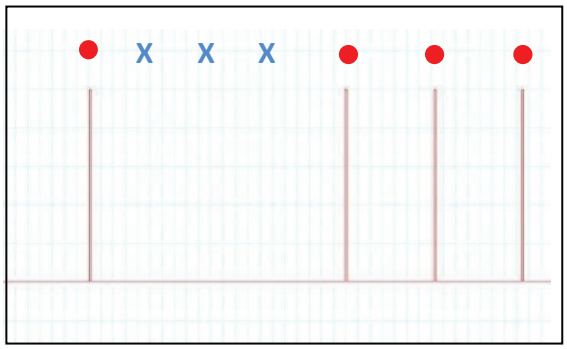


Figure 40. Illustration d'une captation du signal provenant d'une ceinture Polar (5kHz) dans le logiciel LabChart Pro 7™ (ADInstrument©) avec éloignement du capteur.

Au niveau du périodogramme, cela se traduit par une ou plusieurs valeurs très hautes que l'on peut facilement repérer visuellement (Figure 40.). Il est également possible de réaliser une détection automatique de ces artefacs à l'aide d'un seuil de tolérance : si un battement est différent de son précédent de plus de 20%.

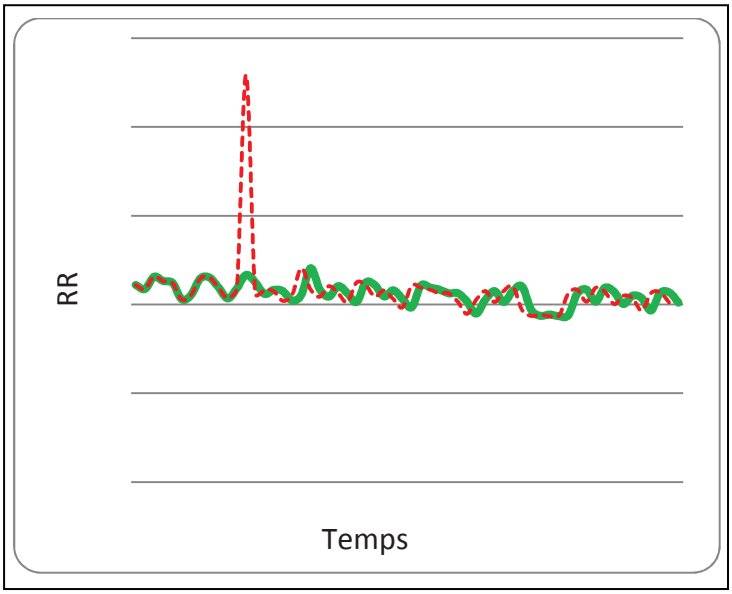


Figure 41. Représentation graphique d'un périodogramme réel en vert et de ce même signal avec un artefac type 1 rouge pointillé.

(2) Les artefacs avec découpage d'intervalle RR : type 2

(a) Définition

Lorsque l'on enregistre un signal électrique cutané, il est très fréquent de capter un signal parasite provoqué par les mouvements (Figure 42.), le frottement avec des vêtements, du bruit provoqué par le rayonnement d'un appareil électrique ou le glissement du capteur sur la zone de captation (Figure 43.). Lorsque cela se produit, il est possible que l'émetteur transmette des informations de battements qui n'existent pas réellement et découpe ainsi un intervalle RR.

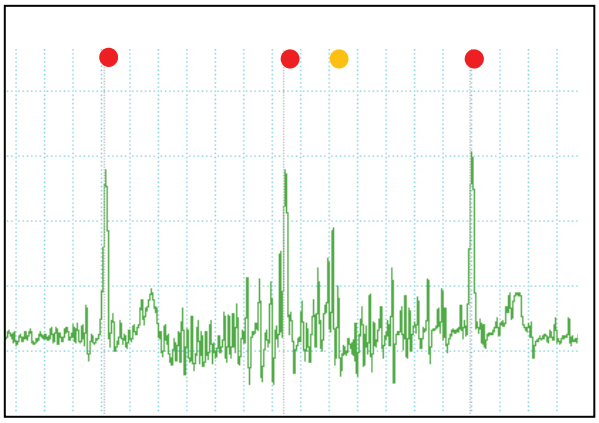


Figure 42. Illustration d'un tracé ECG perturbé par des mouvements parasites dans le logiciel LabChart Pro 7™ (ADInstrument©)

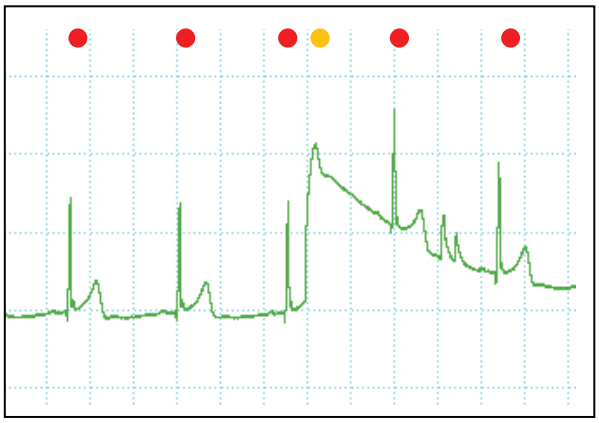


Figure 43. Illustration d'un tracé ECG perturbé par le glissement des capteurs dans le logiciel LabChart Pro 7™ (ADInstrument©)

Aujourd'hui, ce type de problème est très bien géré par les ECG numériques qui cherchent à reconnaître l'ensemble du complexe QRS pour déterminer le pic RR. Même si les ceintures des cardiofréquencemètres ont également suivi ce chemin, il reste possible que l'émetteur transmette un battement lorsque le signal recueilli sur l'onde T comporte des altérations. Pour éviter cela, il est conseillé d'utiliser du gel de contact et de vérifier que la ceinture soit bien assemblée. Si les fixations métalliques transportant le signal vers l'émetteur sont mal emboitées ou en mauvais état, des coupures apparaitront dans le signal ou des arcs électriques augmenteront artificiellement l'intensité du signal et tromperont l'émetteur dans sa recherche de pic R. Dans le cas de ceinture textile lorsque celle-ci arrive en fin de vie ou si elle n'a pas été rincée régulièrement, on retrouve ce genre de problème.

Du point de vue du périodogramme, on peut comme pour les artefacs de type 1 les repérer visuellement. Ils se traduisent par une baisse significative dans la courbe de deux ou plusieurs points consécutifs (Figure 44.).

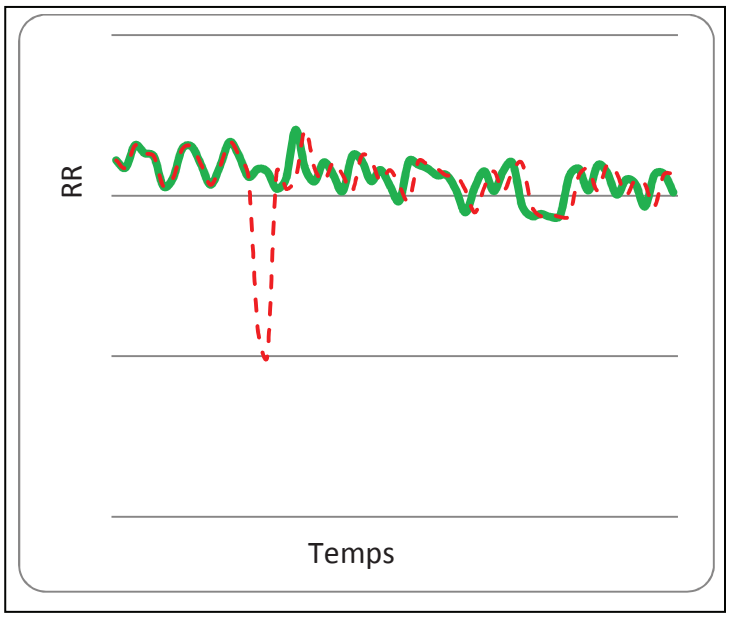


Figure 44. Représentation graphique d'un périodogramme réel en vert et de ce même signal avec un artefac type 2 en rouge pointillé.

b) Les extrasystoles

(1) Définition

Les extrasystoles sont des contractions spontanées du cœur ayant pour origine des foyers de contractions anormaux. Une contraction dite normale trouve son origine dans le nœud sinusal de l'oreillette gauche puis est suivie d'une période de dépolarisation appelée « réfractaire », pendant laquelle il ne peut y avoir de nouvelle dépolarisation. Si cette dépolarisation survient en dehors de la période réfractaire, elle est transmise de proche en proche à tout ou partie du cœur entraînant une contraction supplémentaire constituant l'extrasystole. La contraction générée n'est pas toujours efficace. Si une extrasystole ventriculaire survient trop en avance, elle arrive alors que cette cavité est peu remplie. La contraction résultante n'a dans ce cas qu'une efficacité réduite voire nulle sur le débit cardiaque. Elle peut donc être visible sur l'électrocardiogramme qui visualise le fonctionnement électrique du cœur mais par contre, elle est invisible directement sur les courbes de pression ou de manière plus simple, à la palpation du pouls.

L'extrasystole est parfois suivie par une courte pause, le repos compensateur. Ce dernier a pour conséquence un remplissage cardiaque amélioré. La contraction suivante est donc plus efficace, plus forte. C'est cette dernière qui est ressentie lors des palpitations : on ne ressent pas l'extrasystole mais le battement suivant.

L'extrasystole est ainsi le résultat d'une excitabilité électrique accrue d'une zone bien délimitée du muscle cardiaque. Selon la cavité cardiaque où a lieu la contraction prématurée des fibres musculaires (oreillette, ventricule cardiaque ou jonction entre ces deux cavités), on parlera d'extrasystoles auriculaires, d'extrasystoles ventriculaires ou d'extrasystoles jonctionnelles. Les extrasystoles auriculaires et jonctionnelles d'aspect et de cause proches, sont communément appelées extrasystoles supra-ventriculaires.

(a) Les extrasystoles auriculaires ou jonctionnelles

Du point de vue de l'ECG, les extrasystoles auriculaires se distinguent par leur arrivée précoce et par l'absence ou l'inversion de l'onde P (Figure 45.). Par opposition aux extrasystoles ventriculaires, il n'y a pas de différence notable avec les autres complexes QRS et ceux-ci restent fins (inférieurs à 0,1 s).

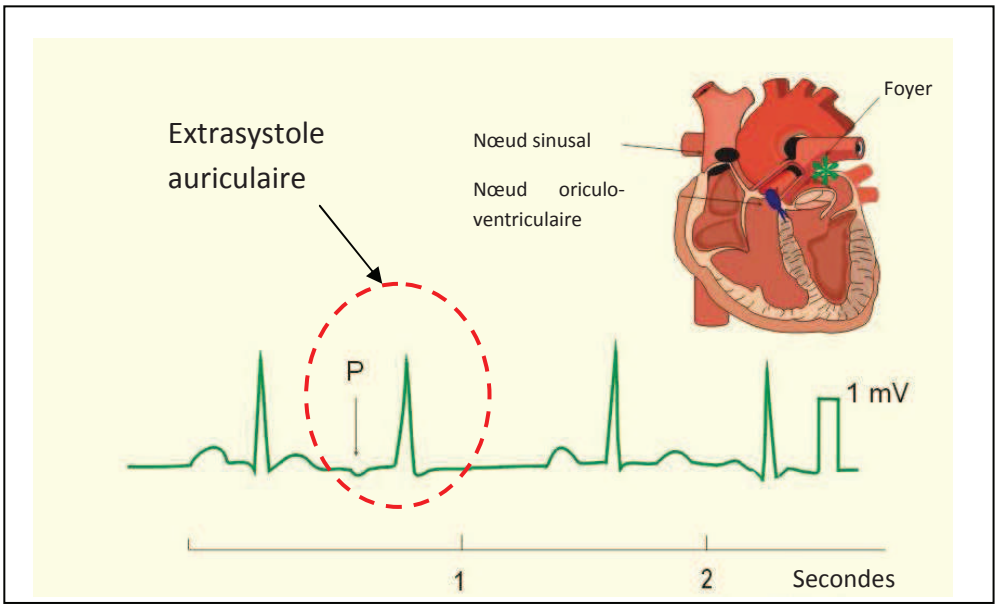


Figure 45. Représentation d'une extrasystole auriculaire

(b) Les extrasystoles ventriculaires

Dans l'infarctus du myocarde par exemple, elles peuvent être répétitives et engendrer la survenue d'une tachycardie ventriculaire voire d'une fibrillation ventriculaire spontanément mortelle en l'absence d'un traitement d'urgence (par choc électrique externe). La gravité potentielle des extrasystoles ventriculaires est évaluée en fonction de leur nombre, de leur précocité, de l'existence ou non de formes répétitives et de leur morphologie (montrant l'existence d'un seul ou de plusieurs foyers d'hyperexcitabilité ventriculaire). Les extrasystoles ventriculaires sont moins fréquentes que les auriculaires, elles ne représentent que 7% des extrasystoles. Contrairement aux extrasystoles auriculaires, elles ne perturbent pas la périodicité du nœud sinusal : l'onde P suivant l'extrasystole apparaît au moment attendu.

Sur l'ECG, l'extrasystole ventriculaire se démarque de plusieurs manières. Lorsque le foyer se situe sur l'apex ventriculaire, on assiste à un tracé ECG avec un complexe QRS large (supérieur à 0,12 s) et un pic R avec deux pointes (Figure 46.).

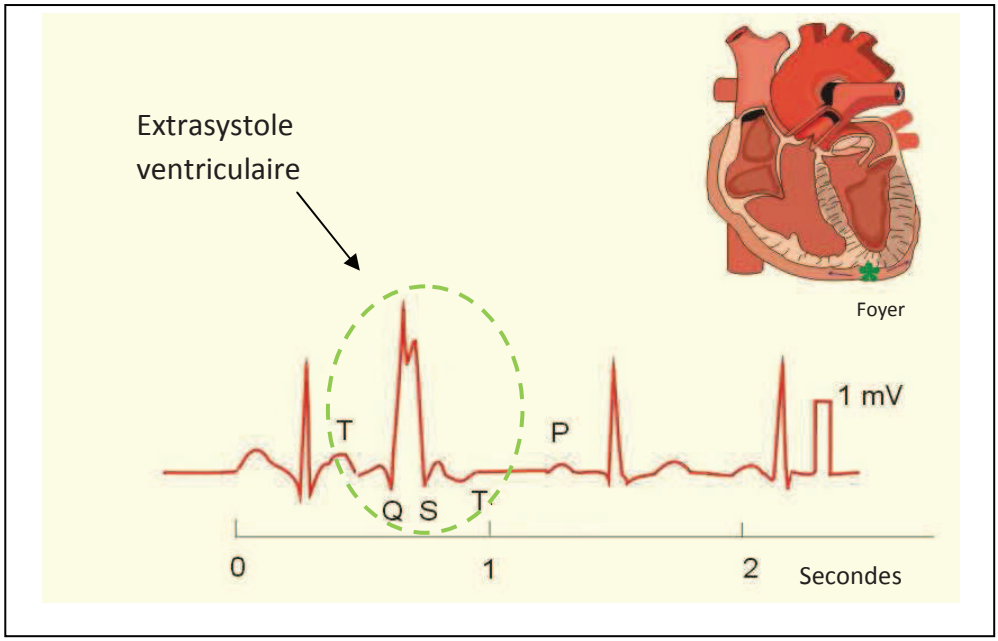


Figure 46. Représentation d'une extrasystole ventriculaire

Dans le cas où le foyer du battement se trouve dans l'un des ventricules, on trouvera des tracés différents de celui proposé dans la Figure 46. La dépolarisation prématurée des ventricules ne sera pas précédée de la dépolarisation des oreillettes (il n'y aura pas d'onde P ou P' devant le QRS). Par Ailleurs, la dépolarisation des ventricules ne se fera pas en passant comme normalement d'abord par le faisceau de His puis ses branches de division mais en commençant par un ventricule pour se poursuivre dans l'autre (Figure 47.). La conséquence est la perte de la synchronisation de dépolarisation des deux ventricules. Le temps de dépolarisation totale des ventricules est donc allongé et le QRS sera large (Figure 48.).

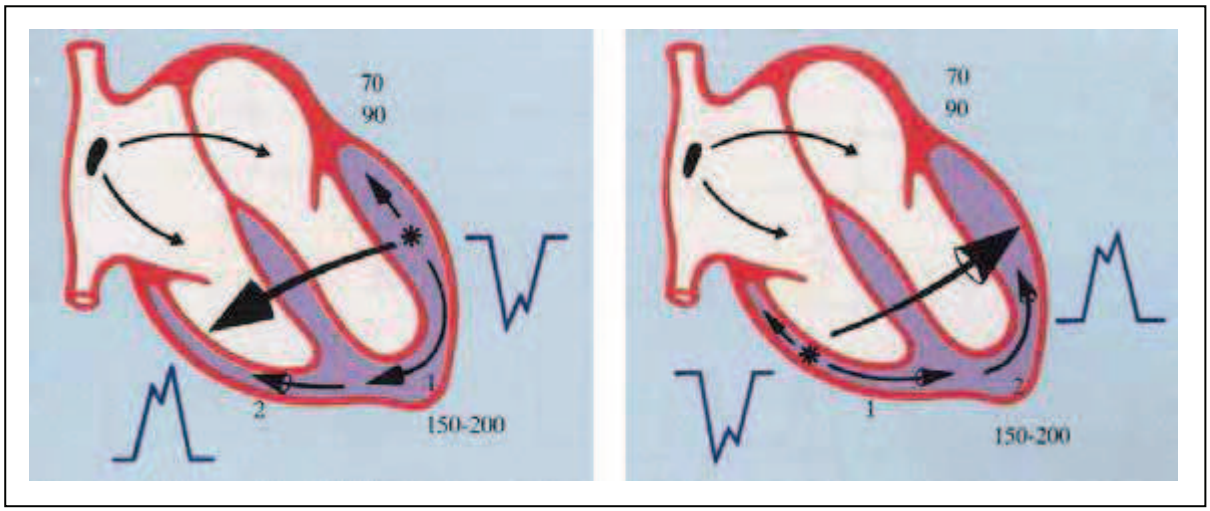


Figure 47. Représentation d'extrasystoles ventriculaires partant du ventricule droit et gauche.

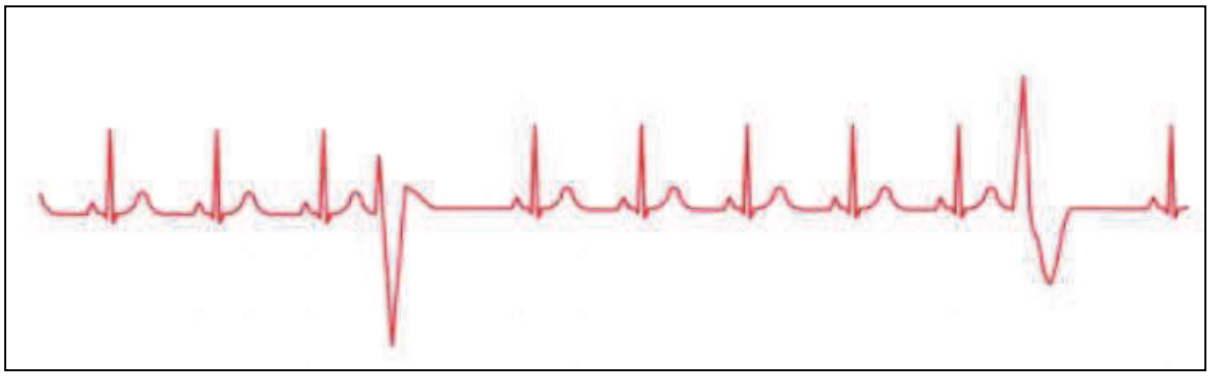


Figure 48. Illustration ECG de avec des extrasystoles ventriculaires

Concernant l'impact sur le périodogramme, l'ensemble de ces troubles du rythme entraîne le même profil de courbe. On trouve à la suite d'intervalle RR de longueur du même ordre un intervalle RR significativement plus petit correspondant au battement précoce, puis un intervalle RR généralement plus long correspondant au repos compensateur (Figure 49.).

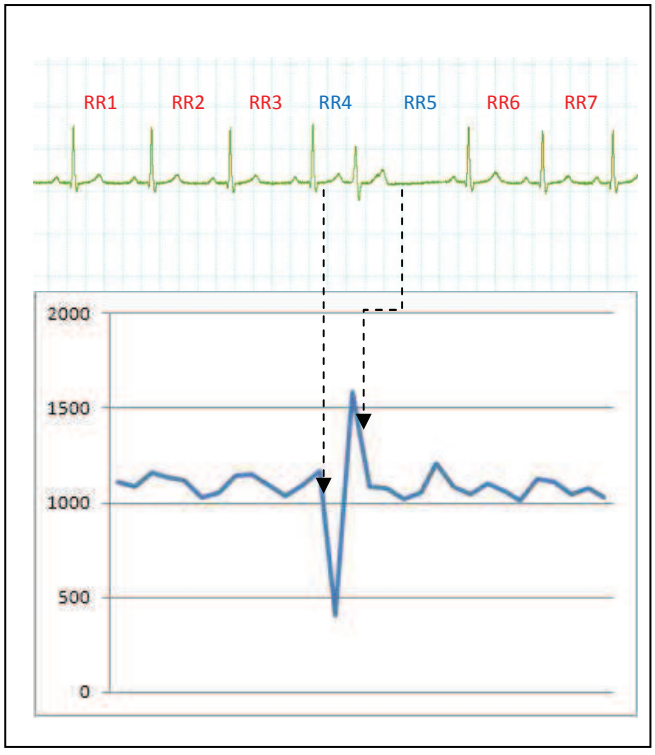


Figure 49. Exemple de tracé ECG avec extrasystole et impact sur le Périodogramme.

c) Correction du périodogramme

La correction du périodogramme, est une étape indispensable pour l'obtention de résultats cohérents. Les traitements mathématiques qui seront appliqués à ce périodogramme seront affectés de manière différente selon le type de problème rencontré par le signal. L'ensemble des auteurs et des consensus admettent qu'il est indispensable de traiter et corriger le signal

avant le calcul de la VFC (Clifford et Tarassenko 2005; Clifford 2002; Berntson et Stowell 1998; Kaufmann et al. 2011; Barbieri et Brown 2006; Citi et al. 2011; Anon 1996). D'un point de vue statistique, les artefacs font varier grandement la variance et les paramètres temporels à la hausse. Du point de vue fréquentiel, les artefacs entraîneront des problèmes par la valeur générée mais également parce que chaque artefac entraine un décalage temporel de la FC, tel que l'on peut le constater sur les Figures 69 et 72. Il est primordial de garder une synchronisation temporelle des variables physiologiques de manière à repérer la fréquence de boucle de contrôle. Plusieurs travaux ont montré un impact important sur la bande de Basse Fréquence (BF) et un impact moins important sur les Haute Fréquence (HF) (Peltola 2012; Berntson et al. 1997) et des variations supérieures à 5% sur l'analyse temporelle (Salonet al. 2001). L'impact des artefacs sur l'analyse de la VFC sera bien entendu sfonction du nombre de ces derniers, Berntson et Stowel (Berntson et Stowell 1998) ont montré l'impact des artefacs sur la densité spectrale en fonction de leur nombre sur un échantillon de 128 battements (Figure 50.). A partir de 3% d'artefacs, l'impact sur l'analyse spectrale est significativement marqué.

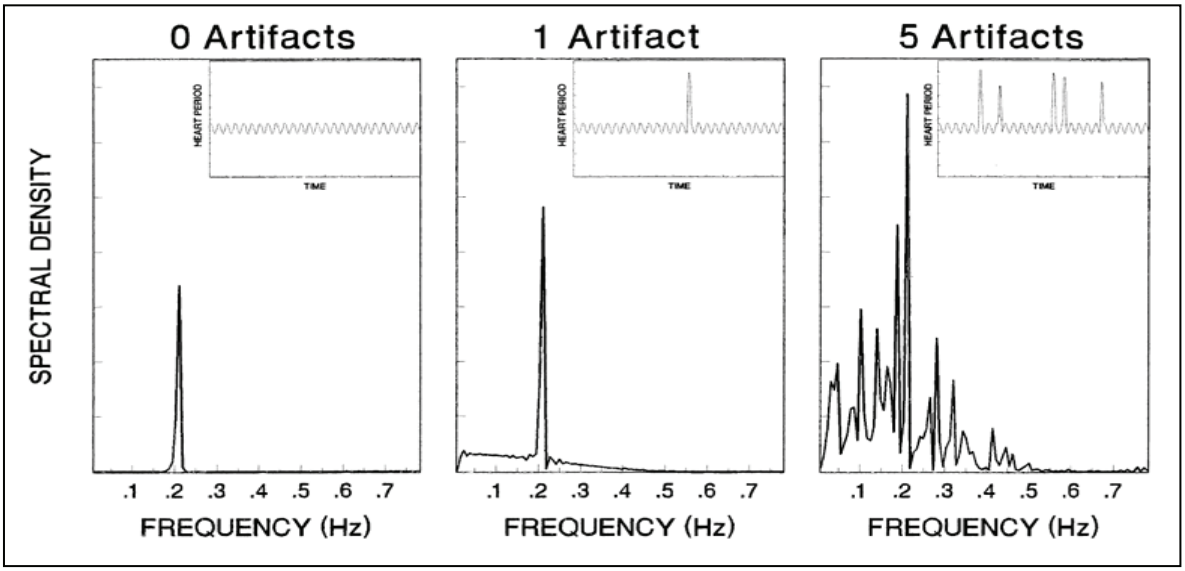


Figure 50. Illustration de la modification de la Densité spectrale en fonction du nombre d'artfacts, extrait de « ECG artifacts and heart period variability : Don't miss a beat ! »

Pour réaliser la correction du périodogramme, il ne faut pas perdre de vue les deux idées suivantes :

1. Garder la chronicité des battements : chaque battement doit se retrouver à son instant pour conserver la synchronisation avec les autres rythmes biologiques et ne pas perturber les fréquences constituant le périodogramme.
2. Lors du remplacement de points, ceux-ci doivent affecter le moins possible les valeurs statistiques. Les valeurs introduites ne doivent en aucun cas augmenter la variance.

Aujourd'hui, plusieurs logiciels permettent le traitement automatique des artefacs et le ré-échantillonnages du périodogramme avant l'analyse. C'est le cas des logiciel Kubios ou HRV analysis (Tarvainen et al. 2014) utilisés dans ce travail ou encore le logiciel Artifact (Kaufmann et al. 2011).

(1) Corrections des artefacs de type 1 : battement(s) manquant(s).

Lorsque l'on se trouve face à une valeur du périodogramme très haute comparativement à celles d'avant et après, il convient de faire le point sur le nombre d'intervalles potentiels contenus dans cette valeur. Exemple : Si l'on trouve un intervalle de 1948 ms alors que les battements environnants sont de 1000ms, il convient de remplacer cette valeur de 1948 ms par deux valeurs consécutives de 974 ms (Figure 51.).

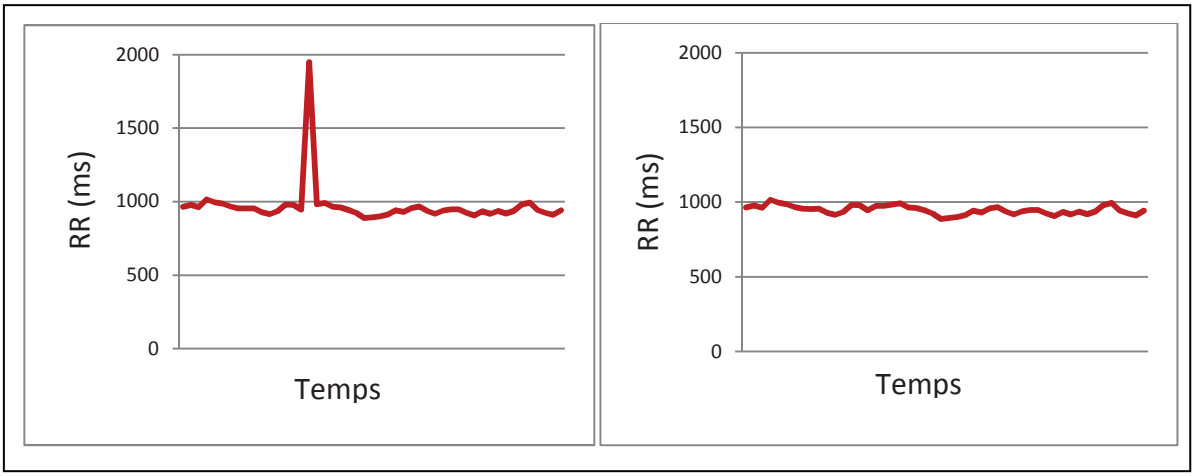


Figure 51. A gauche un périodogramme avant correction et à droite après correction.

On peut procéder avec le même principe si l'on trouve deux à cinq intervalles. Mais si le nombre à remplacer est supérieur à cinq intervalles, il est alors conseillé de choisir une autre période d'analyse.

(2) Corrections des artefacs de type 2 : battement(s) superflu(s).

Lorsque l'on se trouve avec des valeurs dans le périodogramme très petites : en deçà des valeurs attendues, il convient de regarder si l'association de ces valeurs ne forme pas une valeur d'intervalle cohérente. Dans des situations d'enregistrement avec des problèmes de captation, il arrive de trouver cela sur une période de quelques battements. La création de couples d'intervalles en les additionnant permet de retrouver avec quasi certitude les véritables données.

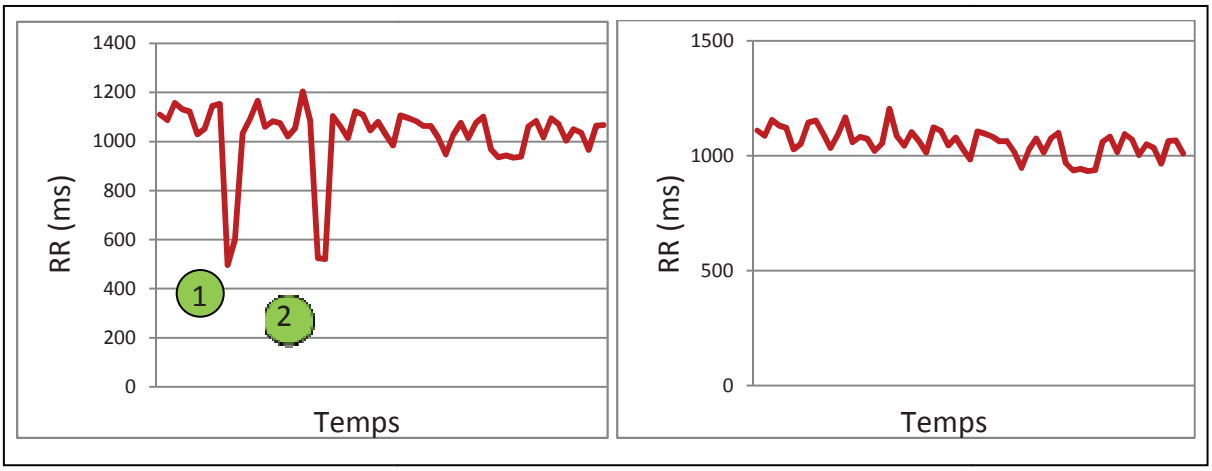


Figure 52. A gauche un périodogramme avant correction et à droite après correction par l'addition des couples de valeurs basses en 1 et 2 => idem plus haut

En (1) on additionne les valeurs 496 et 600 ms pour obtenir un intervalle de 1096 ms alors qu'en (2) on somme 500 et 520 ms pour arriver à 1020 ms.

d) Correction des extrasystoles

Au contraire des artefacs, les extrasystoles ne sont ni du bruit ni une erreur de captation. Le signal enregistré au niveau cutané est bien lié à une dépolarisation cardiaque. Cependant l'analyse de la VFC vise à obtenir l'impact du SNA sur l'activité cardiaque. Par définition, les extrasystoles trouvent leurs origines en dehors du nœud sinusal donc elles ne sont pas sous le contrôle du SNA. Afin d'éviter que ces dernières perturbent l'analyse, il convient de traiter le signal pour diminuer leur influence (Birkett et al. 1991; Lippman et al. 1994; Clifford et Tarassenko 2005; Peltola 2012; Barbieri et Brown 2006; Kaufmann et al. 2011).

Les extrasystoles peuvent être traitées de différentes façons pour remplacer les deux valeurs d'intervalle RR par deux autres plus cohérentes avec la suite logique de valeur. Les travaux de Clifford (Clifford et Tarassenko 2005) mettent en avant ces différentes possibilités et étudient leurs impacts sur l'analyse spectrale.

1. La suppression du battement et le remplacement par un intervalle correctif correspondant aux deux intervalles par interpolation linéaire.
2. L'insertion d'un battement fantôme et l'interpolation linéaire de deux intervalles résultants.
3. La suppression du battement et le remplacement par un intervalle correctif correspondant aux deux intervalles par interpolation cubique.
4. La suppression du battement et l'utilisation du périodogramme de Lomb-Scargle pour le remplacement de l'intervalle manquant.

(a) La suppression du battement et le remplacement par interpolation linéaire.

Cette méthode de traitement du périodogramme reste la plus simple parmi les quatre proposées. D'un point de vue pratique, elle consiste à remplacer les deux valeurs d'intervalles RR par une seule valeur correspondant à une interpolation linéaire comme le montre la Figure 53. L'interpolation linéaire est également appelée régression linéaire.

Du point de vue pratique, si l'intervalle RR précédant cet événement est RR_n et celui qui le suit est RR_{n+1} alors on calculera le point manquant comme suit :

$$\frac{RR_n + RR_{n+1}}{2}$$

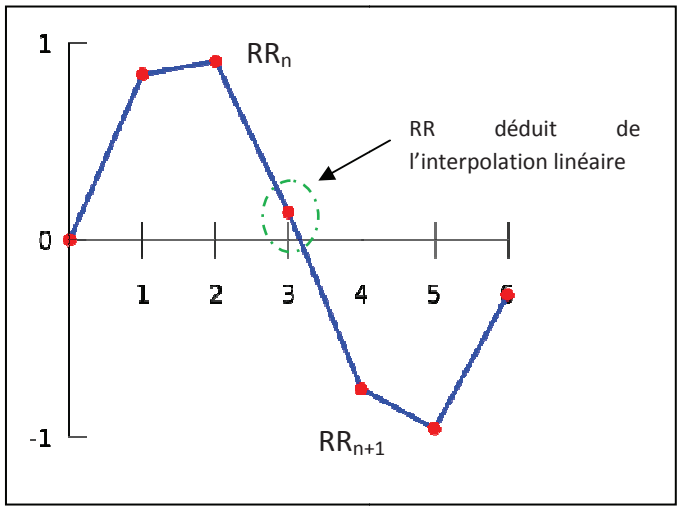


Figure 53. Illustration de l'interpolation linéaire de l'intervalle RR.

(b) L'insertion d'un battement fantôme et l'interpolation linéaire de deux intervalles.

Cette méthode du battement fantôme a été élaborée par plusieurs auteurs dans le but de recréer une séquence périodogramme en éliminant les ectopiques pour les remplacer par un battement fantôme situé entre les battements réels et ainsi recréer deux intervalles RR plausibles (Figure 54.).

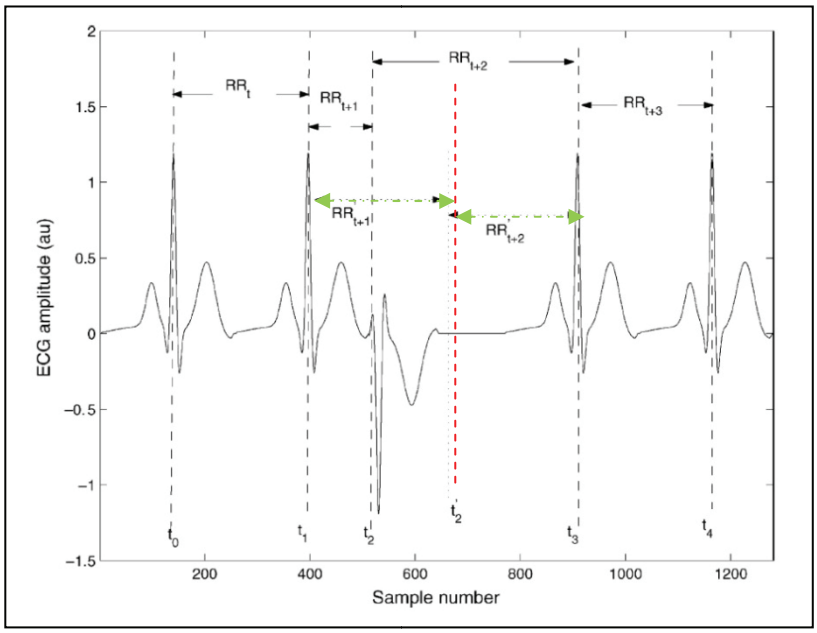


Figure 54. Placement d'un battement fantôme et création de deux intervalles RR

(c) La suppression du battement et le remplacement par un intervalle correctif issu d'interpolation cubique.

Cette méthode d'interpolation est une méthode très proche de celle avec interpolation linéaire. La seule différence notable est que la création de l'intervalle sera établie en utilisant une méthode basée sur une fonction polynomiale du troisième degré comme le montre la Figure 55. L'utilisation de l'interpolation cubique a besoin d'un minimum de quatre points pour permettre une estimation.

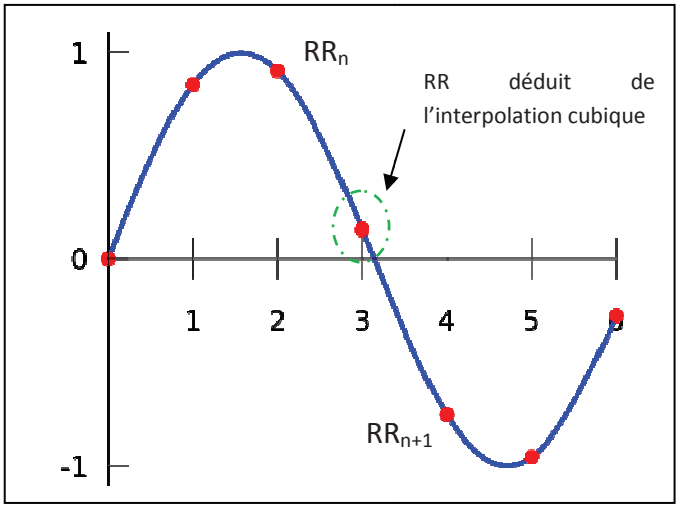


Figure 55. Illustration de l'interpolation cubique de l'intervalle RR.

(d) La suppression du battement et l'utilisation du périodogramme de Lomb-Scargle, pour le remplacement de l'intervalle manquant

L'utilisation du périodogramme de Lomb-Scragle repose sur l'analyse au préalable de la série de données pour en déduire les composantes fréquentielles dominantes et ainsi mieux appréhender la suite logique des intervalles RR. Une fois le signal analysé, la courbe est traduite par une équation mathématique complexe constituée de fonctions cosinus et sinus.

$$P_x(\omega) = \frac{1}{2}\left\{ \frac{\left[\sum_{n=1}^{N} y(t_n)\cos(\omega(t_n-\tau))\right]^2}{\sum_{n=1}^{N}\cos^2(\omega(t_n-\tau))} + \frac{\left[\sum_{n=1}^{N} y(t_n)\sin(\omega(t_n-\tau))\right]^2}{\sum_{n=1}^{N}\sin^2(\omega(t_n-\tau))} \right\}$$

Cette interpolation ne peut être faite manuellement mais par des logiciels spécialisés de ré-échantillonnage. Il apparait que cette méthode montre une meilleure stabilité et une dérive faible avec l'augmentation du nombre d'ectopiques dans une série (Clifford 2002).

(2) Conclusion portant sur la correction

La correction du périodogramme est un élément indispensable pour l'analyse de la VFC, qui plus est si l'on utilise des enregistreurs type cardiofréquencemètre. Dans le cadre des artefacs, si ceux-ci sont peu nombreux, les méthodes de remplacements sont simples et permettent d'obtenir de très bons résultats (Marchant-Forde et al. 2004) comme le montre la Figure 56.

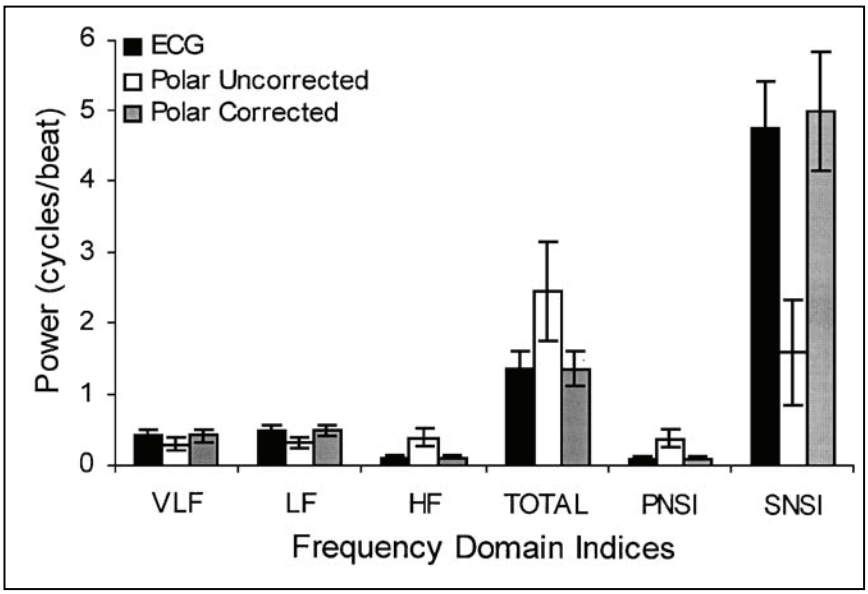


Figure 56. Comparaison de l'analyse spectrale réalisée sur des périodogrammes en provenance d'ECG et de cardiofréquencemètre corrigé et non-corrigé Marchand-Ford 2004

Pour les extrasystoles, Clifford et al. montrent que la méthode permettant le plus de stabilité est l'utilisation du périodogramme de Lomb-Scragle. Cependant cette méthode n'est pas souvent à notre portée pendant la correction du périodogramme car elle nécessite des moyens logiciels importants. A défaut, l'utilisation de l'interpolation linéaire reste très facile à mettre en œuvre.

3. *CHOISIR LA PERIODE A ANALYSER*

- stationnarité

Pour obtenir des résultats cohérents dans l'analyse de la VFC, le choix de la période à analyser est déterminant. Comme expliqué précédemment, la période d'analyse suppose une stationnarité du SNA pour obtenir des valeurs comparables dans le temps.

On préconise généralement des périodes supérieures à 10 minutes de repos préalable pour l'évaluation en situation clinique. Cette phase correspond à une mise au calme pendant laquelle la FC diminue et donc l'intervalle RR s'allonge. Dans la pratique quotidienne avec des athlètes, cette phase peut durer 30 secondes à 2 minutes pour arriver à une seconde phase où la stationnarité sera possible (Figure 57.)(Grant et al. 2011). Sur l'étendue de cette seconde phase, il faut choisir une période stable sur laquelle ne figure pas d'artefacs ou alors les corriger au préalable comme le préconisent les paragraphes précédents. Etant donnés les biais induits par la correction, il est préférable de choisir si possible des périodes sans artefac.

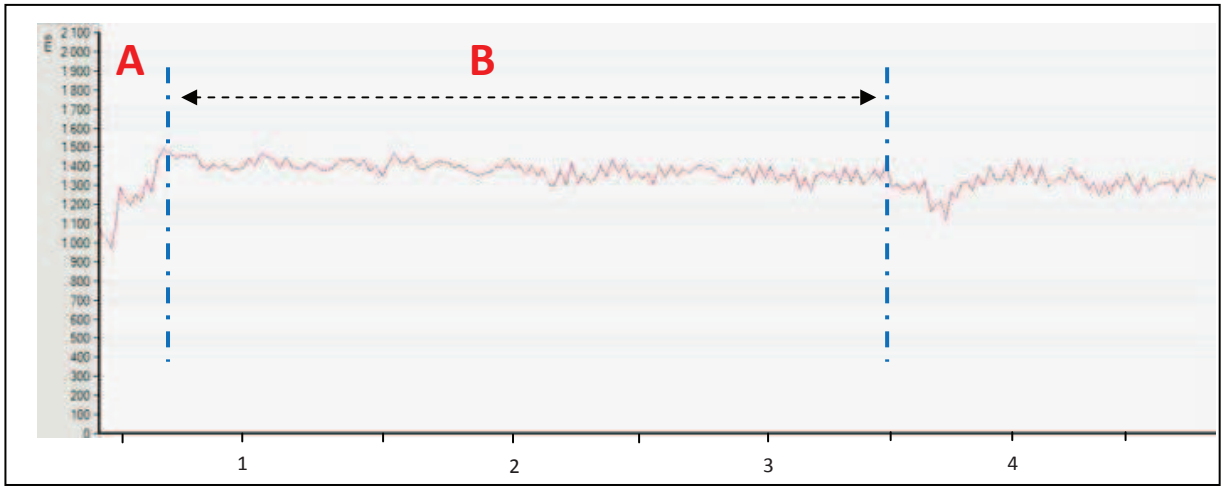


Figure 57. Exemple de périodogramme avec retour au calme(A) puis période stationnaire (B). Extrait du Logiciel Polar Team² en fonction du temps en minute

Du point de vue pratique, il est très rare qu'une analyse de la stationnarité soit réalisée avant l'analyse de la VFC. En règle générale, on choisit visuellement une période ne

présentant pas de variations durables par rapport à une ligne de base horizontale comme le montre la Figure 57.

- durée

Historiquement l'analyse spectrale de la VFC était réalisée sur des échantillons d'intervalle R-R égale à une puissance de 2, exemple 64, 128, 256, 1024… Aujourd'hui les calculateurs utilisés dans les ordinateurs et les méthodes intégrées dans les logiciels permettent de s'affranchir de cette contrainte. Cependant, la longueur de la période d'analyse comporte plusieurs contraintes liées aux méthodes mathématiques qui permettront de traiter le signal. Lorsque l'on cherche à trouver des phénomènes périodiques ou fréquentiels dans un signal, il est préférable que la longueur de cet échantillon soit au minimum 10 fois supérieure à la plus petite période des fréquences recherchées (Théorème de Shannon). Dans ce cas, cela induit qu'il faut au minimum 1 minute pour réaliser une analyse spectrale en HF et 2 minutes pour les LF. Du point de vue des très basses fréquences (VLF), une période de 50 minutes sera nécessaire. En règle générale, la période d'enregistrement est rarement en dessous de 5 minutes pour permettre l'obtention d'une période stationnaire suffisamment longue (Berntson et al. 1997; Task Force 1996).

Si l'on réalise un suivi ou des mesures régulières dans des contextes similaires, il est préférable d'utiliser une durée d'analyse identique car celle-ci va influencer certains paramètres comme la variance totale et augmenter la sensibilité de l'analyse spectrale avec l'allongement de la période. Dans le cadre du suivi de sportif, on utilise généralement 5 minutes (Théorème de Perseval).

D. LES METHODES D'ANALYSE DE LA VFC

L'analyse de la VFC peut être réalisée de différentes manières, il existe plusieurs méthodes de traitements mathématiques permettant le calcul d'indices et la mise en graphique des résultats. Les trois grandes méthodes d'analyse que l'on retrouve dans la littérature sont :

- L'analyse temporelle
- L'analyse de Poincaré
- L'analyse spectrale

D'autres méthodes d'analyse sont également explicitées dans la littérature. Celles-ci seront expliquées dans ce mémoire afin d'avoir un ensemble complet des techniques.

- L'analyse temps-fréquence
- L'analyse par ondelettes
- L'analyse non-linéaire

1. L'ANALYSE TEMPORELLE

L'analyse temporelle se compose de deux sous familles : l'analyse statistique et l'analyse géométrique (Task Force 1996). L'analyse statistique est plus connue et utilisée, c'est pour cela que l'on considère souvent qu'elle est l'analyse temporelle à elle seule.

a) L'analyse Temporelle Statistique

L'analyse statistique est, comme son nom l'indique, une analyse statistique d'une donnée, la suite temporelle des intervalles RR. Les méthodes de calcul utilisées dans cette famille d'analyse restent très simples et l'ensemble de ces traitements peut être fait dans un tableur.

(1) RR moyen

En limite de l'analyse VFC, le premier paramètre que l'on peut calculer facilement est RR moyen. Il correspond à la moyenne de l'ensemble des intervalles RR de l'échantillon. D'un point de vue physiologique, ce paramètre est influencé par les deux voies du SNA ; le SNP provoque une bradycardie donc une augmentation du RR moyen alors que le SNS provoque une tachycardie donc une diminution de RR moyen. Avec RR moyen, il est impossible de repérer l'influence de l'un ou de l'autre car les modulations du tonus du SNP et SNS peuvent l'augmenter ou le diminuer.

$$RR\ moyen = \frac{\sum_1^n RR_1 + \cdots + RR_n}{nb\ RR}$$

(2) SDNN, Déviation standard de la suite des RR.

Mathématiquement, SDNN correspond à l'écart type de l'échantillon d'intervalle RR, soit la racine carrée de la variance. Ce paramètre renseigne sur la dispersion globale de l'échantillon autour de sa moyenne. Plus la durée de l'échantillon sera grande, plus cela favorise un SDNN élevé. Il existe un paramètre appelé SDAN qui est calculé de la même manière mais sur des périodes standardisées de 5 minutes.

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{nb\ RR - 1}\sum_1^n (RR - RRmoyen)^2}$$

Du point de vue physiologique, ce paramètre représente les variations globales sur la durée de l'échantillon. Il est considéré comme un marqueur de l'activité des deux voies du SNA, et donc de l'activité globale et la variance associée. Plus l'échantillon sera court, plus il nous renseignera sur de la variabilité à court terme et nous renseignera sur l'importance su SNP.

(3) RMSSD

RMSSD tire son nom de l'anglais Root Mean Square of sucessive differences. Il représente la racine carrée de la moyenne des différences au carré des intervalles R-R successifs. Pour faire plus simple, c'est la moyenne des différences entre les RR adjacents. L'utilisation de la racine carrée et de la fonction puissance permet de travailler avec des valeurs absolues et donc de ne pas avoir de valeurs négatives.

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{nb\ RR - 1} \sum_{1}^{n-1} (RR_{n+1} - RR_n)^2}$$

Physiologiquement, RMSSD nous renseigne sur les variations intervenant d'un intervalle RR à son suivant. Il s'agit donc de régulation à très court terme. Ce paramètre reflète principalement l'activité du SNP.

(4) NN50 et PNN50.

NN50 est le nombre d'intervalles RR qui différent de plus de 50 millisecondes de leur précédent. Cette valeur seule n'est pas très instructive, c'est pourquoi on la rapporte sur le nombre d'intervalles de l'échantillon pour obtenir pNN50, qui correspond au pourcentage de NN50 dans la suite analysée. Cet indice est un marqueur direct du SNP.

$$pNN50 = \frac{NN50}{nb\ RR - 1}\ x\ 100$$

b) L'analyse temporelle géométrique

Nous considérerons dans cette famille d'analyse uniquement la méthode triangulaire, la méthode de Poincaré sera traitée dans un autre paragraphe. Cette méthode géométrique est aujourd'hui peu utilisée car les outils et les méthodes de traitement mathématiques d'aujourd'hui sont plus performants.

La méthode de l'indice triangulaire ou TINN est basée sur la création d'un histogramme de distribution des intervalles RR (Figure 58.). Il faut donc faire le compte des intervalles RR dans des intervalles. En ce qui concerne la taille des intervalles, il est généralement basé sur 128 hz, ce qui correspond à 7,8125 ms (Task Force 1996).

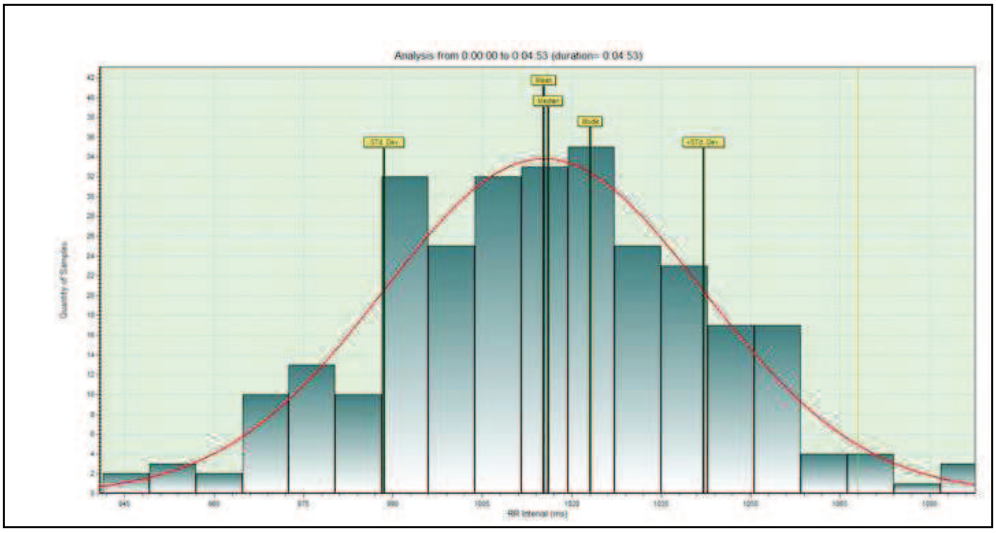


Figure 58. Histogramme de distribution des intervalles RR à 128 Hz avec le logiciel Nevrokard™.

De cette représentation graphique, il est possible de sortir plusieurs indices qui permettront de quantifier l'analyse de la VFC. Certains indices sont identiques à l'analyse temporelle, comme la moyenne (RR moyen), l'écart type (SDNN)…, mais également l'indice triangulaire de la VFC souvent appelé le HRV Index. Cet indice est calculé à partir d'éléments issus de la représentation graphique. Il faut trouver la valeur tranche la plus représentée dont la valeur sera appelée Y et la densité qui est égale à l'aire sous la courbe (le nombre d'intervalle de l'échantillon) (Figure 87.).

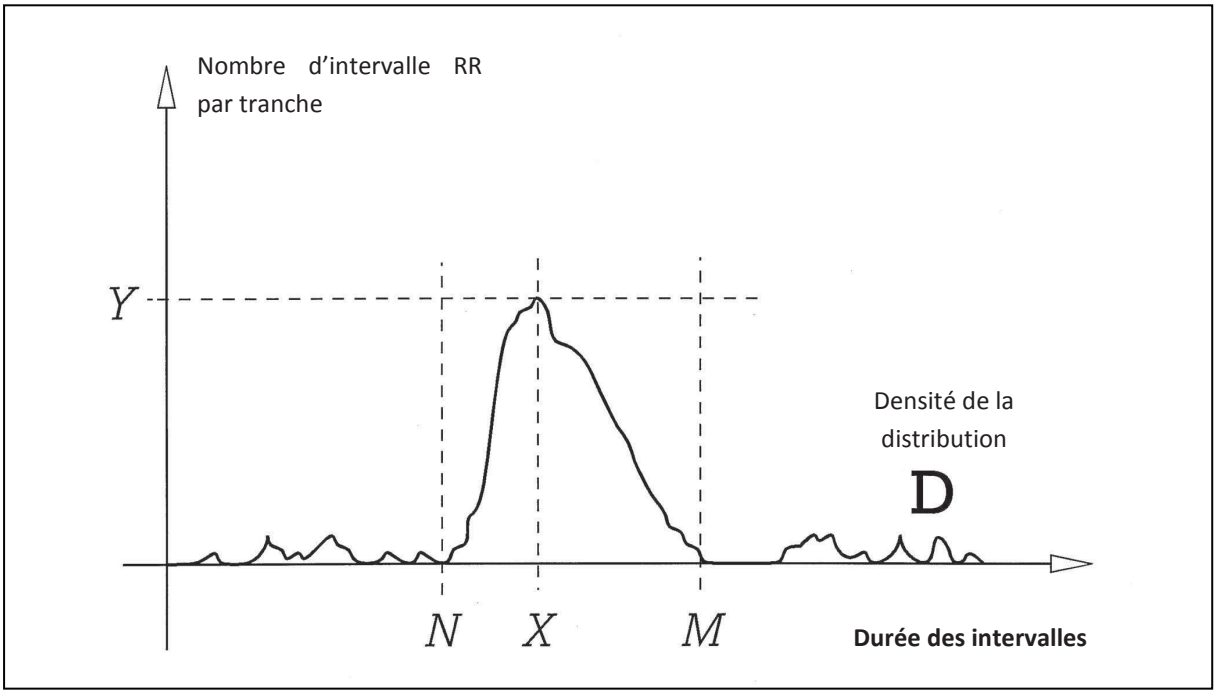


Figure 59. Illustration du TINN, extrait de Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology" 1996

$$VFC\ index = \frac{nb\ RR}{Y}$$

Pour calculer l'indice TINN, il suffit de trouver les valeurs de N et M qui représentent le segment de base du triangle puis de soustraire M à N.

$$TINN = M - N$$

De plus, ce type de représentation géométrique permet des analyses plus complexes qui évaluent la forme du triangle créé.

Les méthodes géométriques sont moins affectées par la qualité des données enregistrées (nombre d'artefacs) et peuvent fournir une alternative à des paramètres statistiques plus faciles à obtenir (Rajendra et al. 2006). Toutefois, la durée de l'enregistrement devrait être d'au moins 20 minutes pour obtenir suffisamment d'intervalles pour créer une dispersion avec une bonne densité. Ce qui signifie que les enregistrements à court terme ne peuvent pas être évalués par des méthodes géométriques (Task Force 1996).

Ces deux indices sont corrélés à SDNN, ce qui indique que plus leurs valeurs respectives seront grandes plus la variabilité globale sera importante.

2. *L'ANALYSE DE POINCARE*

L'analyse de Poincaré tire son nom du mathématicien Français Henri Poincaré (1854 -1912) qui a mis en place la représentation graphique qui porte son nom. Le diagramme de Poincaré consiste à mettre sur un graphique des points ayant pour coordonnées leur valeur en abscisse et celle de leur précédent en ordonnée (Figure 60.).

Une analyse quantitative de ce diagramme permet de calculer plusieurs paramètres, comme décrit par Tulppo (M. P. Tulppo et al. 1996) : l'écart type de la «variabilité battement à battement instantanée» (SD1) et l'écart type de la variabilité battement à battement «continue à long terme» (SD2). SD1 et SD2 sont exprimés en valeurs absolues et/ou en valeurs normalisées (SD1n et SD2n, respectivement), obtenues en divisant les valeurs absolues par l'intervalle RR moyen et en multipliant ensuite par 1000.
Graphiquement, on peut tracer une ellipse ayant pour origine l'intersection des droites X1 et X2.

- X2 est la ligne identitaire qui se caractérise par y = x
- X1 est une ligne perpendiculaire à X2 passant par le point moyen de dispersion des points le long de X2.

L'ellipse coupe la ligne X2 en deux points équidistants du centre. La distance entre ces points et le centre représente SD2. Egalement, cette ellipse coupe X1 en 2 points équidistants du centre dont la distance représente SD1 (Figure 60.).

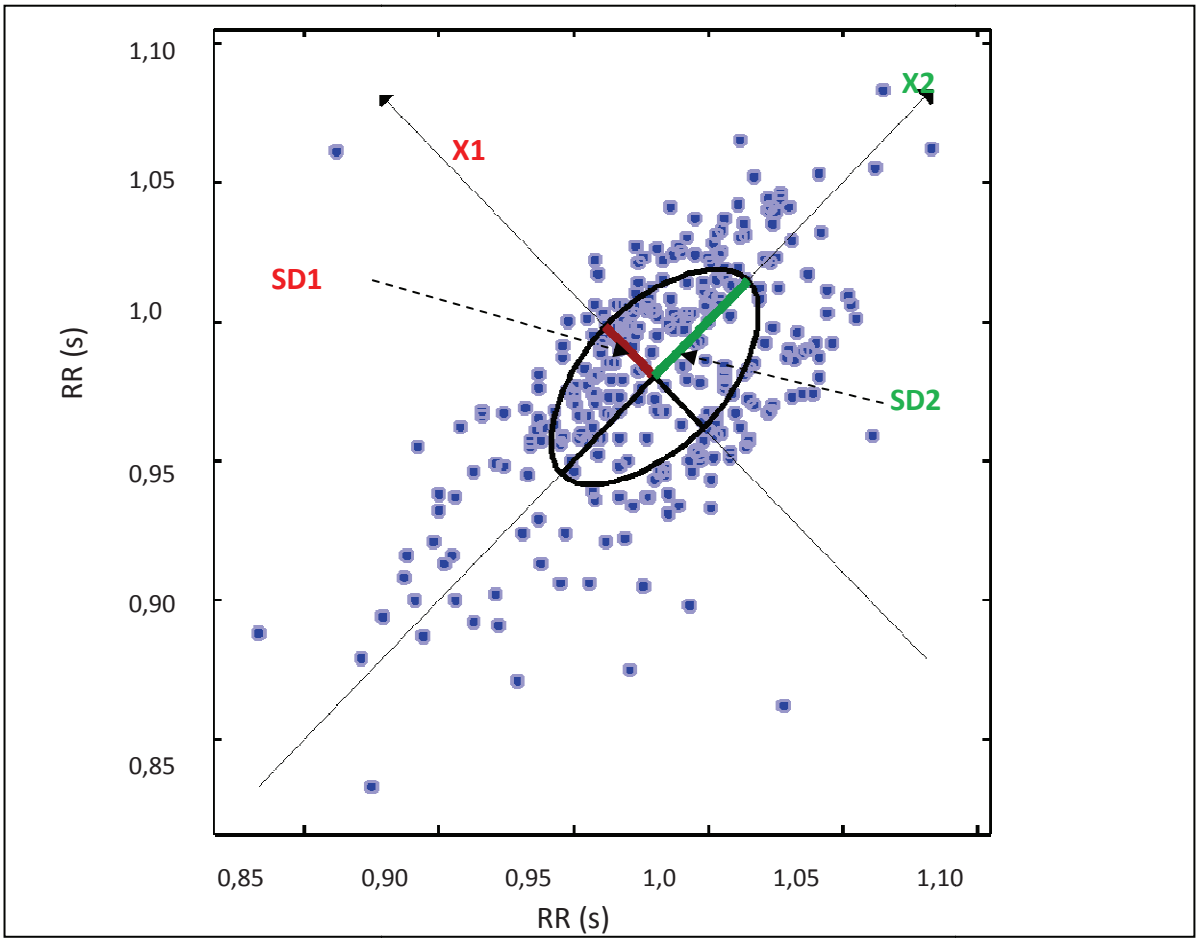


Figure 60. Diagramme de Poincaré réalisé avec le Logiciel Kubios Analysis.

Le paramètre SD1 est représenté sur l'axe X1, il donne la composante de variation entre des battements consécutifs, il s'agit donc d'un marqueur du SNP. Il peut être calculé comme suit (Brennan et al. 2001) :

$$SD1 = \sqrt{\frac{1}{2}\, RMSSD^2}$$

La variation le long de l'axe X2 est quantifiée par SD2 (en vert Figure 60). Ce paramètre nous renseigne sur l'étendue de l'échantillon. Il peut se calculer de la manière suivante (Tarvainen et al. 2014) :

$$SD2 = \sqrt{2\, SDNN^2 - \frac{1}{2}\, RMSSD^2}$$

SD2 nous renseigne sur variabilité à long terme, cet indice est relié à l'importance du SNS et SNP.

Le graphique de Poincaré est très intéressant car il permet visuellement d'appréhender la dispersion des intervalles RR sur le court et sur le long terme. De plus, la position du nuage de points nous informe sur le niveau de FC. Enfin, les ectopiques sont facilement identifiables avec cette méthode et ces derniers pondèrent moins les résultats que dans les autres méthodes (Mourot et al.2004a; Mourot et al. 2004b).

3. L'ANALYSE SPECTRALE

L'analyse spectrale fait référence à la décomposition du périodogramme en somme de fréquence que l'on peut présenter sur un spectre ou périodogramme des fréquences (figure 91).

a) Méthode Fréquentielle avec transformées de Fourier

(1) Processus d'analyse

On retrouve plusieurs méthodes d'analyse spectrale permettant l'analyse de la VFC. Ceci est principalement dû à la multitude de possibilités mathématiques offertes par les différentes découvertes et les calculateurs modernes (Kay et Marple 1981). On peut distinguer les modèles en deux catégories, l'analyse dite «paramétrique» et celle dite «non paramétrique» (Task Force 1996). Dans la majorité des cas, les deux méthodes apportent des résultats comparables Le principal avantage du modèle «non paramétrique» réside dans sa facilité et la rapidité dans le processus de calcul. Le spectre sera cependant plus erratique et il sera plus compliqué de déterminer les pics de fréquence (Figure 62.). De son coté, la méthode «paramétrique» propose une représentation spectrale lissée, avec une identification des pics de fréquence plus facile à lire. Cette méthode sera très performante sur des échantillons de petite taille.

La méthode la plus couramment utilisée est la méthode des transformées rapides de Fourier (FFT) proposée en 1981 par Akselrod et al. (Akselrod et al. 1981). L'analyse spectrale ou spectrale repose sur les travaux de Fourier[5] sur la décomposition des signaux en série. Elle aura pour but de repérer dans la suite d'intervalles RR, des fréquences correspondantes aux boucles de contrôle des voies du SNA.

Loi de Fourier :

[5] **Jean Baptiste Joseph Fourier** est un mathématicien et physicien français né le 21 mars 1768 à Auxerre et mort le 16 mai 1830 à Paris. Il est connu pour ses travaux sur la décomposition de fonctions périodiques en séries trigonométriques convergentes appelées séries de Fourier et leur application au problème de la propagation de la chaleur.

« Tout signal périodique est décomposable en une somme de fonctions sinusoïdales. »

Partant du double postulat que tout signal est périodique et stationnaire mais également qu'il se reproduit à l'infini, la méthode des transformées de Fourier permet la décomposition en une somme de fonctions périodiques avec des fréquences et amplitudes distinctes que l'on pourra placer sur un périodogramme (Figure 91). De par sa nature, le périodogramme est une suite de données qui n'est pas échantillonnée régulièrement. Pour calculer la densité spectrale de puissance par les méthodes classiques comme la transformée de Fourier, il est donc nécessaire d'interpoler le signal du périodogramme à une fréquence plus élevée. Le périodogramme est modifié en utilisant une interpolation de type cubique à 10 Hz (Figure 61.) (Nocua 2011). Cette étape préalable est indispensable pour la décomposition fréquentielle.

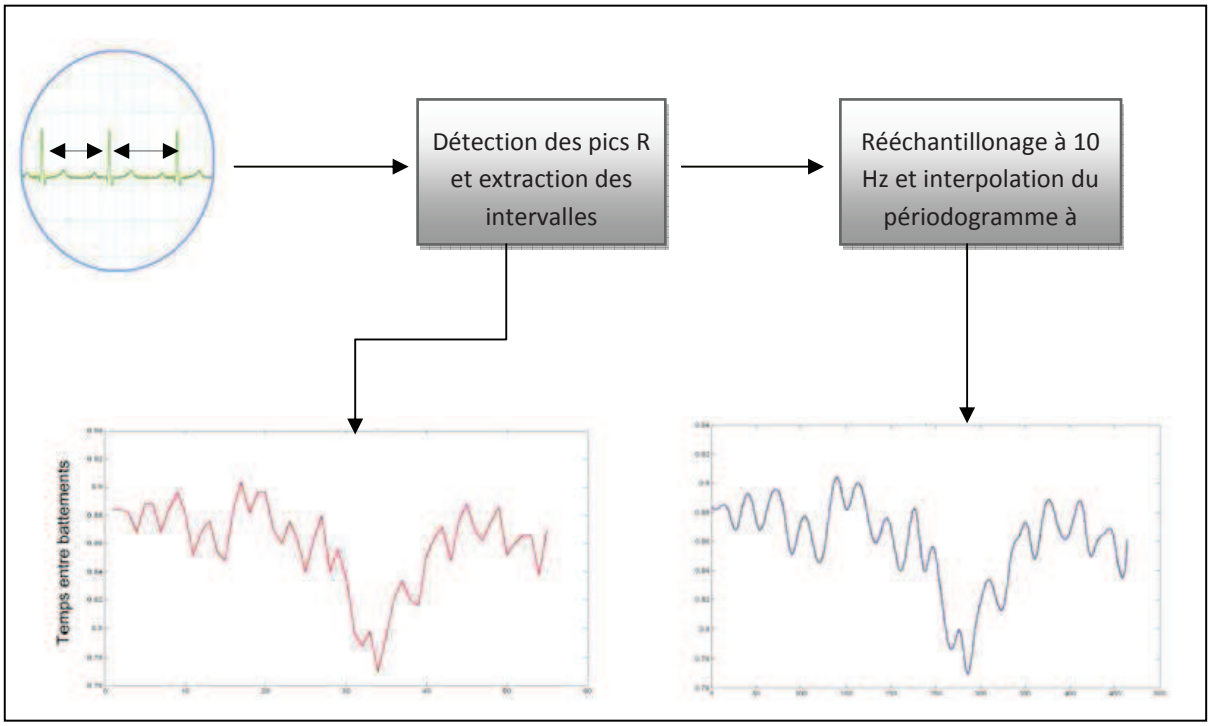


Figure 61. Schéma descriptif du traitement du signal pré analyse spectrale par des FFT.

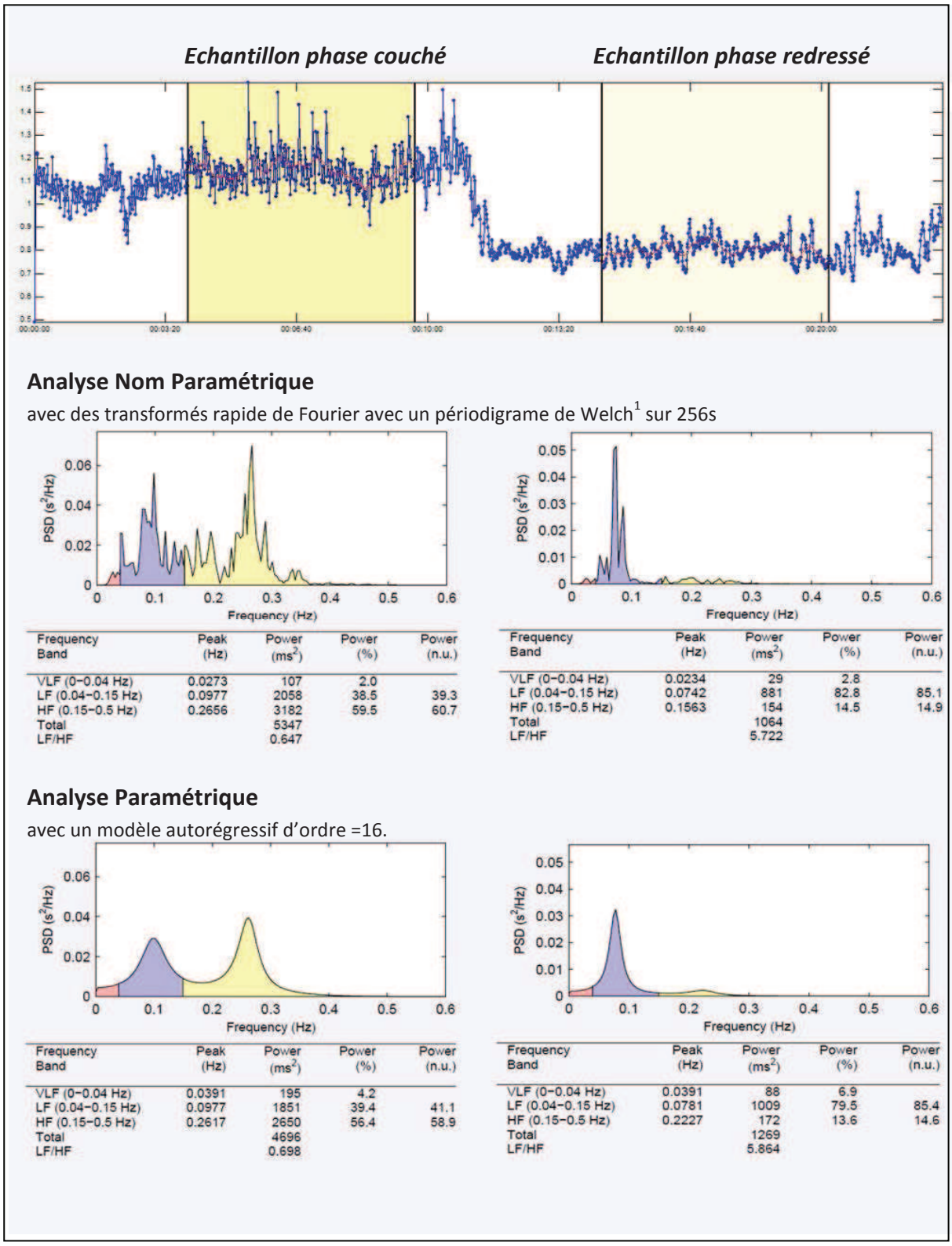
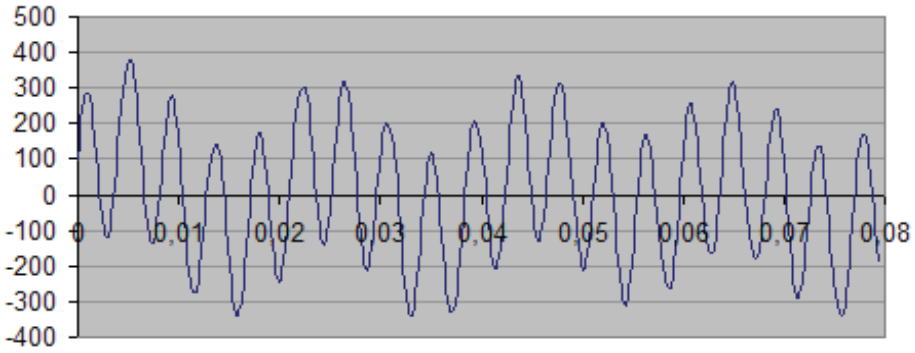
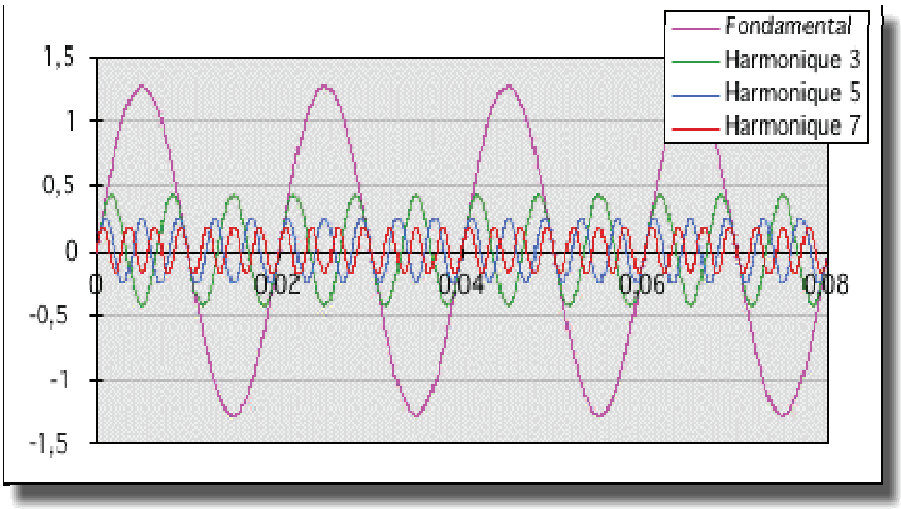


Figure 62. Illustration de l'analyse fréquentielle « paramétrique » (a et b) et « non paramétrique » (c et d) sur les deux phases d'un « Tilt Test », couché à gauche et redressé à droite avec un sujet sain. Analyse et représentation faites avec le logiciel Kubios Analysis.

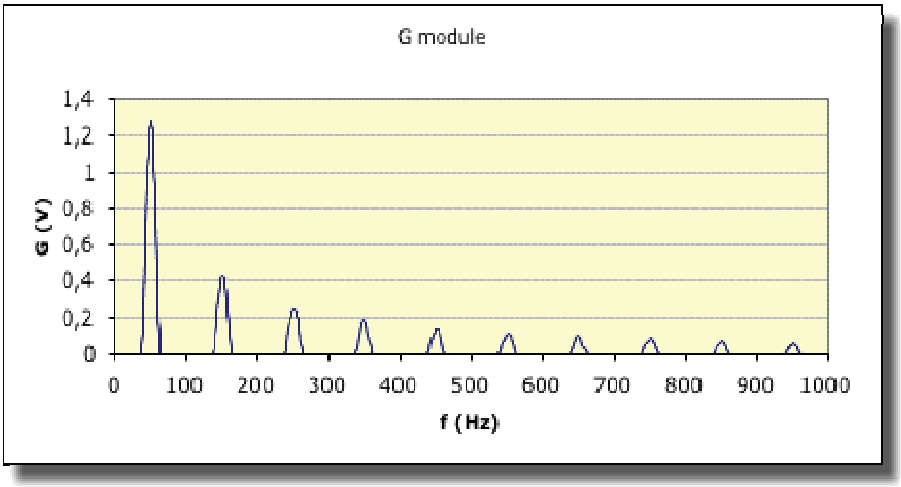
[1] La **méthode de Welch** fournit un estimateur consistant de la densité spectrale de puissance. Le biais de l'estimation est diminué en moyennant temporellement et en réduisant le bruit aux dépens de la résolution en fréquence.



Exemple de signal stationnaire



Décomposition du signal de base en une somme de fonctions sinusoïdales de fréquences et d'amplitudes différentes. La fréquence avec la plus grande intensité est appelée fondamentale



Création d'un périodigramme reprenant les différentes fonctions avec les fréquences en abscisse et la puissance de ces fonctions en ordonnée.

Figure 63. Illustration de la décomposition fréquentielle de Fourier.

(2) Les bandes de fréquences

Pour une évaluation du SNA, on décompose généralement le spectre en différentes bandes de fréquences.

- Les **Hautes Fréquences** (HF) sur une plage de 0,15 à 0,40 Hz. Les fréquences inclues dans cette bande possèdent des amplitudes de 2,5 à 6,6 secondes (1/0,15 = 6,6 ; 1/0,4 = 2,5) Ce qui correspond à des boucles de régulations à très court terme, inférieures à 7 secondes. Du point de vue physiologique, les boucles de contrôle de cet ordre sont quasi exclusivement liées au SNP. Cette bande de fréquences situées sur la partie droite du spectre (Figure 64) reflète donc une activité parasympathique.
- Les **Basses Fréquences** (BF) correspondent à la plage de 0,04 à 0,15 Hz. Ce qui correspond à des boucles de régulation d'amplitude de 6,6 à 25 secondes. On les trouve sur la gauche du spectre (Figure 64). Physiologiquement, cette bande de spectre englobe l'activité du SNS mais également une partie de celle du SNP. Sur cette bande de fréquences, on trouve généralement un pic autour de 0,10 Hz appelé « onde de Mayer ». Les mécanismes liés à ce pic ne sont pas encore complètement élucidés mais il semble qu'il y ait un lien entre celui-ci et la régulation baroréflexe de la PA (Task Force 1996)

Pour ces deux bandes de fréquences, l'analyse peut être réalisée dès 5 minutes d'enregistrement avec une définition suffisamment fine pour obtenir de bons résultats.

- Les **Très Basses Fréquences** (VLF) de l'anglais Very low Frequency, sont comprises entre 0,0033 et 0,04 Hz soit des boucles de régulation d'amplitude de 25 à 303 secondes. L'énergie dans cette bande reflèterait la thermorégulation (Brenner et al. 1997) du corps ainsi que la vasomotricité lente (Task Force 1996) .

- Les **Ultra Basses Fréquences** (ULF) de l'anglais Ultra Low Fréquency : cette bande de fréquences va de 0,00001 à 0,0033 Hz soit des boucles de régulation d'amplitude de 303 à 10 0000 secondes. Elle n'est utilisable que sur des échantillons de minimum 24 heures.

Pour prétendre analyser ces bandes de fréquences, il est nécessaire d'avoir un échantillon au minimum 10 fois supérieur aux modulations que l'on souhaite repérer. Il convient donc d'avoir des enregistrements de plus de 50 minutes pour les VLF.

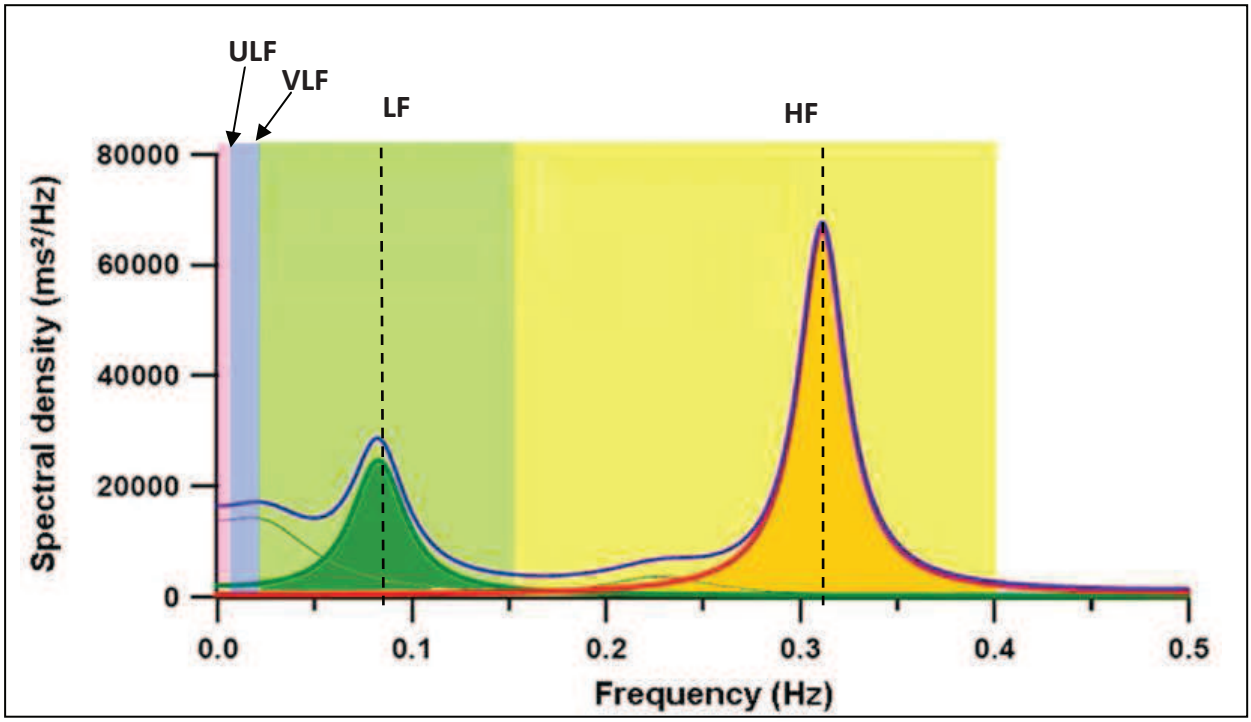


Figure 64. Illustration des bandes de fréquences de l'analyse spectrale

(3) Les paramètres mesurables de l'analyse spectrale

Pour toutes ces bandes, il est possible de quantifier la puissance correspondante : la puissance est représentée par la surface plus foncée sous la courbe ci-dessus. Cette puissance est directement reliée au tonus du SNS et SNP. De plus, le repérage du pic de fréquence, symbolisé par les lignes en pointillés sur la Figure 64 donne des indications sur la fréquence dominante des boucles de contrôle.

La puissance des bandes HF, LF, VLF et ULF est donnée en ms². La Puissance Totale (PT) peut être calculée comme la somme des puissances pour des fréquences supérieures à 0,04 Hz (HF + LF) (Tarvainen et al. 2014).

Les puissances sont nommées comme suit :

ULF : Puissance de la bande Ultra Basse Fréquence (en ms²)
VLF : Puissance de la bande Très Basse Fréquence (en ms²)
BF : Puissance de la bande Basse Fréquence (en ms²)
HF : Puissance de la bande Haute Fréquence (en ms²)
LF/HF : Ratio de la bande Basse Fréquence sur les Haute Fréquence
PT : Puissance Totale de la bande Basse Fréquence + Haute Fréquence (en ms²)

On trouve plus fréquemment les valeurs de LF et HF de manière normalisée. Dans ce cas, les valeurs sont rapportées sur (LF + HF) et multipliées par 100. On obtient donc :

$\mathbf{LF_{Norm}}$ = LF / (LF + HF) X 100

$\mathbf{HF_{Norm}}$ = HF / (LF + HF) X 100

Ici l'unité ne sera donc plus la ms² mais une unité normalisée notée n.u.

Ce mode de représentation nous permet de comparer le niveau d'implication du SNP et SNS dans des situations où la PT est différente, et ainsi obtenir une idée de la balance sympatho-vagale.

Les valeurs de pic de fréquence sont données en Hz, elles correspondent à l'abscisse du périodogramme à laquelle se situe chacun de ces pics. Ils sont notés :

$\mathbf{LF_{peak}}$: Pic de fréquence sur LF

$\mathbf{HF_{Peak}}$: Pic de fréquence sur HF.

Ce marqueur nous renseigne sur la fréquence dominante présente sur la bande considérée. Ce mécanisme nous permet de vérifier que la respiration est synchronisée avec la bande des HF.

b) La méthode « Coarse Graining Spectrale Analysis » (CGSA)

La méthode dite « Coarse Graining Spectrale Analysis » a été présentée par Yamamoto et Hughson 1991 (Y. Yamamoto et Hughson 1991). Cette méthode n'est pas très éloignée de la méthode précédemment expliquée. Elle part du fait que dans le signal brut (périodogramme), une partie composant le signal est harmonique et une autre est non harmonique (pas fréquentielle). Le reste de ce signal est considéré comme du bruit ou des composantes fractales (cela sera abordé plus loin dans ce mémoire).
Lors du premier traitement, cette méthode extrait le bruit qui entoure les bandes de fréquences, principalement les LF, pour ne garder que les composantes harmoniques.

Lorsque l'on utilise cette méthode, les BF sont considérées de 0 à 0,15 Hz et sont influencées par l'activité du SNS et SNP alors que les HF sont définies sur une bande de 0,15 à 0,5 Hz et représenteront l'activité du SNP.

Il apparait que le CGSA possède quelques avantages par rapport à la méthode fréquentielle. Cette méthode donne des résultats plus probants à l'exercice (Yamamoto et al. 1992; Yamamoto et al. 1991). Elle est peu influencée par la durée de l'échantillon et n'est pas ou peu modifiée par une modification de la fréquence respiratoire (Yamamoto et Hughson 1991).

4. L'ANALYSE TEMPS FREQUENCE

L'analyse temps fréquence est une variante de l'analyse spectrale. Ce type d'analyse intègre le concept de variabilité à court terme sur une période de temps plus longue. Le procédé d'analyse est identique à l'analyse spectrale que l'on répète sur une multitude de période, elle peut également être appelée « fenêtre glissante ».

Ce procédé peut se réaliser sur des échantillons dont la durée est suffisamment longue. On procède à l'identification de fenêtres sur lesquelles sera faite une analyse spectrale (non-paramétrique) du type FFT. Pour définir l'analyse temps-fréquence, il faut définir la taille de la fenêtre qui sera utilisée et le décalage de temps entre les différentes fenêtres. Il n'est pas obligatoire que les fenêtres soient dissociées : elles peuvent se chevaucher comme le montre la Figure 65. Plus le décalage est petit, plus le nombre de fenêtres sera important. Il faut cependant prendre garde à celui-ci car chaque intervalle défini fera l'objet d'une analyse spectrale demandant une grande puissance de calcul.

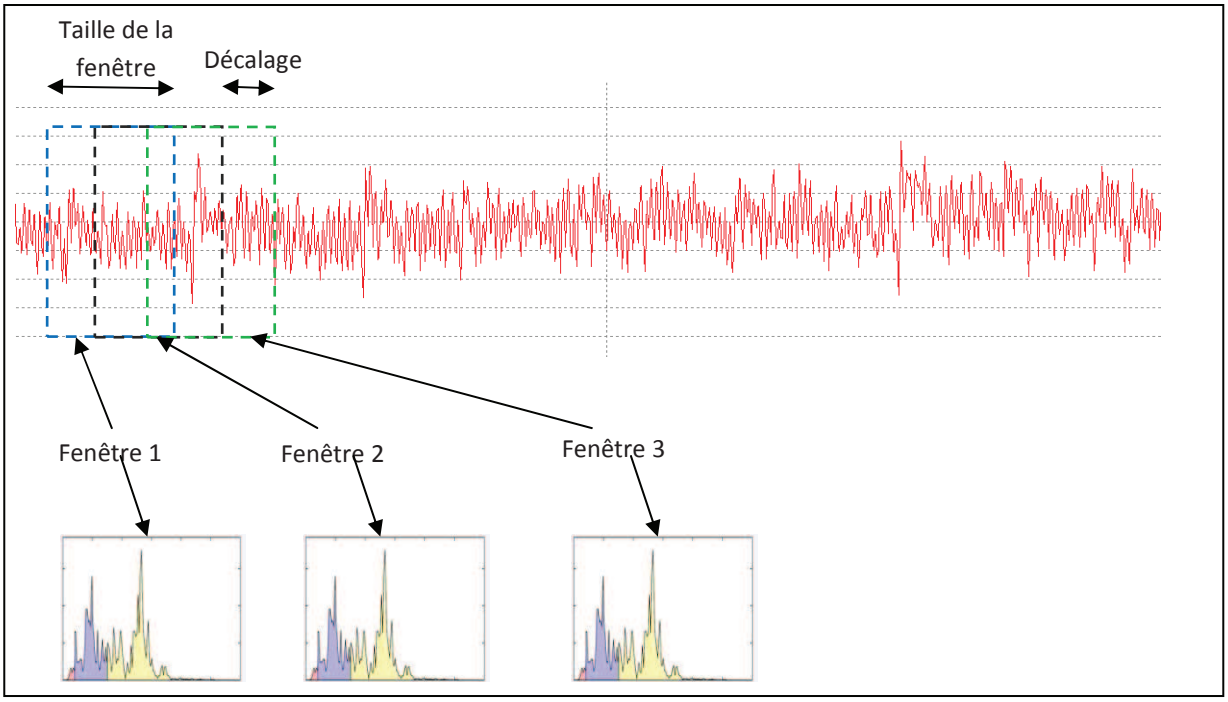


Figure 65. Illustration de la décomposition en fenêtres et de l'analyse Temps - Fréquence

Ce type d'analyse a pour intérêt d'évaluer les évolutions du tonus des voies du SNA ainsi que le repérage de pic de fréquence dans le temps. Il est ainsi possible de mieux se rendre compte de modulation du contrôle cardiaque autonome et de suivre son évolution. Cette méthode permet également l'utilisation de fenêtre réduite où il sera plus aisé de postuler un état stable et stationnaire. Cette analyse peut se représenter visuellement par deux types de représentation graphique 3D : le spectrogramme (Figure 66 a.) et une seconde avec des échelles de couleurs (Figure 66 b.) aussi appelée scalogramme. Cette représentation en couleur est plus difficile à lire, l'ordonnée devient l'axe des fréquences alors que l'abscisse

représentera le temps. L'intérieur de cette zone sera alors colorié en fonction de l'échelle de couleurs ici située à en dessous.

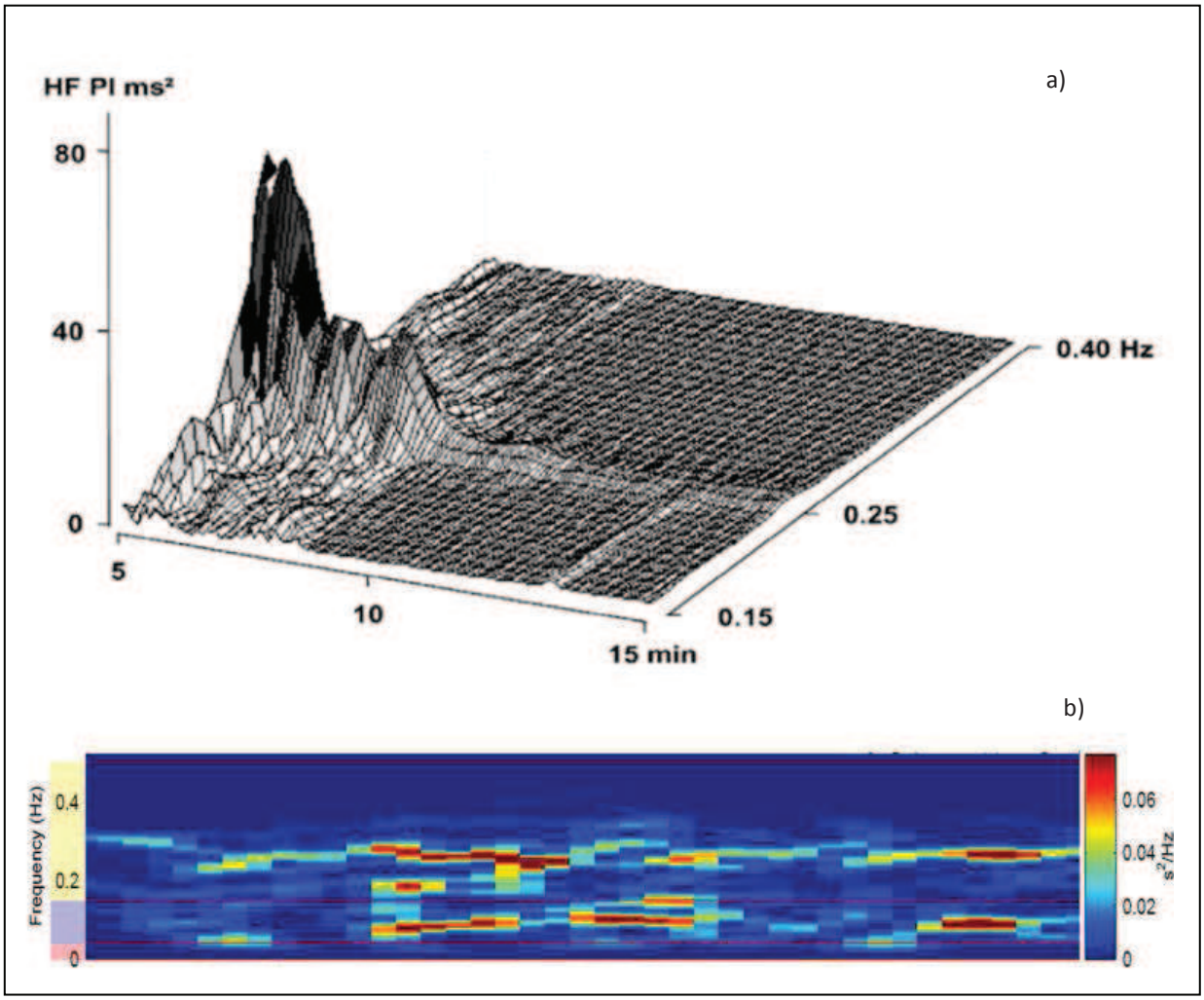


Figure 66. Représentation graphique de l'analyse temps fréquence, a) spetrogramme sur une période de repos basse intensité, b) Scalogramme sur une période de repos

Cette méthode d'analyse temps fréquence possède un fonctionnement simple mais la taille fixe de la fenêtre impose plusieurs limitations importantes. Dans un premier temps si la fenêtre temporelle est de courte durée il ne sera pas possible de discriminer des basses fréquences, et dans un second temps les densités spectrales obtenues pour des fenêtres successives peuvent connaitre des variations importantes. Cela se matérialise par des ruptures brutales dans le spectrogramme. Au contraire, si les fenêtres utilisées sont grandes les spectres obtenus pour chaque analyse contiendront une multitude d'informations et les pics de fréquence seront alors difficiles à discerner. Cette limitation majeure est issue du principe d'Heisenberg-Gabor qui décrit que lorsque que l'on applique une analyse spectrale à un signal, on ne peut augmenter la résolution temporelle sans diminuer la résolution fréquentielle et inversement. Pour pallier à ce phénomène il est possible d'utiliser une analyse par Pseudo- Wigner-Ville lissée.

5. L'ANALYSE PAR PSEUDO- WIGNER-VILLE LISSEE.

L'analyse par Pseudo- Wigner-Ville lissée est issue des travaux de Wigner que Ville a appliqué au traitement de signal. Cette méthode permet de convertir un signal exprimé en fonction du temps en une représentation temps fréquence. Pour chaque instant (t) du signal, cette méthode permet de générer un spectrogramme instantané. N'étant pas sensible au principe d'incertitude d'Eisenberg-Gabor, la pseudo Wigner-Ville lissée possède une meilleure précision que la transformée de Fourier à court terme mais nécessite un lissage pour éliminer les interférences (Pseudo Wigner-Ville). Cette méthode peut connue a cependant déjà été utilisée pour l'analyse de la VFC chez le sportif à l'effort pour l'analyse de périodogramme à l'exercice (Cottin 2004, Cottin 2007, Cottin 2008, Filliau 2015) notamment pour la détermination des seuils ventilatoires sur la base de la suite d'intervalle R-R.

6. L'ANALYSE PAR ONDELETTES

La décomposition en ondelettes est une méthode proche de l'analyse temps fréquence. Pour des courtes durées stationnaires, ces méthodes sont interchangeables. La méthode de décomposition en ondelettes est cependant plus adaptée dès que l'échantillon est non stationnaire, ce qui est très fréquent pour des variables physiologiques.

La méthode des ondelettes vient de Jean Morlet[6] en 1983 qui a créé cette méthode pour l'analyse des signaux sismiques car la méthode fréquentielle ne suffisait pas à caractériser les constantes qu'il mesurait. A la différence de l'analyse spectrale, la méthode des ondelettes n'utilise pas que des fonctions sinusoïdales mais une ondelette de forme définie appelée « ondelette mère » que l'on peut modifier par dilatation et translation. Il existe une multitude d' « ondelette mère » pouvant constituer un signal (Figure 67l.).

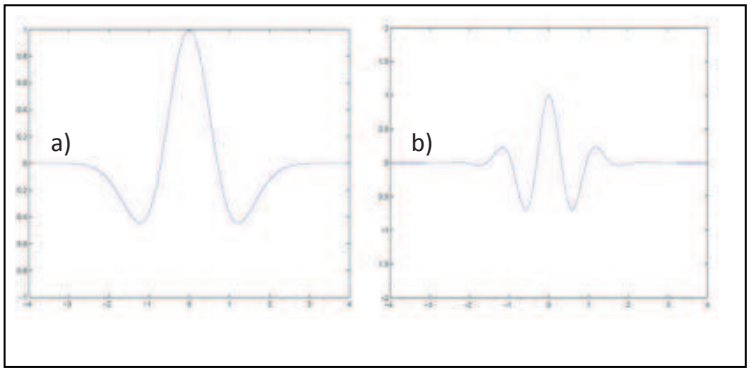


Figure 95. Exemple d'ondelette mère, a) l'ondelette en chapeau Mexicain, b) l'ondelette de Morlet

Le processus de transformation en ondelettes consiste à réduire le signal de base en une somme d'ondelettes de dilatation et translation différentes. Une fois ce procédé accompli, il

[6] **Jean Morlet** (né à Fontenay-sous-Bois le 13 janvier 1931, mort à Nice le 27 avril 2007), est un géophysicien français qui a été le pionnier dans le domaine de l'analyse des ondelettes en collaboration avec Alex Grossmann. Morlet a inventé le mot « ondelette » pour décrire des équations similaires à celles existantes depuis environ les années 1930.

est possible de placer sur un périodogramme de manière identique à la méthode des fenêtres glissantes pour obtenir des informations de fréquence et de puissance comme le montre la Figure 68.

La décomposition en ondelettes permet de voir l'impact de différentes fréquences sur le signal. Une fréquence d'ondelettes peut rester muette sur une période donnée puis apparaître sur le signal ponctuellement. La représentation graphique de celles-ci peut se faire sous la forme d'un scalogramme identique à celui de l'analyse Temps - Fréquence avec FFT (Figure 66 b).

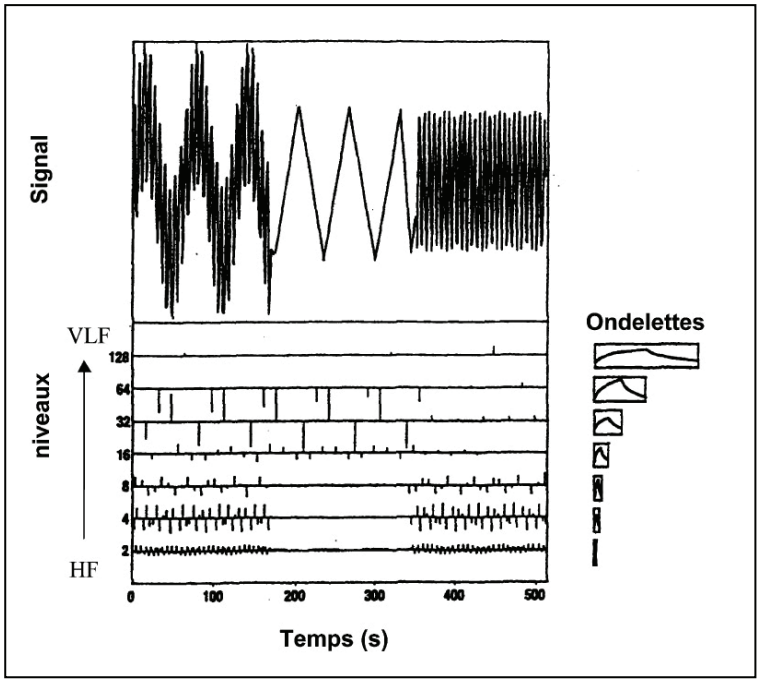


Figure 96. Illustration de la décomposition en ondelettes, extrait de Wavelet transform to quantify heart rate variability and to assess its instantaneous changes V. Picot Journal of Applied PhysiologyPublished 1 March 1999 Vol. 86

Cette méthode d'analyse est utilisée dans plusieurs études pour le suivi de plusieurs types de sportifs comme les coureurs de fond (V. Pichot et al. 2000) ou les nageurs (Chalencon et al. 2012).

7. L'ANALYSE NON LINEAIRE.

L'analyse non linéaire est de plus en plus utilisée pour l'analyse de la VFC. Ce mode d'analyse issu de la théorie du chaos, suggère que les séries de variables physiologiques ne sont pas constituées que de composantes linéaires ou harmoniques mais aussi d'éléments imprévisibles de l'on peut caractériser (Huikuri et al. 2003; Goldberger 1990; Goldberger et al. 2000). Le terme chaos n'a pas le sens premier que l'on emploie habituellement. Cette terminologie est utilisée pour traduire le caractère imprédictible d'événements. Cela peut dans certaines situations avoir des implications catastrophiques d'où le sens commun du mot, mais initialement ne correspond pas à cela.

La méthode de Poincaré est dans certains cas considérée comme non linéaire, mais cette méthode de calcul est plus proche des méthodes statistiques ou géométriques. Nous ne l'avons donc pas classée dans les méthodes non-linéaires.
On trouve communément quatre familles différentes pour cette typologie d'analyse : l'analyse fractale, l'évaluation de la complexité du signal, de son entropie et la représentation de récurrence.

a) L'analyse fractale

L'analyse fractale est issue de la géométrie fractale. Ce concept d'images imbriquées pouvant être multipliées à l'infini a été décrite par Benoit Mandelbrot[7] en 1974. Cette théorie permet la réalisation d'objet et de structure sur la base d'objet simple à la fois par récurrence (qui revient plusieurs fois), par homothétie (de différente taille) et de manière aléatoire et/ou ordonnée. On peut voir sur le modèle fractal des créations naturelles comme la structure d'une montagne, le brocoli ou la structure pulmonaire. On peut également créer de toutes pièces des structures fractales ou reproduire des éléments naturels comme la feuille de fougères (Figure 69.).

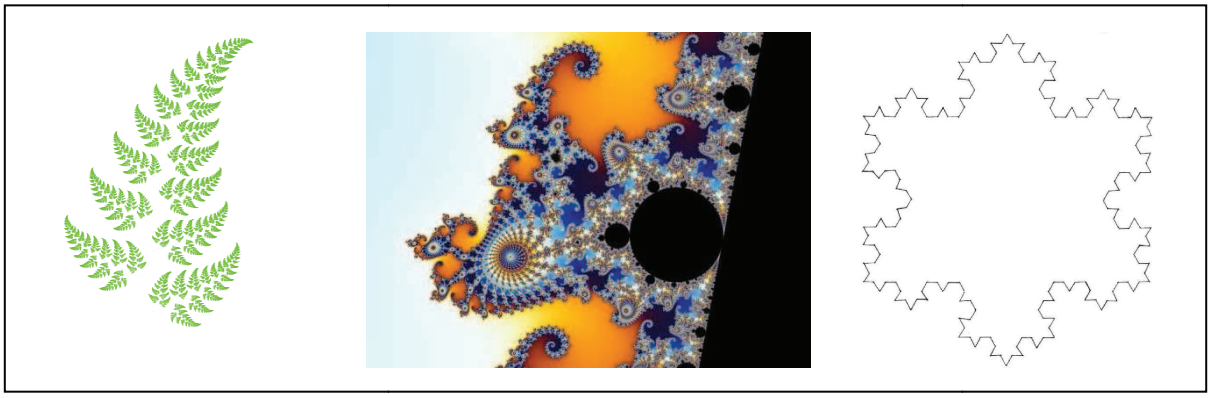


Figure 69. Exemple d'images avec des composantes fractales, de gauche à droite : la feuille de fougère, l'hippocampe de Mandelbrot, le flocon de neige.

L'analyse fractale ne vise pas à construire des éléments mais à repérer dans le signal les éléments fractals qui le constituent. Contrairement aux ondelettes, ces éléments peuvent être de nature et forme différentes mais dans des tailles homothétiques (de même forme générale mais avec une taille différente) (Kamath 2012)(Figure 70.).

L'aspect fractal se trouvera dans la mesure du coefficient de Corrélation de Dimension (CD) que l'on peut retrouver sous le nom de D2. Ce coefficient évalue la complexité et l'étrangeté du signal en estimant la dimension fractale d'attracteurs représentés par un ensemble de

[7] **Benoît Mandelbrot** est un mathématicien franco-américain, né à Varsovie en 1924 et mort le 14 octobre 2010 à Cambridge, dans le Massachusetts. Il a travaillé au début de sa carrière sur des applications originales de la théorie de l'information, puis a développé une nouvelle classe d'objets mathématiques : les objets fractals ou fractales.

points. Elle considère le nombre de paires de points dont le décalage temporel mutuel est inférieur à un décalage donné. Cet index ne donne pas une idée très précise car il est extrêmement difficile de quantifier la complexité. Cependant, on peut retenir que plus CD est grand, plus le signal est complexe.

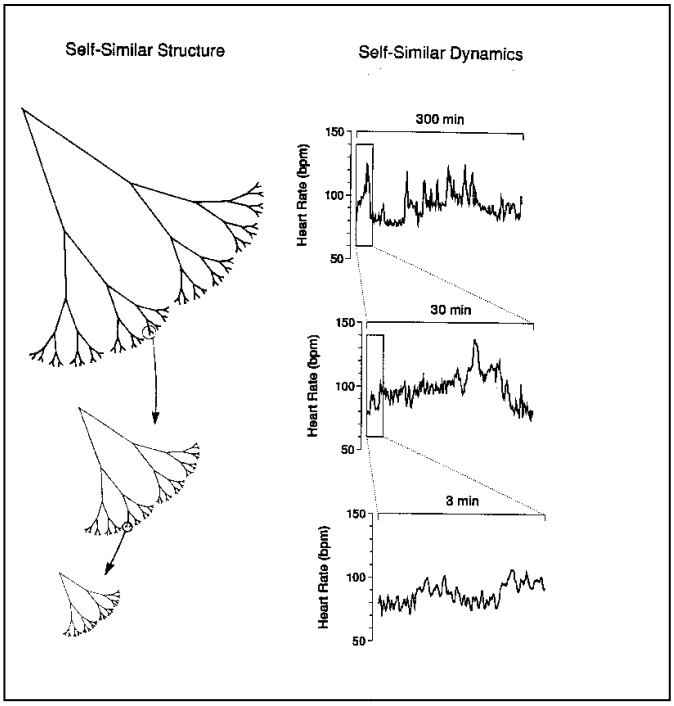


Figure 70. Illustration de structures fractales dans le signal

b) Detrended Fluctuation Analysis (DFA)

La méthode DFA (Detrend Fluctuation Analysis) permet de mesurer l'autocorrélation d'une série et donc sa prédictibilité (Markad V. Kamath, Morillo, and Upton 2012). Après l'intégration du signal, cette méthode recherche des corrélations dans celui-ci. Chaque segment repéré (Figure 71.) est représenté par un point sur un graphique à échelles logarithmiques (Figure 72.). Dans ce graphique, une régression linéaire est établie sur les points correspondant aux fluctuations à court terme (4 à 16 intervalles) ainsi que sur ceux de 16 à 64 pour les fluctuations à long terme. Le coefficient directeur de ces deux segments nous donne les éléments sur le caractère prédictif de la série.

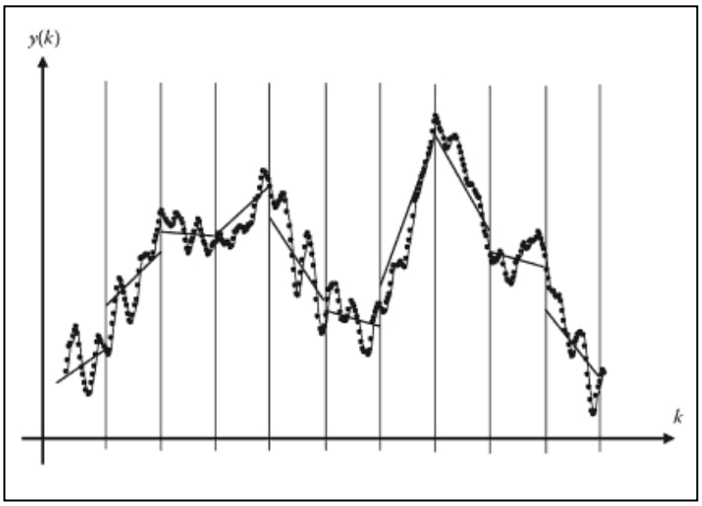


Figure 71. Illustration de la méthode d'intégration en DFA

On note α1 le coefficient directeur des fluctuations à court terme et α2 celui pour les fluctuations à long terme.

Si α < 0,5 : corrélation opposée, les grandes valeurs sont suivies de petites
Si α = 0,5 : Bruit blanc, la série n'est pas corrélée
Si α > 0,5 : corrélation, les grandes valeurs attendent de grandes valeurs
Si α = 1 : Bruit rose, le système est en équilibre
Si α > 1 : Différents bruits, la série est aléatoire et ne comporte pas de corrélation
Si α = 1,5 : Bruit brun, Système complètement aléatoire.

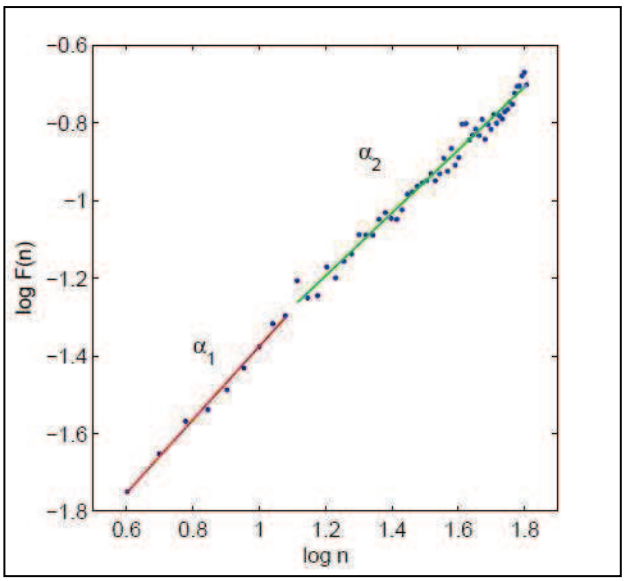


Figure 72. Représentation de la méthode DFA avec α1 (4 < n < 16)et α2 (16 < n < 64).

c) L'entropie

En mathématiques, l'**entropie** est une quantité réelle mesurant en un certain sens la complexité d'un système dynamique. Cette entropie peut être mesurée de plusieurs façons différentes mais nécessite un signal sans bruit (données non pertinentes dans la mesure) (Pincus et Goldberger 1994).

L'**Approximate Entropy** (ApEn) a été développée par Steven Pincus spécialement pour étudier le caractère prédictif et régulier de la FC (Pincus et Goldberger 1994). Ce système modélise le signal en vecteurs de différentes longueurs pour évaluer si certains enchainements reviennent avec récurrence (Figure 73.). L'ApEn est spécialement conçue pour l'analyse des séries de courte durée (<200 points) sans bruit.

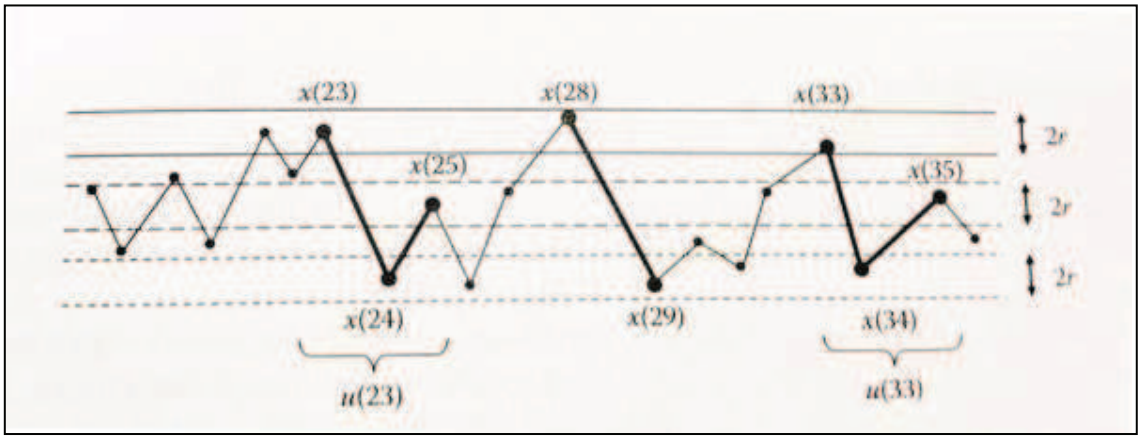


Figure 73. Recherche d'enchainement vectoriel dans le signal

Dans la méthode de calcul de Pincus, l'ApEn fait appel à un coefficient de tolérance « r » basé sur le calcul de 0,2 x SDNN qui induira un nombre de points « N » proportionnels. Pour l'interprétation, on considère que plus le signal comporte des patterns répétitifs et plus ApEn sera petit. A l'opposé, un signal peu prédictif possèdera un ApEn élevé

Le **Sample Entropy** (SampEn) est basé sur la même conception que l'APpEn. Sur des périodes courtes (<200 points), les méthodes sont équivalentes. Le SampEn permet l'analyse sur des échantillons plus longs en séparant « r » et N. Son interprétation est identique à ApEn : à savoir plus l'indice est élevé, plus le signal sera prédictif. Ce type d'indice peut permettre d'obtenir des informations dans le cas de réponses antagonistes du SNA. On retrouve cette situation lors de contractions isométriques (Weippert et al. 2014)

d) La récurrence

L'analyse de la quantification de la récurrence est une méthode non-linéaire d'analyse de données pour l'étude des systèmes dynamiques. Elle quantifie le nombre et la durée des récidives d'un système. Cette méthode a été mise en lumière à partir de 1994 par Webber (Webber et Zbilut 1994) puis Trulla (Trulla et al. 1996). Cette méthode s'appuie sur

l'élaboration d'une représentation créée de lignes verticales et horizontales par symétrie selon une diagonale (Figure 74). Sur cette représentation, on observe les parcelles de récurrence avec en noir les 1 et en blanc les 0. Cette méthode de quantification de la complexité est très efficace et offre de très bonnes réponses sur des séries non-stationnaires.

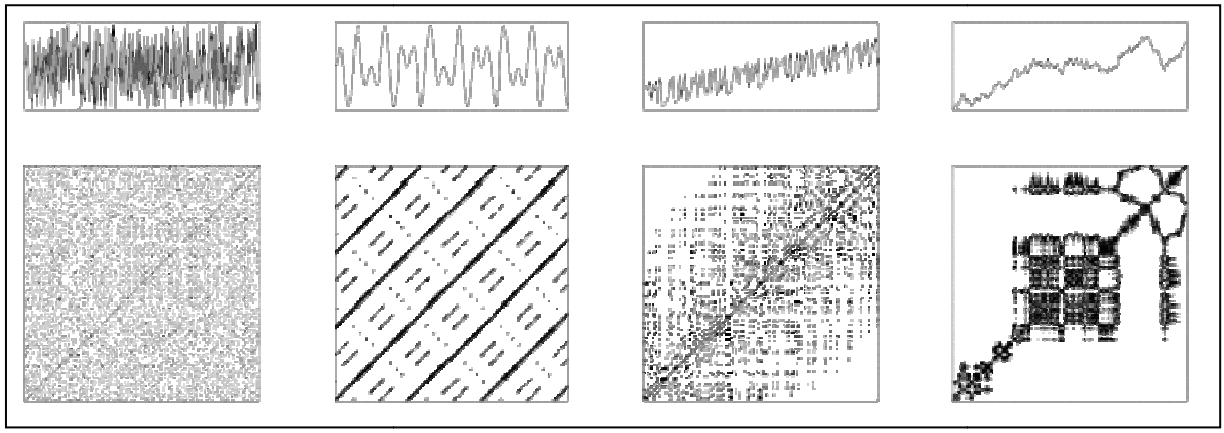


Figure 74. Exemples de Graphiques de récurrence, créés à partir de différents signaux.

Ce graphique peut être quantifié par plusieurs paramètres :

- La **Récurrence** (REC) ou RQA qui représente le pourcentage de 1 dans le graphique ou la dominance du noir sur le graphique,
- Le **Déterministe** (DET) qui correspond au nombre de points qui constituent des diagonales,
- L'**Entropie de Shanon** (ShanEn) qui qualifie la distribution du signal,
- La longueur moyenne des lignes,
- La longueur maximale des lignes.

Les différentes méthodes d'analyse de la VFC sont issues de modélisations mathématiques d'horizons très distincts. Aux vues des théories utilisées, chaque méthode possède des avantages et inconvénients, ainsi que des limites pour l'utilisation dans différentes situations ou pour les signaux recueillis. Pour certains types d'analyses comme la méthode fréquentielle, la relation avec l'approche physiologique est très claire et facile à expliquer. Dans d'autres cas avec des modèles d'analyse non-linéaire, l'aspect global est compréhensible mais les mécanismes restent flous. Des successions d'évaluation et d'analyse avec ces indices devraient permette d'établir des relations en fonctions des situations et d'enrichir les expériences pour mieux comprendre le processus.

Tableau récapitulatif des indices de l'analyse de la VFC

Indice	Famille	Unité	Signification
RR moyen	Temporelle	ms	Un RR moyen faible indique un tonus du SNP élevé
SDNN	Temporelle	ms	Il renseigne sur la variabilité globale, marqueur du SNP
RMSSD	Temporelle	ms	Marqueur de l'activité du SNP
PNN50	Temporelle	%	Marqueur de l'activité du SNP
VFC index	Temporelle		Il renseigne sur la variabilité globale, marqueur du SNP
TINN	Temporelle	ms	Il renseigne sur la variabilité globale, marqueur du SNP
SD1	Géométrique/non linéaire	ms	Marqueur de l'activité du SNP
SD2	Géométrique/non linéaire	ms	Marqueur de l'activité du SNS
SD1/SD2	Géométrique/non linéaire	-	Marqueur de l'activité du SNS
ULF	Fréquentielle	ms²	
VLF	Fréquentielle	ms²	Régulation hormonale, thermorégulation
LF	Fréquentielle	ms²	Indicateur de l'activité du SNS et SNP
Lfnorm	Fréquentielle	% ou u.n	Indicateur de l'activité du SNS et SNP
LFpeak	Fréquentielle	Hz	
HF	Fréquentielle	ms²	Indicateur de l'activité du SNP
Hfnorm	Fréquentielle	% ou u.n	Indicateur de l'activité du SNP
HFpeak	Fréquentielle	Hz	
LF/HF	Fréquentielle	-	Indicateur de la balance sympatho-vagal
PT	Fréquentielle	ms²	Représente l'activité globale du SNA
ApEn	Non-linéaire	-	Plus l'indice est élevé et plus le système est prédictible
SampEn	Non-linéaire	-	Plus l'indice est élevé et plus le système est prédictible
Correlation dimension, D2	Non-linéaire	-	Plus CD est grand et plus le signal est complexe.
DFA, alpha 1	Non-linéaire		En dessous de 1, il y a des corrélations dans le signal et donc de la prédictibilité. Si supérieur à 1, il n'y a pas de bonne prédictibilité, si supérieur à 1,5 la série est complètement aléatoire
DFA, alpha 2	Non-linéaire		En dessous de 1, il y a des corrélations dans le signal et donc de la prédictibilité. Si supérieur à 1, il n'y a pas de bonne prédictibilité, si supérieur à 1,5 la série est complètement aléatoire
Récurrence	Non-linéaire	battements	Indique le niveau de prédiction du signal

E. LES SITUATIONS D'EVALUATION DU SNA AVEC L'ANALYSE DE LA VFC

Comme évoqué précédemment, l'analyse de la VFC a pour objectif l'évaluation du SNA. Dans des contextes cliniques, les tests classiques sont utilisés pour l'évaluation d'une éventuelle dysautonomie. Parmi ces modes d'évaluation, on retrouve les tests d'Ewin avec le test « Cold Pressor », le Tilt Test, le test avec contraction isométrique de l'avant bras, les manœuvres de vasalva… Ces différentes situations d'évaluation répondent à une fonction de diagnostic du SNA et vérifient son bon fonctionnement. Dans ce présent document, nous traiterons les situations d'analyses utilisées et utilisables pour l'évaluation de l'activité du SNA en lien avec l'activité physique.

1. L'ANALYSE DE LA VFC SUR UNE PERIODE DE REPOS STABLE

L'analyse de la VFC doit s'opérer sur une période pendant laquelle le SNA est stationnaire. Si on place l'organisme au repos avec une période de retour au calme suffisamment longue, on obtient sans mal cette situation de stationnarité. Pour ce type de mesure, il est d'usage d'être dans un environnement sans bruit ni lumière vive (lumière tamisée). Le sujet doit être au calme sans pour autant s'endormir. La température doit être neutre pour que le sujet n'éprouve aucune sensation de chaud ou de froid pour qu'il n'y ait pas d'influence de la thermorégulation (Brenner et al. 1997). Il est préférable que le sujet ne réalise aucun mouvement et ne subisse aucune influence extérieure pouvant perturber l'état stable.

Dans cette situation et malgré les efforts pour contrôler l'environnement, une multitude de paramètres (décrits plus loin) pourront encore influencer la mesure. Dans ce contexte, une dizaine de minutes sont suffisantes pour établir une évaluation de l'état du SNA. L'analyse sera effectuée sur la seconde partie du signal, lorsque celui-ci est le plus stable.

2. L'ANALYSE DE LA VFC PENDANT UN TILT TEST OU UN STAND TEST

Le Tilt Test est un test de redressement passif d'un sujet. Il se réalise sur une table de vericalisation manuelle ou électrique. Après une période de repos en situation allongée (10 min), on redresse le sujet pour une nouvelle période de repos en situation verticale (10min). Cette manœuvre provoque un stress venant perturber l'homéostasie cardiovasculaire duquel nous pourrons analyser la réaction de l'organisme. Le « Stand Test » est un test similaire au tilt test à la différence que le redressement est effectué par le sujet. Il n'y a pas de table de redressement dans ce cas, le sujet par lui même en situation verticale. Ces deux tests peuvent être utilisés pour diagnostiquer et caractériser les syncopes vaso-vagales (malaise vagal). Ces tests permettront d'évaluer deux différents segments : le premier couché et le second debout. La première partie est équivalente à la période de repos stable du paragraphe précédent et la seconde partie permet d'évaluer la réaction du SNA à un stress : l'orthostatisme (Mourot et al. 2004b). Lors d'un Tilt test, le stress correspond à un

redressement passif réalisé par la table. Selon le protocole, l'angle de redressement peut différer. On utilise généralement 60° ou 80°, ce qui est la quasi verticalité.

Ces situations mettent en avant la balance sympatho-vagale (Figure 62.) qui correspond à la réponse de l'organisme à ce stress (Montano et al. 1994). Il y aura donc trois éléments à analyser : la phase en position couchée, la phase redressée et le ratio couché/redressé. Dans ce cas, on réalise l'analyse sur une phase stationnaire couchée et sur une phase en position redressée, puis l'on établit le ratio entre les paramètres couchés et sur la phase verticale.

Réaction au tilt test chez le sujet sain

Lors de l'orthostatisme, l'effet de la gravité provoque une répartition des fluides notamment celle du sang vers les bas. Ce flux sanguin descendu dans les viscères abdominaux et les jambes (500 à 1000 ml) provoque une modification de la pression artérielle, avec légère diminution de la pression systolique et une augmentation de la pression diastolique. Cela entraîne chez le sujet une levée du frein vagal qui se matérialisera par une augmentation rapide de la FC accompagnée d'une augmentation du tonus sympathique augmentant les résistances périphériques pour permettre une amélioration de retour veineux (Benditt et al. 1996). Sur le plan de l'analyse de la VFC, on constate une diminution des marqueurs du tonus SNP comme HF ou RMSSD et une augmentation des marqueurs du SNS après le passage à l'orthostatisme (figure 62).

Le tilt test chez le sportif en bon état de forme

De manière générale, il est admis que l'entraînement provoque à moyen terme des améliorations sur le contrôle cardiaque autonome. On peut constater cet effet sur l'analyse de la VFC lors de situations de repos (sans stress) (McAllister 1998), également sur l'analyse de en situation de stress orthostatique (Gimenez et al. 1982, Mourot et al. 2004, Tordi et al. 2001).

A la suite de protocole d'entraînement on repère généralement des une augmentation de la variabilité globale et une augmentation du contrôle cardiaque autonome (Mourot et al. 2004) (Figure 75). Les adaptations provoquées par l'entraînement sont majoritairement visibles au repos avec une augmentation de HF, PT et SDNN, RMSSD couplées à une bradycardie. En situation redressée, on observe généralement une légère diminution de la FC, et une augmentation de la PT et de LF témoignant d'un meilleur contrôle cardiaque autonome et d'une augmentation de SDNN et RMSSD.

	Trained	
Supine rest	Before training	After training
R–R interval (ms)	901.0 ± 116.4	1012.3 ± 167.1 [a]
TP (ln)	3.1 ± 0.5	3.4 ± 0.5 [a]
LF (ln)	2.0 ± 0.6	2.0 ± 0.7
HF (ln)	2.6 ± 0.5	2.9 ± 0.6 [a]
LF/HF (ln)	–0.6 ± 0.6	–0.7 ± 0.5
SDNN (ln)	58.3 ± 30.6	76.8 ± 39.5 [a]
rMSSD (ln)	55.2 ± 30.2	86.4 ± 43.8 [a]
	Trained	
60° *upright*	Before training	After training
R–R interval (ms)	718.4 ± 41.6 [b]	790.6 ± 134.5 [b]
TP (ln)	2.8 ± 0.3	3.1 ± 0.2 [a]
LF (ln)	1.9 ± 0.5	2.4 ± 0.4 [a]
HF (ln)	2.2 ± 0.3	2.2 ± 0.4 [b]
LF/HF (ln)	–0.3 ± 0.5	0.3 ± 0.5
SDNN (ln)	42.5 ±12.0	52.9 ± 10.4 [a]
rMSSD (ln)	29.4 ± 7.7 [b]	35.1 ± 8.5 [b]

Figure 75. Effet de l'entraînement en SWEET sur certains marqueurs de l'analyse de la VFC. Mourot et al. 2004

Le tilt test et sportif fatigué et surentraîné

Le test tilt par son protocole permet l'évaluation de deux situations différentes et donne plus de profondeur à l'analyse que le seul état de repos. Récemment un Schmitt et al. publient des travaux (57 athlètes élite, 1063 tests) retraçant plusieurs années d'analyse de la VFC pendant des Stand-tests et objectivent les résultats avec l'analyse de questionnaires de la Société Française de Médecine du Sport (Schmitt et al. 2013). Ces travaux originaux montrent différents profils pouvant se dessiner chez de sportifs type aérobie avec l'apparition de surmenage et/ou surentraînement (score supérieur à 20 au Questionnaire SFMS1).

- **hypertonie orthosympathique**

Le sujet présente une activité sympathique dominante en situation couchée ainsi qu'une augmentation de la FC au repos. Lors du passage à l'orthostatisme le ratio LF diminue contrairement à ce qui est attendu (Figure 76).

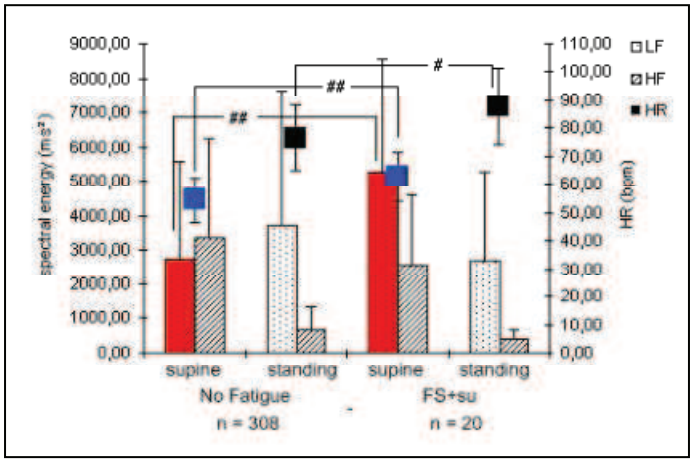


Figure 76. Profil d'athlète fatigué hypertonique orthosympathique

- **hypotonie ortho et parasympathique**

Pour ce profil d'athlète fatigué on note une diminution importante du contrôle cardiaque autonome en situation couchée ainsi qu'une diminution importante de la variabilité globale.

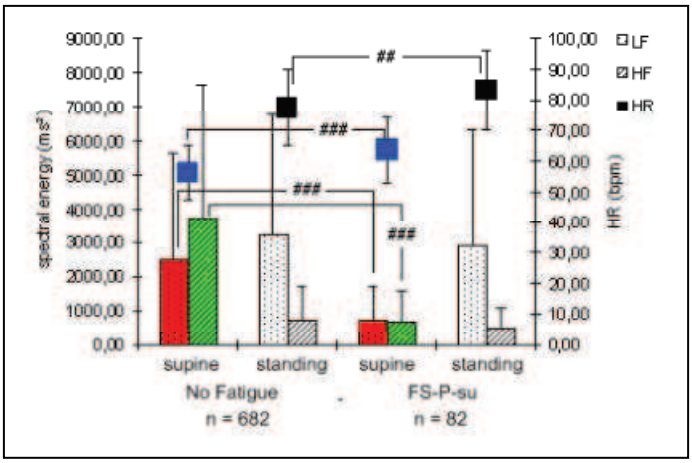


Figure 77. Profil d'athlète fatigué hypotonique orthosympathique et parasympathique

- **Hypertonie parasympathique**

Ce type de profil est sans aucun doute le plus pernicieux puisque les modifications peuvent s'apparenter aux améliorations produites par l'entrainement. On note dans ces cas une nette augmentation du tonus du SNP matérialisé par HF en situation de repos. Ce profil se distingue de l'amélioration classique provoquée par l'entraînement par l'absence d'augmentation des LF lors du passage à l'orthostatisme.

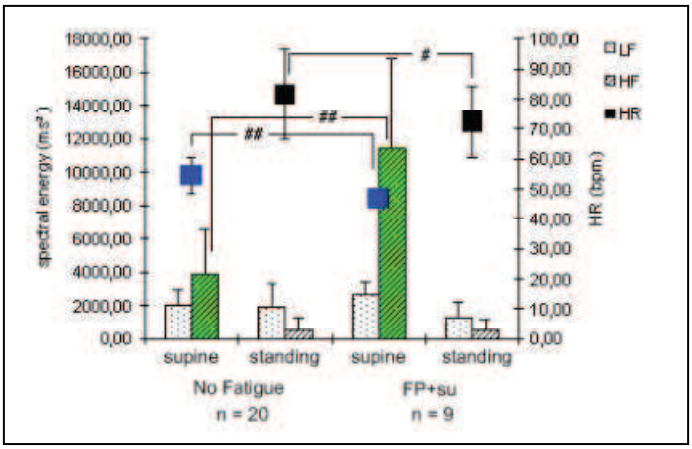


Figure 78. Profil d'athlète fatigué hypertonique parasympathique

- **Hypotonie orthosympathique**

Le profil hypotonique orthosympathique se distingue par l'absence de réaction du SNS. On note une diminution du SNP (diminution HF) conduisant à une augmentation de la FC mais également une diminution des LF contraire à la logique physiologique de ce test. Cette diminution des LF peut conduire à des malaises vagaux pendant la phase de redressement.

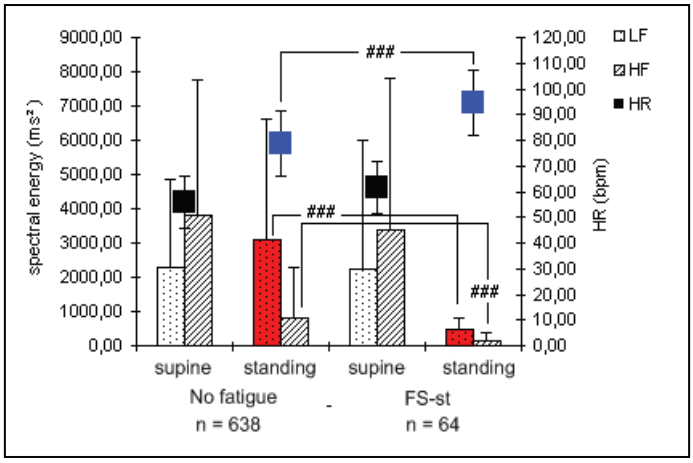


Figure 79. Profile d'athlète fatigué hypotonie orthosympathique

Le test tilt est un excellent moyen d'évaluation de la fatigue et permettrait de définir plusieurs types de profil de fatigue (Schmitt et al. 2013). Cependant les travaux présentés ici ne traitent que de sportifs de discipline majoritairement aérobie, d'autres travaux doivent encore confirmer cette étude.

3. L'ANALYSE DE LA VFC NOCTURNE

Le sommeil est une phase durant laquelle les interactions avec l'environnement sont limitées. L'organisme est à l'état de repos et le SNA joue son rôle de régulation du système cardiovasculaire avec un minimum d'interférences. L'utilisation de la VFC pendant le sommeil est très régulièrement utilisée pour le diagnostic des apnées du sommeil (Citi et al. 2011; Sforza et al. 2012) ou le monitorage du SNA pour diagnostiquer l'état de surmenage (Bosquet et al. 2003; Hynynen et al. 2006a).

a) Description du sommeil

Le sommeil est organisé en différents stades qui classifient l'intensité de celui-ci. La connaissance de ces stades est indispensable pour la réalisation d'une analyse de la VFC car les afférences du SNA sur le cœur ne sont pas du tout les mêmes en fonction ceux-ci (Viola et al. 2004).

- Le premier stade est dit « d'**Eveil** », le sujet peut avoir les yeux ouverts ou fermés avec une activité cérébrale volontaire. Durant cette période, le tonus musculaire est élevé et l'activité oculaire rapide.
- **Le Stade 1** est un état de **transition** entre l'éveil et le sommeil. Sa durée est assez courte (4-5 minutes), c'est un état de somnolence qui précède le sommeil véritable. L'activité oculaire rapide sera remplacée par une activité lente, de grande amplitude et le tonus musculaire sera diminué.

- Le **stade 2** est qualifié de **sommeil léger** tandis que **les stades 3 et 4** constituent le **sommeil profond**. Pendant le sommeil profond l'activité EEG est riche en ondes lentes delta de grande amplitude et le tonus musculaire est au plus bas.

  Les stades 2, 3 et 4 forment le sommeil à **ondes lentes ou orthodoxe**. La différence entre ces trois phases est principalement liée à l'abondance en ondes delta.

- Le **sommeil paradoxal**, est un état de sommeil particulier qui diffère du sommeil à ondes lentes. Cette phase est la période de prédilection de l'activité onirique. Durant cette phase, on retrouve une activité encéphalographique très importante ainsi que des mouvements oculaires très rapides apparaissant en bouffée. Dans cette phase, l'activité musculaire est très faible voire supprimée.

Un sommeil nocturne classique comprend entre quatre et cinq cycles d'alternance de sommeil à ondes lentes puis sommeil paradoxal. L'enchainement de ces phases se réalise sur un rythme ultradien avec une phase de sommeil paradoxal toutes les 90-100 minutes, comme le montre l'hypnogramme (Figure 85). Ce schéma présente l'enchainement des différentes phases de sommeil ainsi que la durée de celles-ci. On s'aperçoit que le sommeil à ondes lentes est abondant en début de nuit tandis que les phases de sommeil paradoxal s'allongent à fur et à mesure de la nuit.

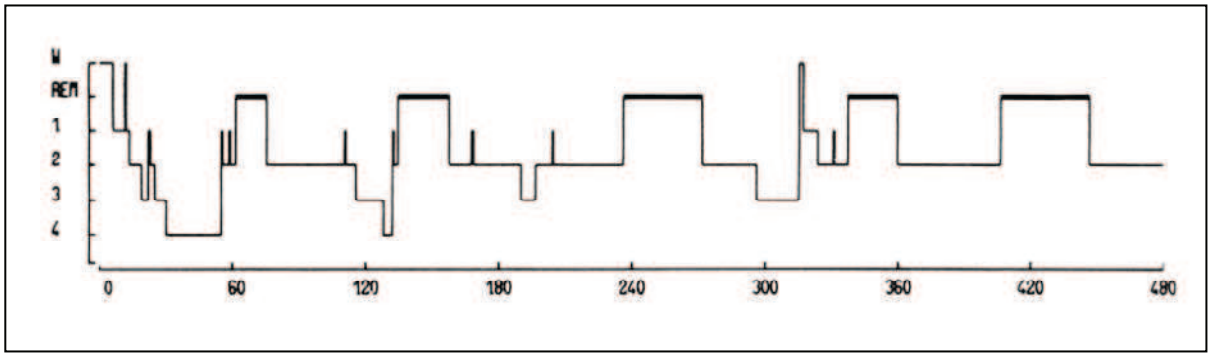


Figure 85. Hypnogramme, représentant une nuit type. W = Eveil, REM = Sommeil paradoxal

b) La Variabilité de la Fréquence Cardiaque pendant les différentes phases du sommeil.

Le sommeil paradoxal et le sommeil à ondes lentes ont des profils très distincts sous le regard de la VFC. Comme le montre la Figure 81, durant le sommeil à ondes lentes l'activité cardiaque est stable et sous l'influence prioritaire du SNP (Boudreau et al. 2013) . On voit se distinguer un pic de fréquence sur les HF tandis que l'analyse de Poincaré montre un nuage compact (SD1 et SD2 plus faible). Au contraire, le sommeil paradoxal montre un périodogramme très erratique, une analyse spectrale avec un pic de fréquence important sur la bande des basses fréquences et un second plus faible sur la bande des HF. Le nuage de

points de l'analyse de Poincaré est très dispersé (SD2 élevé). Sur ces phases de repos, on peut considérer que les influences environementales sur le SNA sont très minimes et que la FC est principalement sous le contrôle du SNA. Dans la pratique sportive, différents travaux montrent qu'il est possible d'utiliser l'analyse de la VFC pendant le sommeil (Pichot et al. 2000; Buchheit 2014; Brandenberger et al. 2005). Pour le suivi d'athlète, il est préférable d'utiliser des périodes de sommeil à ondes lentes qui sont plus stables et offrent des résultats plus intéressants (Bricout, et al. 2010; Buchheit 2014; Brandenberger et al. 2005). Ces périodes seront plus simples à distinguer à l'aide d'un simple tracé de fréquence cardiaque.

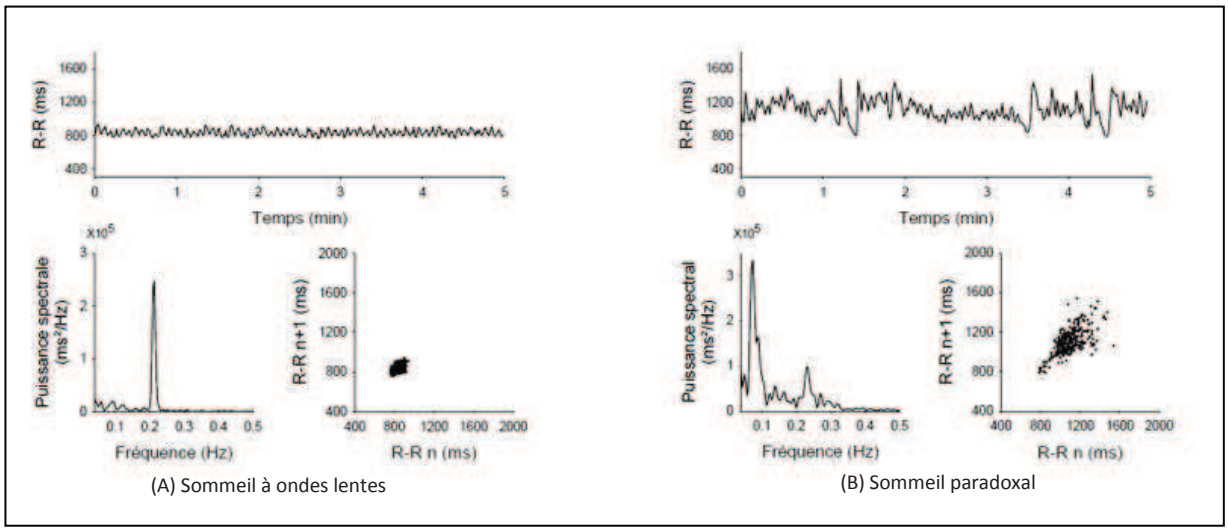


Figure 81. Périodogramme et analyse de la VFC sur une phase de sommeil à ondes lentes (A) et sur une phase de sommeil paradoxal (B). Thèse Viola 2004.

1. *L'ANALYSE DE LA VFC A L'EXERCICE*

a) Approche physiologique

L'analyse de la VFC dépend très largement des conditions dans lesquelles sont réalisées les mesures. A l'exercice, la sollicitation de l'organisme influence l'analyse, et cela en fonction des caractéristiques de l'activité réalisée. Un exercice a plusieurs caractéristiques. D'abord, on peut parler de son intensité et de sa durée. Ensuite, on peut le qualifier suivant sa nature, intermittente ou continue, en donner ces ratios (effort-récupération) si possible. Egalement, on pourra décrire s'il s'agit d'un exercice de force ou d'endurance, s'il comporte des variations de position dans l'espace et s'il s'agit d'une activité cyclique. Afin de décrire les mécanismes mis en jeu lors d'un exercice, nous partirons de l'exemple d'un exercice simple : continu à intensité stable pour décrire les phénomènes mis en jeu.

Pendant une activité physique, le système cardiovasculaire permet d'apporter aux muscles sollicités de l'O_2 et des nutriments et l'extraire du CO_2 et les déchets (Laughlin 1999) mais également de maintenir une PA suffisante pour la bonne perfusion et d'aider à la

thermorégulation. Les réglages effectués sous l'influence de l'intégration des commandes motrices (Mitchell 1985), des réflexes provenant des muscles vers le bulbe rachidien (métaboréflexe) (O'Leary 1993; Fisher et al. 2013) et de l'arc baroréflexe, mais aussi de facteurs chimiques locaux (Iellamo 2001; Aubert et al. 2003). Dans les premiers instants de l'exercice, l'augmentation de la FC est induite par une diminution du tonus parasympathique et potentiellement d'une légère augmentation de celui du sympathique (Gladwell et Coote 2002). Ce mécanisme est entraîné par une accumulation veineuse de sang due aux premières contractions musculaires qui provoquent la stimulation des nerfs des groupes III et IV (Figure 11.) (Haouzi et al. 2004; Haouzi et al. 1999). On retrouve la trace de ces phénomènes dans les résultats de l'analyse spectrale (Brenner et al. 1997; Tulppo et al. 1996) mais également pour le diagramme de Poincaré (Mourot et al. 2004a). Le tonus parasympathique diminue progressivement pour devenir minimal pour une puissance correspondant à environ 30% de la consommation maximale d'oxygène (VO_2 max) (Warren et al. 1997; Yamamoto et al. 1991). Au-delà de cette intensité de travail, les modulations de la FC se feront principalement sous contrôle hormonal avec les catécholamines (Kamath et al. 1991). De plus, dès que l'on passe 60% de la VO_2 max les valeurs d'analyse spectrale et notamment des HF semblent refléter la ventilation par l'intermédiaire de l'Arythmie Sinusale Respiratoire (ARS) (Cottin et al. 2004a; Casadei et al. 1996; Hirsch et Bishop 1981,) qui sera explicitée plus loin dans ce document. Ce mécanisme ainsi qu'un hypothétique retour du baroréflexe (Raven, et al. 2006; Cottin et al. 2008; Raven 2008) entrainent une augmentation de la bande HF (Figure 82) (Renza et al. 2003).

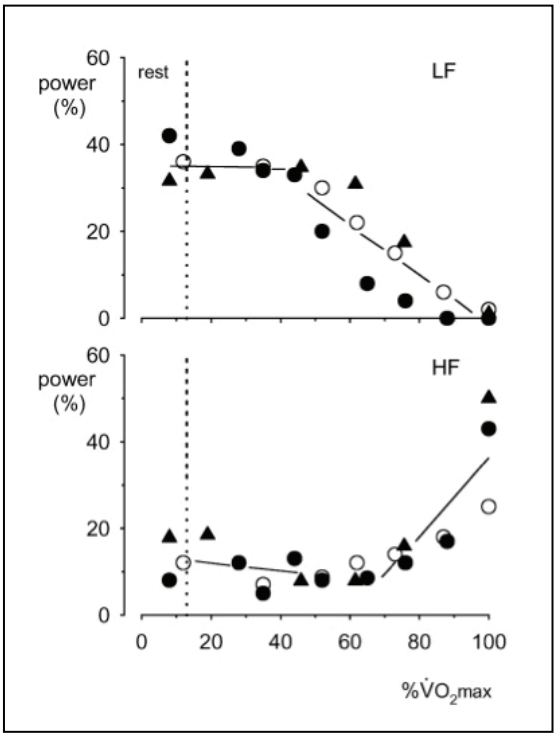


Figure 82. Représentation des valeurs d'analyse spectrale à différentes intensités pour des sujets sédentaires ● ,des sédentaires en altitude ○ , et des sédentaires en position couchée ▲

b) Technique de mesure à l'exercice

Pendant l'exercice physique spontané, il apparait difficile d'obtenir un état de stationnarité nécessaire pour l'analyse, et plus particulièrement pour l'analyse spectrale. Une des premières parades pour réaliser ces mesures consiste à utiliser un exercice à intensité stable (R Perini et al. 1990; Francois Cottin et al. 2004a). Dans le cas d'une activité cyclique comme le vélo ou la course à pied, il est préférable d'utiliser une cadence gestuelle fixe. Cette dernière influence la respiration et la VFC (Blain et al. 2009; Meste et al. 2007a; Lunt et al. 2011). La seconde technique consiste à éliminer du signal la tendance de fond de la FC à augmenter progressivement l'intensité pour maintenir une FC stable (Arai et al. 1989). Dans les deux cas, il parait intéressant de limiter la durée de l'échantillon pour augmenter les chances de stationnarité. Si l'analyse doit être faite sur des périodes plus longues, il est conseillé d'utiliser la technique des fenêtres glissantes (Analyse Temps fréquence) décrites précédemment. De récentes études montrent que l'analyse de la VFC pendant l'exercice dynamique modéré jouit d'une bonne reproductibilité (McNarry etLewis 2012).

2. *L'ANALYSE DE LA VFC POST EXERCICE*

L'activité physique entraîne un trouble de l'homéostasie de l'organisme. L'analyse de la VFC post-exercice peut être réalisée immédiatement à l'issue de celui-ci mais également sur des délais plus longs pour analyser l'impact de l'exercice (Hautala et al. 2001; Buchheit, et al. 2007). Dans le cas d'une analyse immédiatement après l'exercice, il apparait que les indices RMSSD et HFnu sont des indices fiables et reproductibles de la réactivation parasympathique (Buchheit et al. 2007; Buchheit et al. 2007; Dupuy et al. 2012). Le principe de cette mesure consiste à quantifier le délai de la réactivation parasympathique post-exercice (Figure 83) par analyse Temps - Fréquence.

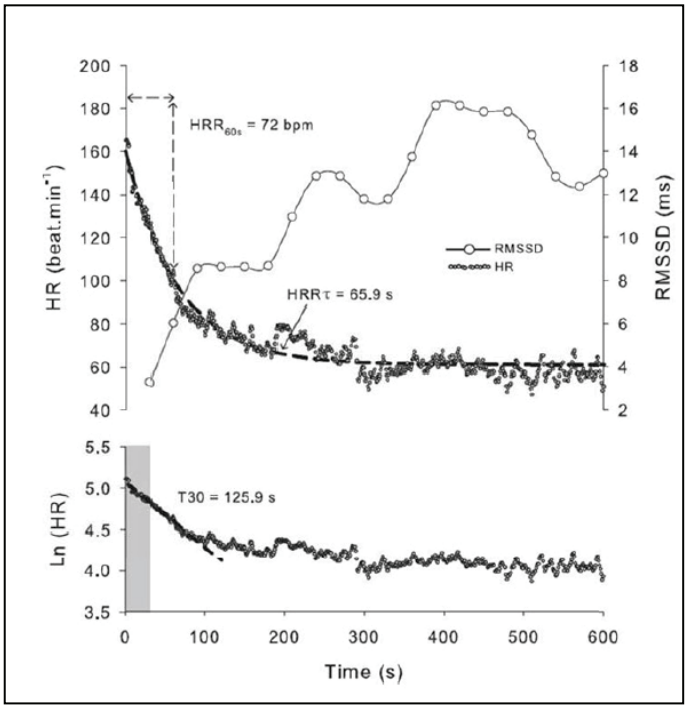


Figure 83. Réactivation parasympathique post exercice avec l'utilisation de l'indice RMSSD en temps fréquence.

L'exercice physique induit une augmentation de la concentration en adrénaline et noradrénaline circulantes et également une accumulation de métabolites comme l'acide lactique (Vissing 2000). Plusieurs auteurs montrent que l'activité sympathique est influencée par la présence de ces éléments : adrénaline (Renza et al. 2003), acide lactique (Buchheit, et al. 2007)… Ceux-ci participent au maintien du métaboréflexe post-exercice induisant une activité sympathique (Gujic et al. 2007) puis après leur élimination progressive laisse la place à un retour du tonus du SNP.

A l'exercice la concentration en adrénaline et noradrénaline augmentent fortement (jusqu'à x 10 pour la noradrénaline et x 4 pour l'adrénaline). L'augmentation de noradrénaline se produit à partir d'une intensité de 50 % de VO_2max alors que l'adrénaline augmente pour une intensité d'environ 70% de VO_2 max. L'augmentation de ces catécholamines participe aux adaptations cardiovasculaires pour assurer de meilleurs échanges gazeux à l'exercice en augmentant la FC et plus généralement préparent l'organisme à faire face à une situation immédiate. Ces hormones surrénaliennes augmentent fortement lorsque la pression partielle en O_2 sanguine baisse. A l'exercice l'adrénaline accélère la glycolyse et la glycogénolyse hépatique pour permettre la création d'énergie nécessaire à l'activité tandis que la noradrénaline augmentera le tonus musculaire des fibres lisses vasculaires augmentant les résistances vasculaires périphériques et ainsi augmentant la PA.

L'exercice impacte la VFC sur des périodes assez longues. Cet impact est identifiable par le biais d'une analyse classique sur des périodes de repos stables à des temps variables post-exercice.

3. L'ANALYSE DE LA VFC SUR 24 HEURES

L'analyse de la VFC sur des périodes de longues durées (≥ 24 heures) permet le repérage d'événement cardiovasculaire particulier. Ce monitorage est régulièrement utilisé pour la surveillance de patients ou pour l'étude du SNA en combinaison avec certaines pathologies comme Parkinson ou le risque d'infarctus du myocarde (Furlan et al. 1990; Niwa et al. 2011; Matveev et Prokopova 2007) . Cette mesure se réalise en équipant une personne d'un Holter ECG, qui permettra d'enregistrer le tracé ECG ou l'intervalle R-R sur une journée (Massin et al. 2000a; Li et al. 2011; Nakagawa et al. 1998). Le signal recueilli pourra être analysé par fenêtres pour reconstituer la cinétique journalière des différents paramètres (Figure 84). Ce mécanisme permet de mettre en avant le rythme circadien des paramètres de la VFC qui existe chez le sujet sain (Matveev et Prokopova 2007).

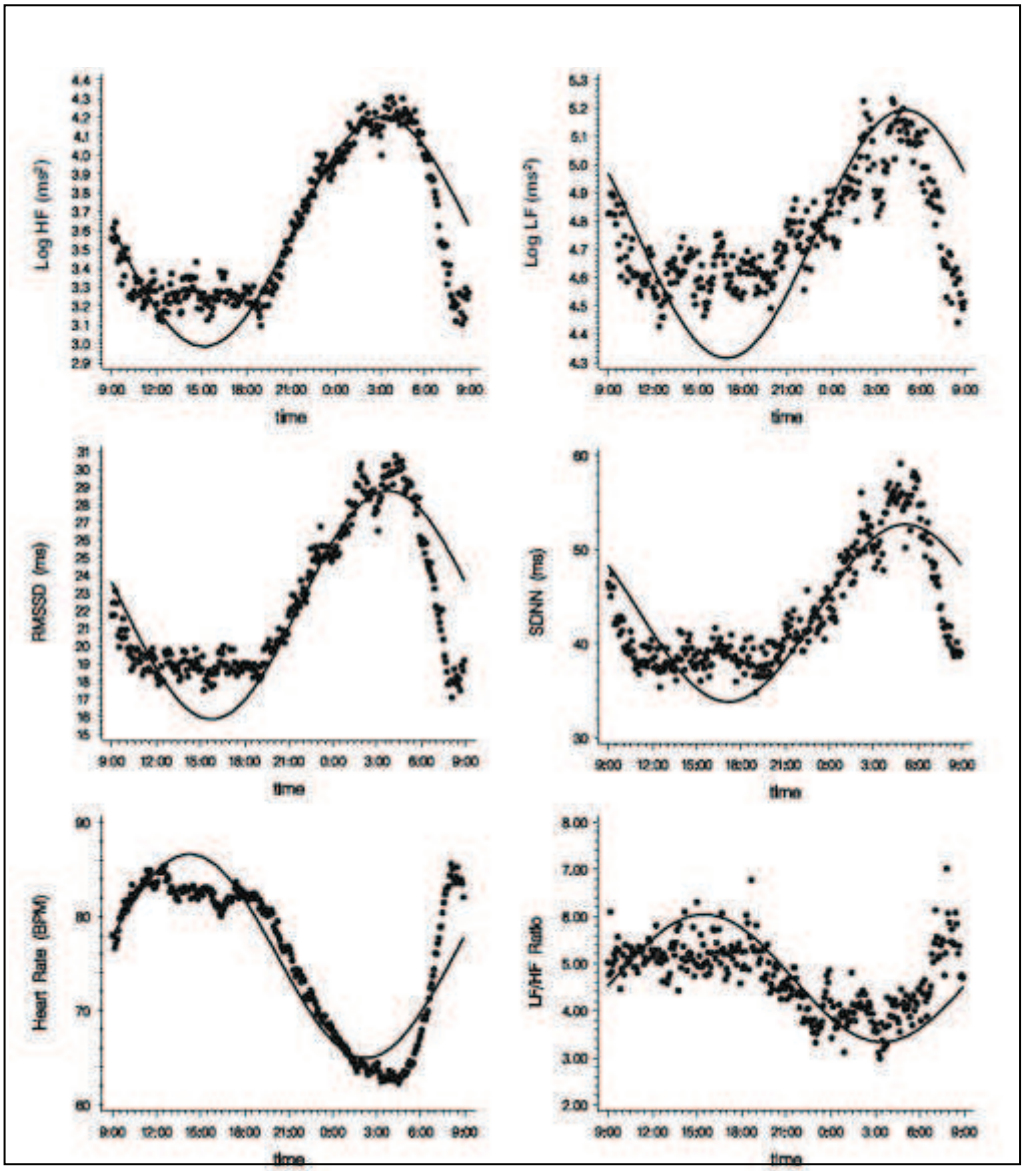


Figure 84. Illustration du rythme circadien de la VFC. Extrait de "The circadian pattern of cardiac autonomic modulation in a middle-aged population" Li et al 2011.

Une fois mis en graphique sur un cycle de 24 heures, il est possible de définir une fonction cosinus qui suit les différents indices de la VFC. La fonction Cosinus obtenue pourra être définie selon l'équation :

$$FVC\ (i) = \boldsymbol{M} + \boldsymbol{A}\ \times\ \cos[2\pi\ \times\ (\mathbf{t} - \boldsymbol{\theta})]$$

Ou **M** est la moyenne de l'indice sur la journée

A est l'amplitude de l'indice autour de la moyenne

T est l'heure ou l'indice temporelle

θ est de l'acrophase, c'est-à-dire le moment ou la courbe est au plus haut.

Dans le cas de mesure ambulatoire de la vie courante, le rythme est bien entendu influencé par des événements de la vie courante comme une activité physique, un repas, le sommeil…

Dans le cas de privation de sommeil ou d'exercice continu, Cottin a pu montrer que le rythme circadien restait préservé malgré l'activité (Cottin et al. 2007) lors de course à pied sur 24h. Egalement sur des épreuves de navigation en solitaire, Portier rend compte de phénomène circadien préservé malgré les conditions (Portier et Guézennec 2007).

III. UTILISATION DE LA VFC ET EXERCICE AIGU/CHRONIQUE

L'analyse de la VFC permet dans un premier temps d'évaluer le contrôle autonome cardiaque de manière indirecte mais non invasive. Un premier intérêt de l'analyse de la VFC est donc d'évaluer l'état du SNA lorsqu'il est utilisé comme témoin pertinent pour le suivi d'un athlète. D'autres applications sont régulièrement utilisées dans l'activité physique. Bien que rassemblées sous la bannière de la VFC, celles-ci n'utilisent pas nécessairement les relations entre la VFC et le SNA, comme par exemple la détection des seuils ventilatoires.

A. REPONSE A L'EXERCICE PHYSIQUE

L'état du SNA peut être utilisé comme un indicateur de la réponse de l'organisme a une activité physique. La réponse de l'organisme est cependant dépendante d'un certain nombre de paramètres. Ces paramètres s'étalent sur deux dimensions :

1 : L'individu (Niveau de pratique, âge, sexe, fumeur, médication, poids…)
2 : L'activité (Nature de l'activité, intermittent/continu, force/endurance, durée, intensité…)

1. EFFET DE LA CHARGE D'ENTRAINEMENT

La charge d'Entraînement (CE) permet à un individu de provoquer un stress sur l'organisme pour espérer obtenir une surcompensation entraînant une amélioration des performances ou simplement de sa santé. La charge d'entraînement est assez difficile à quantifier mais il est communément admis que celle-ci est la multiplication de l'intensité (I) par la durée de la séance (t)

a) Effet de l'intensité de l'exercice

(1) Pendant l'exercice

La régulation de la FC pendant l'exercice est liée à trois mécanismes ; la loi de Franck-Starling[11], une régulation hormonale et les modulations du tonus sympathique et parasympathique du SNA. La première phase d'augmentation de la FC est due à la diminution du tonus du SNP puis à l'augmentation progressive du tonus du SNS en fonction de l'intensité de l'exercice (Maciel et al. 1986; M. P. Tulppo et al. 1996). Au niveau de l'intensité de l'exercice, il semble que le second seuil ventilatoire est un point charnière pour l'analyse de la VFC. Passée cette intensité, l'ensemble des marqueurs subissent une diminution très importante (Martinmäki et al. 2008; Yamamoto et al. 1992). Une fois cette diminution du tonus du SNA le système hormonal assure la tachycardie nécessaire à l'activité physique par l'intermédiaire des catécholamines circulantes (Tulppo et al. 1996; Breuer et al. 1993; Kamath 1991). Certains protocoles utilisent l'analyse de la VFC à

[11] Plus le volume télédiastolique d'un ventricule augmente, plus l'énergie produite par ce dernier pour éjecter le sang sera grande.

l'exercice pour déterminer des variables comme la fréquence respiratoire (Blain et al. 2005) ou les seuils ventilatoires (Mourot et al. 2011). Ces protocoles décrits plus loin dans ce document (III. A. 5. C), ne font pas référence a une association VFC et SNA mais au couplage de la FR avec la FC.

(2) Effet post exercice

Gladwell et ses collaborateurs ont étudié l'impact de l'intensité d'un exercice sur les paramètres de la VFC immédiatement après l'arrêt de celui-ci (Gladwell et al. 2010). Pour un exercice de vingt minutes sur cycloergomètre à trois intensités ; faible, modérée et intense correspondant respectivement à 2, 3 et 4 mmol/L de lactatémie. Il apparait que l'intensité de l'exercice affecte négativement le SNA à l'issue de l'exercice (Figure 85). A l'arrêt de l'activité, par rapport au repos avant l'exercice, on observe une diminution des marqueurs du tonus du SNP avec un retour vers la valeur de base après 30 minutes suivant l'arret de l'exercice. D'autres travaux rapportent des résultats similaires chez le sédentaire (Casonatto et al. 2011) ou chez le sujet entraîné (Seiler et al.2007; Kaikkonen, Nummela et al. 2007, Casonatto et al. 2011). L'intensité de l'exercice entraine une augmentation des métabolites circulants. Il semble que l'organisme a besoin d'éliminer les différents métabolites et de diminuer le niveau d'adrénaline et noradrénaline circulant pour permettre le retour du tonus du SNP à une valeur basale (Al Haddad et al. 2012; Buchheit et al. 2007; Leicht et al. 2008). Pour des exercices d'intensité modérée chez des sujets sportifs, 5 à 15 minutes suffisent pour rapporter le tonus du SNA à son niveau initial (Takahashi et al. 2000; Pober et al. 2004; Zila, et al. 2002).

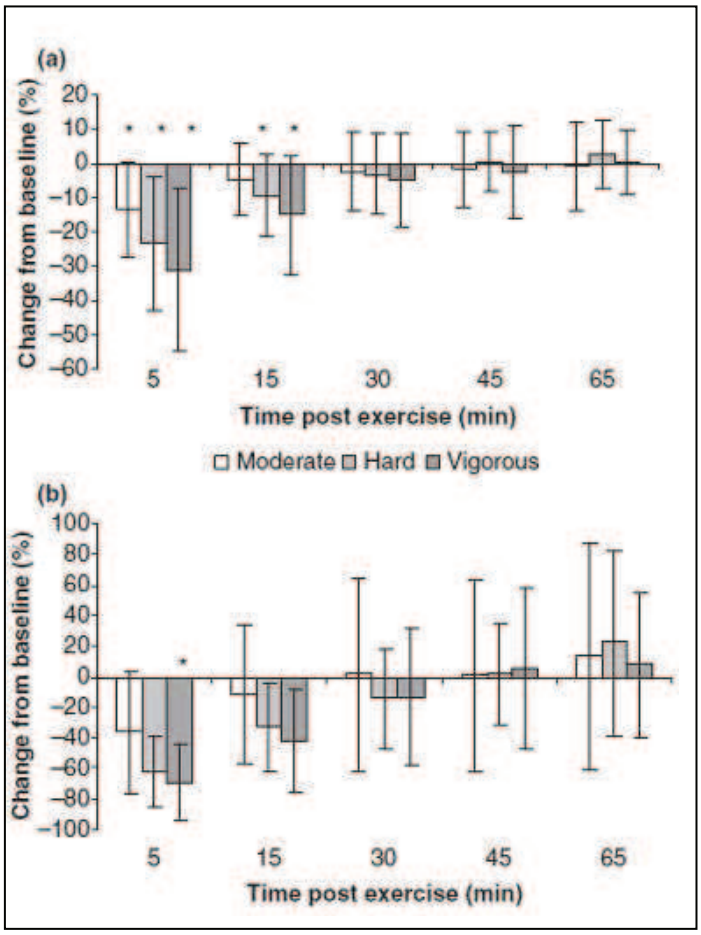


Figure 85. Illustration des paramètres de la VFC a) lnHF et b) RMSSD après 3 intensités d'exercice. D'après "Cardiac vagal activity following three intensities of exercise in humans" Gladwell et al. 2010.

Il a également été rapporté par Hautala (Hautala et al. 2001) que dans le cas d'exercice à intensité maximale et durée très longue, des altérations des indices du SNP pouvaient se retrouver sur les 48 heures suivant l'exercice (Figure 86).

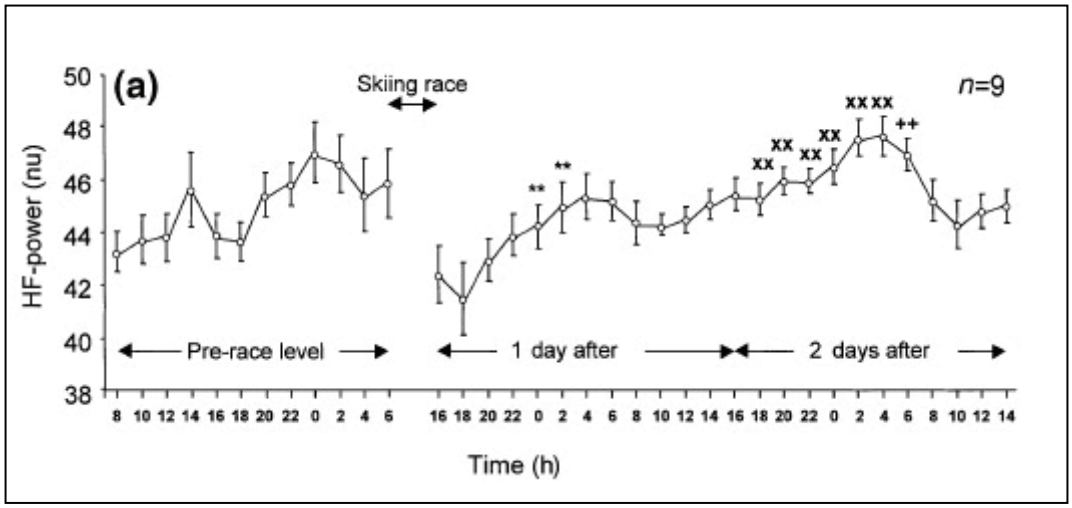


Figure 86. Suivi de HF pré et post exercice intense de longue durée par tranche de 2h.

(3) Effet sur la VFC nocturne post exercice

Nous avons pu constater les effets de l'intensité sur le retour du SNP post exercice. Si l'on s'intéresse maintenant à l'effet de l'intensité sur la VFC nocturne, Myllymäki (Myllymäki et al. 2011) nous montre que pour des exercices de 30 minutes de course à pied, on n'observe pas de différences significatives sur les indices de la VFC pour des intensités faible, modérée et élevée (respectivement à des vitesse correspondant à 45, 60 et 75 % de VO2max) (Figure 87), malgré une augmentation de la FC nocturne.

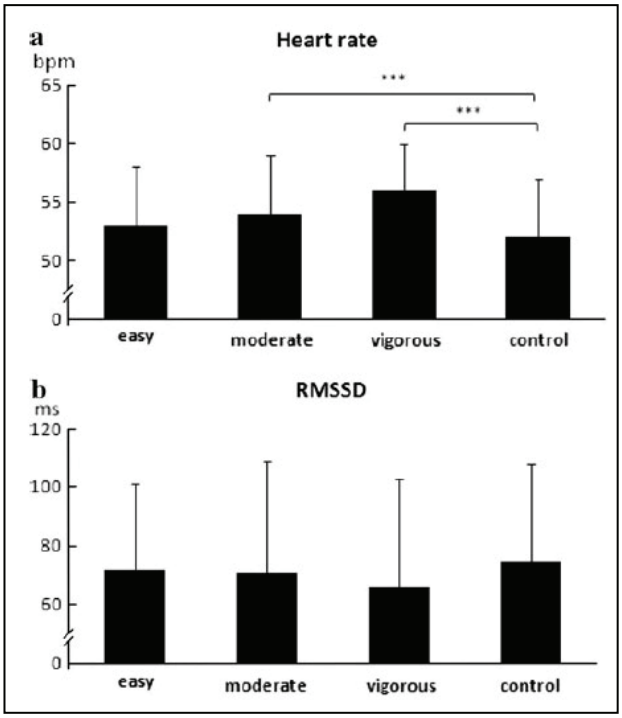


Figure 87. Illustration de la variation nocturne de RMSSD en fonction de « l'intensité d'exercice ».

Il semblerait que pour provoquer des modifications durables se reflétant dans la VFC nocturne ou à long terme, l'intensité ou la durée de l'exercice doivent être très élevées.

b) Effet de la durée

Dans l'étude de Myllymäki précédemment citée (Myllymäki et al. 2011), l'effet de la durée de l'exercice sur les variables de la VFC la nuit suivant l'effort est également testé. Pour des exercices à une intensité de 45% de VO_2max pendant des durées de 30, 60 et 90 minutes, Il apparait que la durée de l'exercice influence également la récupération du SNA. Pour des exercices supérieurs à 60 minutes, la diminution d'un indice tel que RMSSD est plus prononcée que pour une durée de 60 ou 30 minutes (Figure 88). Des résultats identiques ont pu être observés pour des exercices modérés de 50 minutes par Hynynen en 2010 (Hynynen et al. 2010).

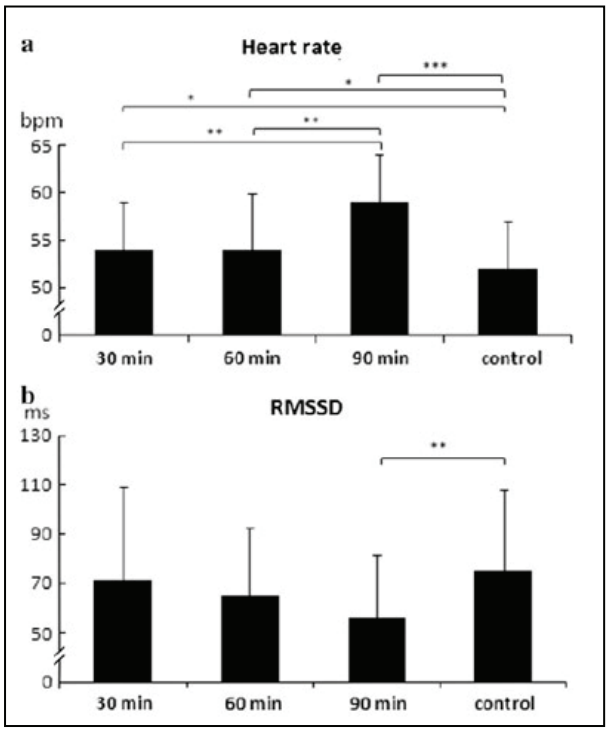


Figure 88. Illustration de la variation nocturne de RMSSD suivant « l'intensité d'exercice.

Il semble que la durée impacte plus sûrement le tonus du SNA suite à l'exercice que l'intensité. Ces études montrent que la durée de l'exercice sous maximal impacte la VFC nocturne suivant l'activité. Cependant on note qu'en dessous de 90 minutes il n'y a pas de différence significative entre les durées d'exercice. On note également une augmentation très marquée de la FC nocturne pour l'exercice de 90 minutes comparativement à 30 et 60 minutes. Cet élément corrobore l'hypothèse d'une persistance d'un niveau élevé de catécholamines circulantes à la suite de l'exercice. Lors d'un exercice de cette intensité, la libération de catécholamines est fonction de la durée de l'effort. A l'arrêt de l'exercice la concentration d'adrénaline rapidement revenir à son niveau basal mais la noradrénaline reste haute ce qui permet le maintien d'un tonus sympathique élevé (Parekh et Lee 2005, Mourot et al. 2004a).

c) Effet du type d'exercice

(1) Intermittent vs Continu

Au delà de la charge d'entraînement, le type d'exercices proposés peut aussi générer des différences sur le tonus du SNA. Plusieurs auteurs ont étudié ces effets sur des modalités d'exercices intermittents vs continus (Mourot et al. 2004; Kaikkonen et al. 2011; Gamelin et al. 2009) ou des exercices de répétition de sprints vs exercices continus (Stuckey et al. 2011; Buchheit et al. 2007). Mourot et al. reportent une diminution plus marquée des indices du SNP dans l'heure qui suit l'arrêt de l'exercice pour un travail en créneau (SWEET) sur cycloergomètre (Gimenez et al. 1982) (45 minutes, 9 fois 4 minutes à puissance du second seuil ventilatoire, et 1 minute à puissance maximale aérobie) par rapport à un exercice constant de même intensité moyenne. Cette étude ne montre pas d'altération après 24h en

position couchée, alors que les deux types d'exercice modifient le tonus du SNA lors du passage redressé. L'étude de Buchheit utilise plusieurs modalités d'exercice bien différentes chez des jeunes sportifs très entraînés : un exercice continu, une répétition de sprints et de l'intervalle training à haute intensité en course à pied. Ces typologies d'exercice marquent l'organisme à la fois pour leur dépense énergétique supérieure, mais également par les traumatismes musculaires entraînés par le type de locomotion et les changements de vitesse. (Figure 89).

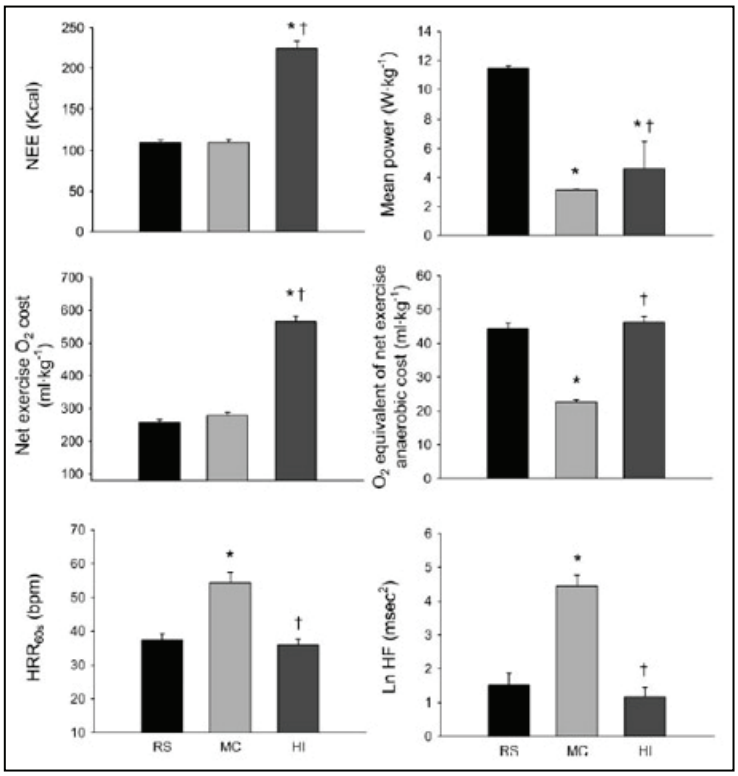


Figure 89. Coûts énergétique, métabolique et mécanique des différents exercices RS (répétition de sprints), MC (exercice continu), HI (Interval training Haute intensité), et l'impact sur la FC sur les 60s suivantes et les HF

Les résultats suggèrent que les exercices intermittents contribuent à une diminution plus importante du SNP en raison d'une intensité plus élevée lors de ceux-ci. Il apparait que l'impact de la filière anaérobie joue un rôle significatif mais aussi le recrutement plus important des fibres musculaires rapides. L'accumulation de H^+ et de lactate ainsi que le niveau de catécholamines circulantes semblent une fois de plus empêcher le retour du SNP aux valeurs basales. Ces éléments tendent à expliquer pourquoi les travaux de Mourot montrent une diminution plus prononcée du SNP. Durant l'exercice en SWEET, la phase de base permet probablement une élimination des métabolites. Les travaux de James et al. (James et al. 2002) ou de Stuckey et al. (Stuckey et al. 2011) corroborent ces hypothèses. Stuckey montrent une dépression plus importante des marqueurs du tonus du SNP à la suite de quatre Wingate test contre un Wingate test sur les deux heures qui suivent le test en mettant en avant la concentration de lactates sanguins.

2. *EFFET CHRONIQUE DE L'ACTIVITE PHYSIQUE*

L'effet de l'entraînement sur les indices de la VFC est très discuté dans la littérature. L'hétérogénéité des résultats trouvés provient principalement de la multitude de programmes d'entraînement utilisés, avec des durées et intensités très variées mais également de la condition initiale des sujets allant recevoir l'entraînement.

a) Sédentaire / Sportif

Le statut de sédentaire correspond par définition à une personne ne pratiquant pas d'activité physique régulière. Cet état est un facteur de risque de maladie cardiovasculaire au même titre que le diabète ou le tabagisme. On prête à l'activité physique des vertus protectrices pour le SCV. De nombreux auteurs ont étudié la relation entre l'activité spontanée et la VFC ((Buchheit et Gindre 2006; Buchheit et al. 2004; Rennie et al. 2003; Goldsmith et al. 1997) mais cette relation n'est pas toujours évidente telle que le montre la revue de littérature de Gamelin et al. (Gamelin et al. 2009) (Figure 90.) Pourtant, il parait légitime que l'activité physique spontanée influence l'état du SNA qui peut être mis en évidence par la VFC. Buchheit (Buchheit et al. 2005) montre que pour des sujets d'âge avancé (environ 60 ans), les marqueurs du SNP sont plus élevés selon que l'on soit sédentaire, actif ou sportif. Pour aller dans le même sens une étude sur les fonctionnaires britanniques de Rennie et al. (Rennie et al. 2003) montre une augmentation globale de la VFC en fonction du niveau d'activité des personnes. Goldsmith a quant à lui établi une relation significative entre les marqueurs de la VFC et le niveau de VO_2max (Goldsmith et al. 1997), comme Buchheit et Gindre (Buchheit et Gindre 2006) (Figure 86).

L'activité physique régulière conduit à une diminution des résistances périphériques totales (Iwasaki et al. 2003) et à une bradycardie de repos (Tulppo et al. 2003). On note également que la pratique sportive permet une augmentation du volume sanguin (Convertino 1991) par surcompensation à l'exercice entraîne à la fois une augmentation du volume plasmatique et par la suite du taux d'hémoglobine (Heinicke et al 2001). Si l'activité physique est pratiquée pendant plusieurs années on peut également voir apparaitre une hypertrophie myocardique (Maron 1986, Huonker et al. 1996) et une augmentation du VES (Wilmore et al. 2001).

La baisse du tonus du SNS de repos régulièrement retrouvée par différents auteurs (Buchheit et al. 2004, Davy et al. 1998) semble être principalement liée à l'augmentation du volume intra-vasculaire induisant une élévation de la fréquence de décharge des barorécepteurs de l'oreillette droite. Ce phénomène induit une diminution des résistances périphériques et donc de la PA (Iwasaki et al. 2003).

Études comparatives entre des populations sédentaires (Sed), actives (Act), sportives (Ath) et sportives désentrainées (Des).

	Nombre de sujet	Nombre de femmes	Âge (ans)	Population	$\dot{V}O_{2\,max}$ (ml/min/kg)	TP ou SDNN (ms^2 ou ms)	HF ou rMSSD (ms^2 ou ms)
Études rapportant une différence significative de la variabilité totale et à court terme							
Buchheit et al. 2004 [9]	12	–	25	Sed	–		
	10	–	25	Act	–	$p<0,05$	$p<0,05$
Buchheit et al. 2006 [8]	12	–	32 ± 3	Sed	44 ± 2		
	13	–	27 ± 3	Ath	64 ± 2	$p<0,05$	$p<0,05$
Davy et al. 1998 [15]	11	11	28 ± 1	Sed	35 ± 1		
	12	12	31 ± 1	Ath	53 ± 5	$p<0,05$	$p<0,05$
Davy et al. 1998 [15]	12	12	61 ± 1	Sed	22 ± 2		
	10	10	59 ± 1	Ath	40 ± 2	$p<0,05$	$p<0,05$
Dixon et al. 1992 [17]	14	–	27 ± 3	Sed	–		
	10	–	28 ± 4	Ath	–	$p<0,05$	$p<0,05$
Goldsmith et al. 1992 [25]	8	–	29 ± 3	Sed	35 ± 5		
	8	–	28 ± 4	Ath	67 ± 4	$p<0,005$	$p<0,001$
Kouidi et al. 2002 [34] [b]	15	–	22 ± 2	Sed	42 ± 6		
	15	–	18 ± 3	Ath	62 ± 4	$p<0,05$ [a]	–
Triposkiadis et al. 2002 [71]	20	6	11 ± 1	Sed	–		
	25	10	12 ± 2	Ath	–	$p<0,05$ [a]	$p<0,05$
Ueno et al. 2003 [73]	10	–	65 ± 1	Sed	–		
	14	–	67 ± 1	Ath	–	$p<0,05$ [a]	-
Yataco et al. 1997 [79] [b]	14	–	69 ± 4	Sed	24 ± 2		
	14	–	69 ± 7	Ath	41 ± 6	$p<0,01$	$p<0,01$
Études rapportant une différence significative de la variabilité à court terme							
Furlan et al. 1993 [21]	29	–	16 ± 0	Sed	–		
	15	–	16 ± 1	Ath des	–	–	$p<0,05$
Goldsmith et al. 1997 [24]	12	–	31	Sed	34		
	16	–	30	Ath	46	–	$p<0,05$
Goldsmith et al. 1997 [24]	12	–	31	Sed	34		
	9	–	29	Act	42	–	$p<0,05$
Melo et al. 2005 [46]	9	–	23 ± 2	Sed	–		
	16	–	22 ± 2	Ath	–	–	$p<0,05$
Melo et al. 2005 [46]	8	–	63 ± 2	Sed	–		
	8	–	61 ± 1	Ath	–	–	$p<0,05$
Études ne rapportant aucune différence significative de la variabilité							
Buchheit et al. 2004 [9]	12	–	25	Sed			
	9	–	25	Ath	–	NS	–
Furlan et al. 1993 [21]	29	–	16 ± 0	Sed	–		
	21	–	16 ± 1	Ath	–	–	NS
Janssen et al.1993 [31]	11	–	19–32	Sed	–		
	18	–	23–33	Ath	–	NS	–
Macor et al. 1996 [40]	10	–	25 ± 5	Sed	46 ± 12		
	10	–	27 ± 7	Ath	61 ± 4	NS	NS
Middleton et al. 2005 [47]	9	9	21 ± 1	Sed	–		
	9	9	22 ± 3	Ath	60 ± 6	NS	NS

[a] Utilisation de SDNN et rMSSD pour apprécier la variabilité totale et à très court terme de la Fc respectivement.
[b] Enregistrement de 24 heures.

Figure 90. Revue de littérature des articles traitant de l'impact de l'activité physique sur la VFC de Gamelin et al. 2009.

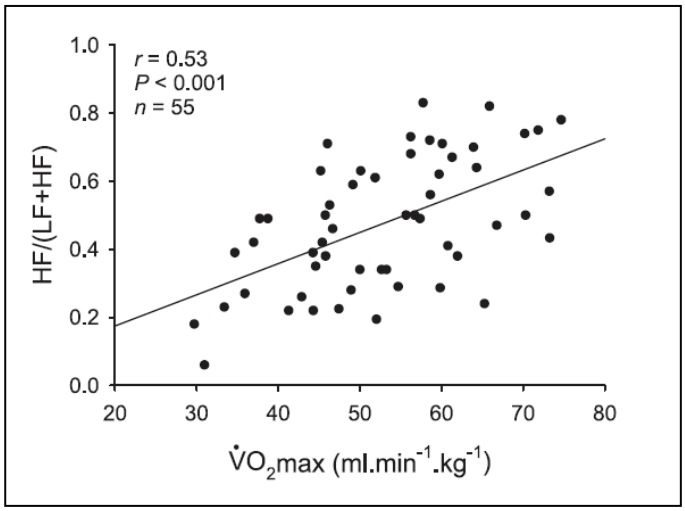


Figure 91. Relation entre un marqueur du SNP et la VO_2max. D'après Buchheit et Gindre 2006.

Cependant l'activité physique n'est qu'un facteur d'amélioration de la condition physique. Il est possible que d'autres phénomènes viennent contrebalancer les effets de l'activité comme l'alcool, le sommeil, l'alimentation, le stress…(Melillo 2011; van Gestel et al. 2012).

De plus, la théorie de Goldberger (Goldberger et al. 2001) selon laquelle le niveau des indices de la VFC suivrait une courbe à la forme d'un U inversé (Figure 92) revient régulièrement dans les discussions. Goldberger a établi une relation entre la FC et lnHF pendant le repos. Dans le cas de FC très basse (RR très élevé) la valeur de lnHF n'augmente plus. Au-delà d'un certain niveau d'activité du SNP, on s'aperçoit que la relation avec HF et ce dernier s'inverse. On ne peut donc plus utiliser cet indice comme témoin du tonus parasympathique.

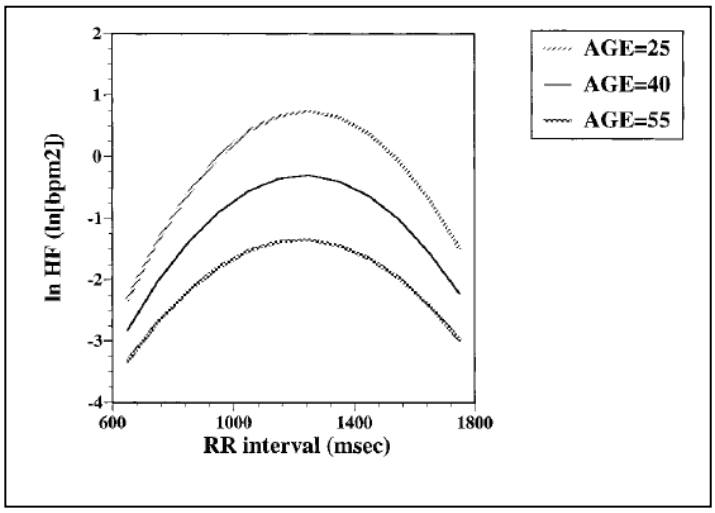


Figure 92. Représentation de Goldberger du U inversé (J. J. Goldberger et al. 2001)

Cet argument permettrait d'expliquer pourquoi certains auteurs ne trouvent pas de différence significative entre des groupes de sédentaires et d'athlètes (Buchheit et al. 2004; Macor et al.1996).

b) Effet de l'entraînement

Il est communément admis que l'entraînement apporte des bénéfices pour le SCV (Kesaniemi et al. 2001). De plus il est démontré que l'entraînement et notamment l'entraînement aérobie, modifie l'activité du SNA à destinée cardiaque probablement par une augmentation du tonus SNP (Tulppo et al. 1998; Gamelin et al. 2009). Sans réfuter cette affirmation, cela parait moins clair lorsque l'on regarde la revue de littérature de Gamelin et al. (Gamelin et al. 2009) ou Aubert (Aubert et al. 2003).

(1) Durée de l'entraînement

Ces revues de littérature montrent qu'une période de 6 à 12 semaines est généralement nécessaire pour obtenir des modifications du contrôle de la FC par le SNA. Melanson a montré chez des sujets sédentaires, des augmentations significatives de RMSSD, pNN50 et HF après 12 semaines d'entraînement à raison de 3 sessions de 30 minutes de vélo

d'intensité modérée à élevée (Melanson et Freedson 2001). Chez des sujets sains sédentaires, Mourot et al. ont également repéré des améliorations des indices du SNP à la suite de 6 semaines d'entraînement à raison de 3 séances par semaine (Mourot et al. 2004a).

La diversité des protocoles d'entraînement rend complexe les comparaisons, mais il n'est généralement plus montré d'amélioration après 16 semaines d'entraînement tel que le montre le tableau récapitulatif de Gamelin recensant les études sur les effets des programmes d'entraînement sur les indices de l'analyse de la VFC. Iwasaki a réalisé un suivi de sujets sur un programme d'entraînement en endurance d'un an en vue d'une performance sur une compétition (Iwasaki et al. 2003). Après une période d'entraînement de trois mois, des augmentations significatives des indices marquant le tonus du SNP sont repérables mais plus de modification après les sept mois suivants.

De manière plus curieuse, plusieurs études (Buchheit et al. 2004; Furlan et al. 1993; Janssen et al. 1993) ne montrent aucune amélioration de ces variables à la suite d'un programme d'entraînement. Une nouvelle fois la théorie de Goldberger décrivant une diminution des indices du SNP pour des FC très basses pourrait expliquer ce phénomène.

(2) Intensité de l'entraînement

De la même manière qu'il est nécessaire de provoquer un stress suffisamment fort pour obtenir des surcompensations, il semble qu'il y ait une stimulation minimale pour que cela modifie la VFC. Il semble que des intensités situées entre 75 et 95% de VO_2max soient nécessaires pour obtenir des modifications (Okazaki et al. 2005; Carteret al. 2003; Tulppo et al. 2003). Cette intensité minimale est bien entendu utilisable dans le cas d'exercice aérobie. Aujourd'hui, il n'y a pas à notre connaissance dans la littérature d'indication minimale pour obtenir des améliorations du contrôle de la FC par le SNA pour des exercices de répétition de sprint ou de l'interval training à intensité supra-maximale.

Effet de l'entraînement sur la consommation maximale d'oxygène ($\dot{V}O_{2\,max}$), la puissance spectrale totale (PST) et la puissance en hautes fréquences chez des sujets préalablement sédentaires lors d'enregistrement de jour.

	Nombre total de sujets	Nombre de femmes	Age (année)	Période (semaine)	$\dot{V}O_{2\,max}$ (ml/min/kg)	PST/SDNN (ms^2ou ms)	HF (ms^2)
Études rapportant une différence significative de la variabilité totale							
Carter et al. 2003 [10]	6	–	19 ± 1	12	–	$p<0,05$	$p<0,05$
Carter et al. 2003 [10]	6	6	20 ± 1	12	–	$p<0,05$	NS
Gamelin et al. 2007 [22]	10	–	22 ± 2	12	$p<0,01$	$p<0,05$	NS
Iwasaki et al. 2003 [30]	11	5	29 ± 6	12	$p<0,05$	$p<0,05$[a]	NS
Jurac et al. 2004 [32] [b]	49	49	57 ± 6	8	–	$p<0,01$	$p<0,001$
Lee et al. 2003 [35]	12	–	23 ± 3	2	$p<0,01$	$p<0,01$	-
Leicht et al. 2003 [37]	13	6	20 ± 1	8	$p<0,001$	$p<0,05$	$p<0,05$
Madden et al. 2006 [41]	15	15	70 ± 3	24	$p<0,005$	$p<0,05$	$p<0,05$
Mandigout et al. 2002 [44]	12	6	10 ± 0	13	$p<0,01$	$p<0,01$	$p<0,05$
Mourot et al. 2004 [50]	8	–	23 ± 3	6	$p<0,05$	$p<0,05$	$p<0,05$
Okazaki et al. 2005 [54]	10	4	71 ± 3	12	NS	$p<0,05$[a]	NS
Pichot et al. 2002 [58]	6	–	33 ± 5	8	$p<0,01$	$p<0,05$	$p<0,05$
Tulppo et al. 2003 [72] [b]	19	–	35 ± 10	8	NS	$p<0,01$[a]	$p<0,001$
Tulppo et al. 2003 [72] [b]	16	–	35 ± 10	9	NS	$p<0,05$[a]	$p<0,001$
Études rapportant une différence significative de la variabilité à court terme							
Carter et al. 2003 [10]	6	–	42 ± 2	12	–	NS	$p<0,05$
Hautala et al. 2004 [27]	6	–	39 ± 10	8	$p<0,001$	NS[a]	$p<0,001$
Melanson et al. 2001 [45]	11	–	36 ± 2	16	$p<0,05$	NS[a]	$p<0,05$
Études ne rapportant aucune différence significative de la variabilité							
Boutcher et Stein 1995 [7]	19	–	46 ± 1	8	$p<0,05$	–	NS
Carter et al. 2003 [10]	6	6	42 ± 2	12	–	NS	NS
Catai et al. 2002 [12]	10	–	21	12	$p<0,05$	–	NS
Catai et al. 2002 [12]	7	–	52	12	NS	–	NS
Guilli et al. 2003 [26]	11	11	64 ± 4	20	NI	–	NS
Hautala et al. 2004 [27]	18	–	39 ± 10	48	NS	NS[a]	NS
Iwasaki et al. 2003 [30]	11	5	29 ± 6	48	$p<0,05$	NS[a]	NS
Leicht et al. 2003 [36]	12	7	20 ± 1	16	$p<0,001$	NS	NS
Leicht et al. 2003 [36]	12	5	34 ± 1	16	$p<0,001$	NS	NS
Loimaala et al. 2000 [39] [b]	26	–	46 ± 6	20	NS	NS[a]	NS
Loimaala et al. 2000 [39] [b]	28	–	47 ± 6	20	NS	NS[a]	NS
Nagai et al. 2004 [53]	100	44	9 ± 1	48	–	NS	NS
Okazaki et al. 2005 [54]	10	4	71 ± 3	48	$p<0,05$	NS[a]	NS
Perini et al. 2002 [57]	8	–	75 ± 4	8	$p<0,05$	NS	NS
Perini et al. 2002 [57]	10	10	73 ± 3	8	$p<0,05$	NS	NS
Pichot et al. 2005 [60] [b]	11	–	73 ± 4	14	$p<0,01$	NS	NS
Schuit et al. 1999 [63] [b]	27	13	65 ± 5	24	NS	–	NS
Stein et al. 1999 [68] [b]	16	9	66 ± 4	48	$p<0,01$	NS	NS
Uusitalo et al. 2002 [74]	59	–	57 ± 3	48	NS	NS	NS

[a] Utilisation de SDNN pour apprécier la variabilité totale de la Fc.
[b] Enregistrement de 24 heures.

Figure 93. Revue de littérature des articles traitant des l'impact de différents programmes d'entrainement sur la VFC.(Gamelin 2009)

(3) Durée des séances

Peu d'études se sont intéressées au volume minimal des séances d'entraînement (temps de séance), la majorité de celles-ci se sont concentrées sur l'intensité de l'exercice. Tulppo et al. ont comparé l'impact d'un programme d'entraînement de 8 semaines avec 6 séances hebdomadaires à 70-80% de la FC max (Tulppo et al. 2003). Dans cette étude, il a été comparé des séances de 30 minutes contre des séances de 60 minutes. Les deux groupes présentent des augmentations significatives de SDNN, BF et HF sans qu'il n'y ait de différence entre les deux groupes. Dans cette étude les deux groupes montrent des améliorations significatives du VO_2max après l'entraînement mais pas de différences entre le groupe avec des sessions de 30 minutes comparativement ou groupe avec des sessions de 60 minutes. Il n'est cependant pas possible de tirer des conclusions de cette seule étude car

il n'est pas possible de savoir si le premier groupe est « sous entraîné » et le second surentraîné avec ce type de charge de travail globale.

3. *Effet du surmenage / surentrainement*

Le diagnostic précoce du surentraînement est l'application la plus intéressante de l'analyse de la VFC. Cette application découle de plusieurs études faisant état de modification des paramètres de la VFC lors d'un état de surentraînement notamment celle d'Hedelin (Hedelin et al. 2000). Le postulat de départ est assez simple : le surentraînement provoque un trouble de l'homéostasie qui va engendrer une altération du SNA. A travers l'analyse de la VFC on peut investiguer le contrôle de l'activité cardiaque par le SNA et notamment le tonus de ces deux voies ; SNS et SNP. Cette application vise à suivre les marqueurs du contrôle autonome cardiaque pour les utiliser comme des marqueurs précoces d'une éventuelle fatigue chronique.

a) Le surentraînement

Le surentraînement est un état dans lequel la performance est altérée à cause de l'accumulation de fatigue et l'inadéquation entre les charges d'entraînement et la récupération. Une très large terminologie foisonne autour de ce concept.

En premier lieu, la confusion est donnée par la multitude de termes (burnout, overtraining, overreaching, staleness) et le manque d'équivalents en français pour définir tous les termes présents dans la terminologie anglaise.

On peut définir plusieurs niveaux de cet état afin de clarifier les différentes expressions comme cela a été réalisé par un consensus de l'European College of Sport Science et de l'American College of Sports Medicine (Meeusen et al. 2013):

- Dans un premier temps, on peut rencontrer le **surmenage** qui est une étape nécessaire pour espérer une surcompensation. On trouve également les termes overload, overreaching en anglais ou FOR (Functionnal OverReaching). Cette étape du processus d'entraînement se caractérise par une diminution passagère de la performance due aux charges de travail additionnées au stress du quotidien (finance, famille, travail…)
- Dans un second temps, on retrouve le **surmenage non fonctionnel** qui se caractérise par une diminution durable de la performance qui ne se restaure qu'à la suite d'un repos de plusieurs semaines (2 à 12). On trouve la terminologie Overtraining ou NFOR (No Functionnal OverReaching)
- Pour finir on trouve le **syndrome du surentraînement** (OTS Overtraining syndrome) qui se traduit par une diminution des performances à moyen ou long terme et une phase de repos de plusieurs semaines à plusieurs mois sera nécessaire pour revenir à un état compétitif. On peut trouver la terminologie staleness ou burnout.

Pour MacKinnon, le syndrome de surentraînement se décrit par un désordre neuroendocrinien caractérisé par une réduction de la performance en compétition (Mackinnon 2000, Fry et al. 1991) avec la présence de symptôme comme l'incapacité à maintenir une charge d'entraînement, une fatigue persistante, une potentielle réduction de la sécrétion de catécholamines, des problèmes de santé fréquents et une perturbation du sommeil et de l'humeur.

Bien qu'il soit le vecteur principal, l'entraînement n'est pas le seul facteur permettant d'arriver à cet état. L'hygiène de vie (sommeil, alimentation), le stress extra-sportif, l'abus de compétition, la maladie peuvent aussi constituer des facteurs favorisant un terrain propice à son apparition.

Pour complexifier encore plus la chose, Israel (Israel 1976) a émis l'hypothèse de deux types de surentraînement : un type sympathique (type Basedow) et un autre parasympathique (type Addison) (Aubert et al. 2003). Le surentraînement type sympathique se caractériserait par un état de stress prolongé et une activation du SNS au repos inappropriée. Il toucherait principalement les disciplines d'explosivité ou de vitesse et les athlètes jeunes (Fry et al. 1991). Le surentraînement type parasympathique serait quant à lui lié à un état d'épuisement neuroendocrinien et donc à une incapacité du SNS à faire face à la demande énergétique pendant les phases d'exercice. Cette forme toucherait plus particulièrement les athlètes âgés et les disciplines d'endurance (Fry et al. 1991).

b) VFC et surentraînement

Du point de vue de la VFC, le plus évident est de commencer par le surentraînement car des preuves sont apportées par la littérature. Pour le surentraînement type parasympathique, Hedelin montre chez un jeune skieur une forte dominance du SNP et une baisse de la FC de repos avec une baisse brutale des performances et une accumulation de fatigue centrale évaluée par questionnaire (POMS) et dosage sanguin en hormone lutéinisante (Hedelin et al. 2000) (Figure 94).

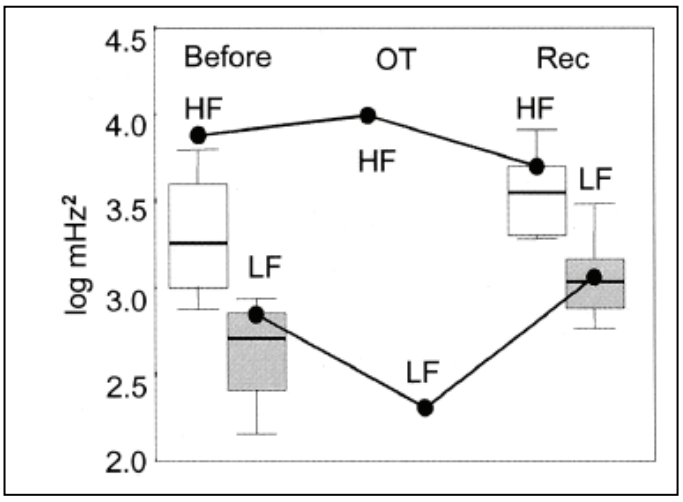


Figure 94. Illustration de surentrainement type parasympathique sur un skieur d'après Hedelin (2000).

Pour le surentraînement type sympathique, Uusitalo et al. ou encore Pichot et al. rapportent une diminution du tonus du SNP et une augmentation de l'activité du SNS (Uusitalo, et al. 2000; Pichot et al. 2002). Egalement, Mourot et al. montrent des altérations significatives sur le SNA à l'aide de l'analyse spectrale et du diagramme de Poincaré en position couchée mais aussi lors d'un redressement passif (Mourot, et al. 2004b) (Figure 95). Dans cette étude, Mourot compare un groupe contrôle, un groupe entraîné ainsi que deux groupes avec des surentraînements de niveaux léger et sévère. Dans cette étude les indices du tonus du SNP comme RMSSD, SDNN et HF sont significativement diminués en situation couchée, tandis que les indices fréquentiels LF/TP et LF/HF après redressement sont plus élevés. On note également une diminution de SD1 du diagramme de Poincaré ce qui donne une distribution moins dispersée le long de la ligne identitaire.

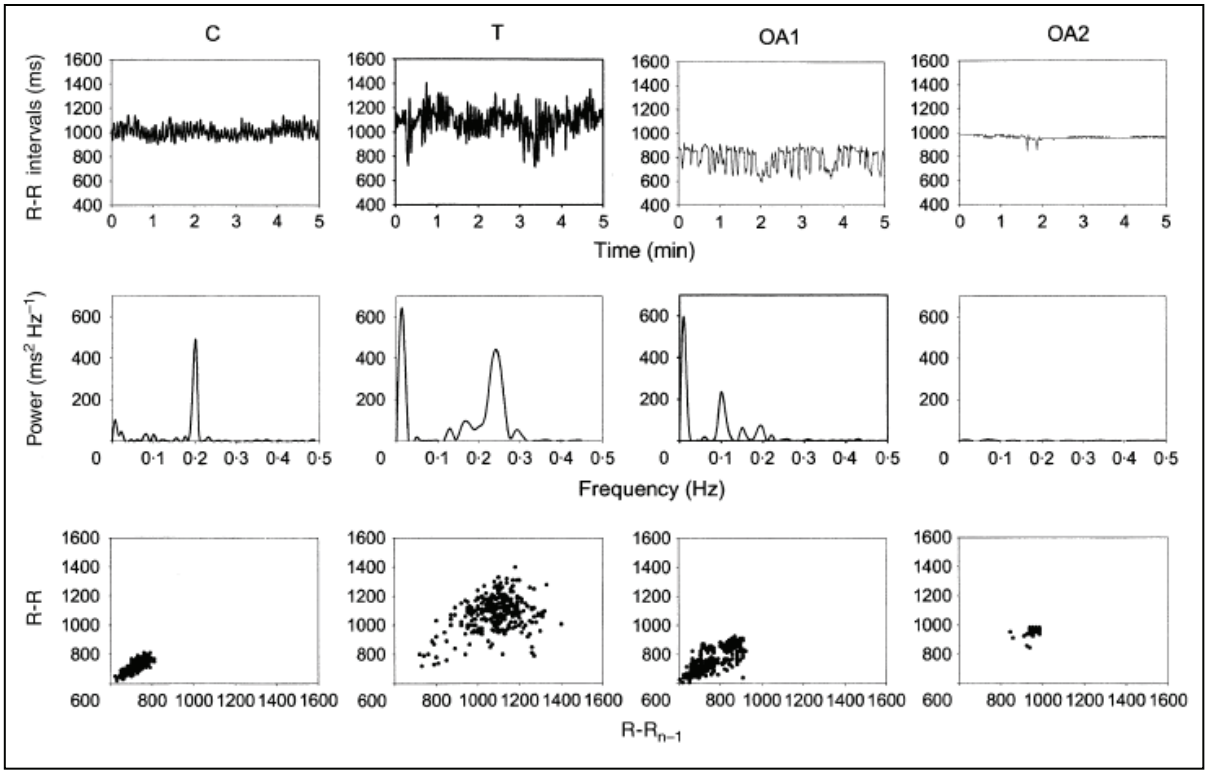


Figure 95. Analyse spectrale et diagramme de Poincaré pour un groupe contrôle, des sujets entraînés, un groupe en surentrainement niveau 1 et un groupe surentrainement niveau 2. (Mourot 2004)

On voit ici que les sujets entraînés ont une puissance spectrale plus importante ainsi qu'un diagramme de Poincaré plus dispersé que le groupe contrôle. Dans le cas du surentraînement niveau 1, le pic de fréquence se déplace en deçà des 0,15Hz et on peut voir sur le diagramme de Poincaré une diminution de la FC et de la dispersion du nuage. Dans le cas d'un syndrome de surentraînement, le périodogramme montre dans un premier temps une absence de variabilité puis la puissance spectrale est nulle, enfin le diagramme de Poincaré est très resserré.

Néanmoins, ces résultats ne font pas l'unanimité puisque quelques auteurs comme Hynynen et al. rapportent que des sujets surentraînés présentent une diminution globale de l'activité du SNA mais que seules les LF sont affectées (Hynynen et al. 2006b). Bosquet et al. viennent également apporter une contradiction en ne trouvant aucune modification de LF/HF chez des athlètes diagnostiqués comme «surentraînés» à l'aide de critères d'inclusion physiologiques et psychologiques (Bosquet et al. 2003).

c) VFC, surmenage et surentraînement

(1) Histoire et contradictions

Même si quelques contre-indications sont apportées, le diagnostic du surentraînement par la VFC parait bien réel mais en ce qui concerne un diagnostic précoce du surentraînement ou de l'état de surmenage, il semble que la littérature établisse un certain nombre de contradictions.

Plusieurs facteurs entraînent ce manque de consensus.

- Dans un premier temps, le manque de clarté et la multiplication des termes relatifs à ces états rendent assez compliqué la possibilité de position unanime. Ceci est ensuite rejoint par les divergences qui peuvent exister pour définir l'état de surentraînement.
- Pour alimenter ces confusions, on peut noter que la grande majorité des études comptent des nombres restreints de sujets au regard des variations interindividuelles : (Hedelin et al. 2000) 1 sujet, (Plews et al. 2012b) 1 sujet, (Hynynen et al. 2008) 12 sujets, (Uusitalo et al. 2000) 9 sujets… Peu d'études utilisent de grandes cohortes de sujets pour étudier le surentraînement car il n'est pas possible de le provoquer et que ce phénomène reste assez rare.
- La grande divergence des protocoles utilisés génèrent également des différences tant au niveau du moment de la mesure de la VFC : nuit, matin, post exercice… qu'au niveau des indices utilisés (temporels, spectraux, de Poincaré, non-linéaires)
- On peut également souligner que dans la littérature, peu d'études utilisent réellement des athlètes de haut niveau, et que le niveau d'activité des sujets est très divers. Si l'on rejoint la théorie du U inversé, il parait donc impossible de comparer l'ensemble de ces résultats.
- De plus, la littérature montre qu'il pourrait exister deux types de surentraînement et plusieurs types de réponse (Hedelin et al. 2000; Mourot, et al. 2004b). Il parait donc invraisemblable de moyenner un groupe de sujets sachant que les variations recherchées peuvent être opposées.
- Egalement, certaines variables physiologiques comme la Fréquence Respiratoire va influencer la VFC (cela sera plus amplement détaillé plus loin) (De Meersman 1992; Cooke 1998). Ces paramètres vont donc être modifiés par l'entraînement et le

surentraînement et influencer dans un second temps la VFC. La FR influence principalement l'analyse spectrale qui a largement été utilisée dans les années 2000.

Dans une revue de la littérature, Bosquet et al. restent plus prudents sur les possibilités de déterminer précocement la fatigue chronique à cause de la variabilité journalière des paramètres HRV. Ils admettent cependant que cela peut être un indicateur intéressant en couplant cet indice avec d'autres symptômes cliniques (Bosquet et al. 2008).

(2) Nouvelles Méthodologies

Cependant plusieurs études montrent qu'il est possible d'y voir un peu plus clair en utilisant de nouvelles méthodologies ou en raisonnant à l'échelle individuelle. Une étude réalisée sur 34 lutteuses chinoises utilise principalement des paramètres de l'analyse temporelle (RMSSD et SDNN) ainsi qu'un couplage avec d'autres variables (Tian et al. 2013). Le travail de cette étude parait très pertinent puisqu'il utilise un nombre important d'athlètes (34) sur des périodes précompétitives sur plusieurs années. De plus, cette étude ne cherche pas à repérer uniquement des diminutions des marqueurs du SNP mais des variations d'indices au cours du temps.

Du coté de la méthodologie, de nombreux articles se sont principalement intéressés à l'analyse nocturne de la VFC ou sur des périodes nocturnes ou de repos (Brandenberger et al. 2005; Pichot et al. 2002), qui constituent une évaluation robuste de l'état du SNA (Viola et al. 2004). Devant la diversité des résultats obtenus et de la possible existence de deux surentraînements tels que suggéré par Israel (Israel 1976), certains auteurs proposent de ne pas utiliser uniquement une mesure sur un repos passif mais sur une réaction de l'organisme comme un stress à l'orthostatisme (Schmitt et al. 2013; Le Meur et al. 2013; Mourot, Bouhaddi et al. 2004) ou un exercice (Buchheit et al. 2010; Lamberts et al. 2011). Le fait d'analyser une situation de stress permet de vérifier si le SNA s'active correctement à la suite de la stimulation et de donner plus d'informations sur l'origine de la fatigue.

Schmitt et al. montrent des différences entre des skieurs (57) de haut niveau avec des scores de fatigue élevée d'après le questionnaire de la Société Française de Médecine du sport (Bricout et al. 2008) et des skieurs avec des scores de fatigue faibles (Figure 96). Après une période de 15 minutes de repos, un enregistrement de la FC battement à battement a été réalisé pendant 8 minutes couché puis 7 minutes debout. Ces mesures ont été réalisées une fois par semaine le matin (8h30) au centre d'entraînement sous la supervision d'un médecin.

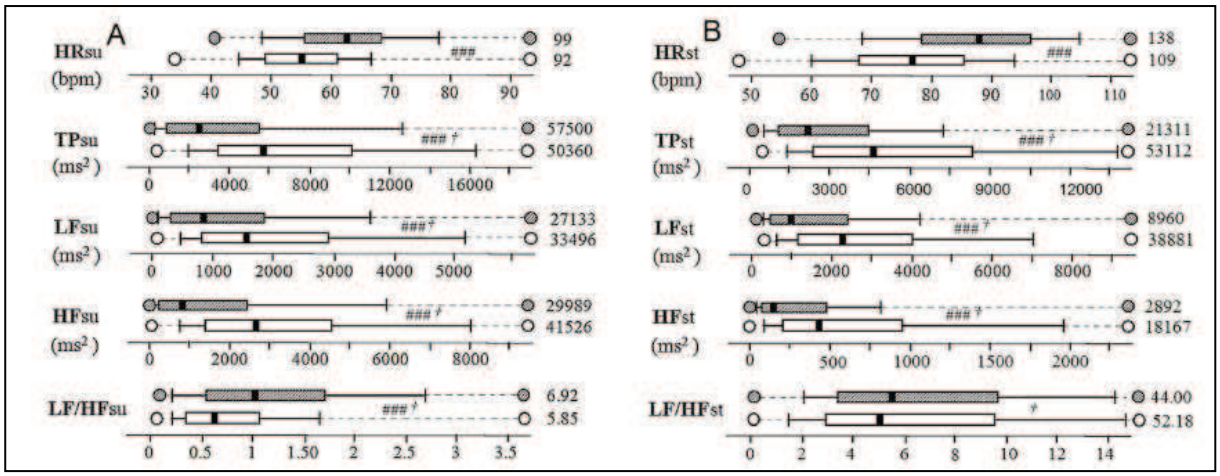


Figure 96. Comparatif des paramètres HRV de skieurs de haut niveau en état de fatigue (en gris) et non fatigué (en blanc) en position couché (A) et debout (B)

L'alternance couché/debout parait un moyen intéressant de vérifier si la sur- stimulation du SNA en phase de repos se vérifie et si les mécanismes d'activation du SNS se mettent en marche sur la phase debout.

Pour l'exercice, l'idée de base est d'étudier le retour du SNP post exercice et les variables de la VFC à la suite d'un effort sous maximal (Al Haddad et al. 2011; Buchheit et al. 2010).

Comme évoqué plus haut, il se peut que les micros variations du SNA offrent des variations naturelles importantes sur le spectre de fréquence et ne permettent pas de déterminer facilement des seuils d'alerte. De plus en plus d'auteurs reviennent sur des indices issus de l'analyse temporelle. Dans une étude de Plews (Plews et al. 2012b), les auteurs ont délaissé l'analyse spectrale pour suivre plus particulièrement RMSSD (Figure 92). Pour ce suivi quotidien de la VFC, les mesures ont été réalisées sur des enregistrements matinaux de 6 minutes en position allongée, RMSSD a été calculé sur les 5 dernières minutes d'enregistrement. Dans cette étude, Plews montre que cet indice est particulièrement adapté pour permettre le suivi et l'identification d'une période de surmenage non fonctionnelle. Des résultats identiques ont également été trouvés par Baumert (Baumert et al. 2006) sur 10 triathlètes présentant un surentraînement.

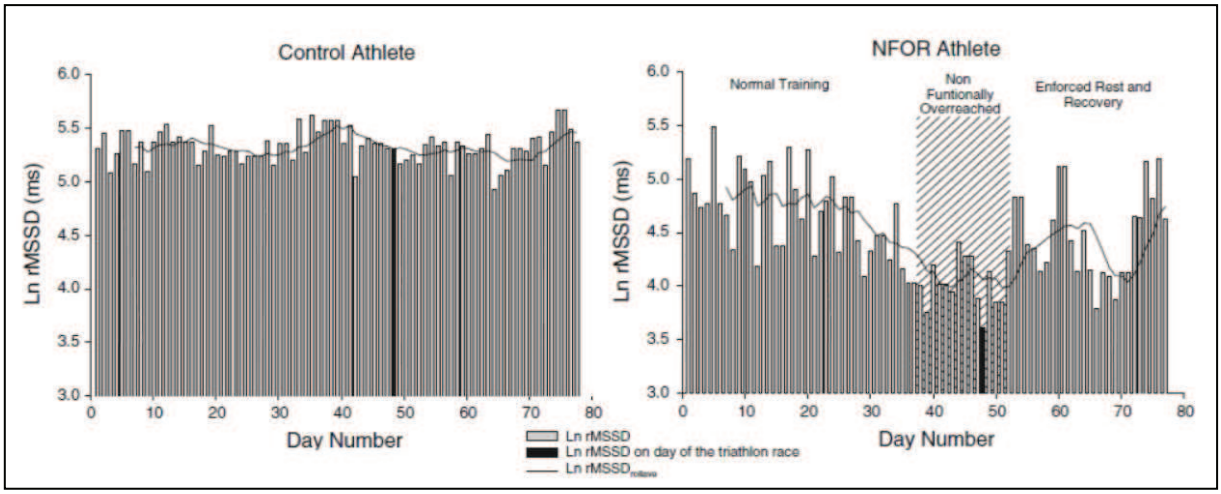


Figure 97. Illustration du suivi de deux triathlètes avec lnRMSSD sur une période de deux mois et demi, à gauche athlète contrôle et à droite athlète présentant un surentrainement non fonctionnel

Le choix d'un protocole adapté fera l'objet d'une partie dans la suite de ce mémoire. On peut supposer que les protocoles étudiant une réaction à la suite d'une stimulation et/ou utilisant des indices plus robustes comme RMSSD ou pNN50 permettront d'obtenir des résultats plus fiables et un suivi plus efficace.

L'analyse de la VFC semble être un outil pertinent pour le suivi des athlètes qui peut permettre de diagnostiquer des périodes de fatigue très avancée lorsque celle-ci est réalisée suffisament régulièrement. Plusieurs études montrent que son utilisation en routine peut aider à contrôler la dynamique des des charges d'entraînement (Plews et al. 2012) afin d'éviter de passer d'une fatigue externe vers un état de surentraînment prolongé. D'autres travaux plus récents croisant l'analyse spectrale de la VFC et des questionnaires de fatigue chez des sportifs élites au profil aérobie (Schmitt 2013). De manière générale, l'analyse de la VFC est un témoin supplémentaire d'alarme permettant une adaptation du contenu de l'entraînement. Il convient donc de le coupler à d'autres indicateurs (psychologiques, sanguins, musculaires, et autres…)

4. *Monitorage de la charge de travail avec la VFC*

Le monitorage de la charge de travail à l'aide de la VFC est un objectif poursuivi par un certain nombre de fabricants de matériaux comme Polar, Suunto ou Garmin… Certains d'entre eux comme Firstbeat, se sont même spécialisés dans la création d'algorithmes permettant cela. On peut voir cette problématique sous deux angles différents. Dans un premier temps, le monitorage de l'intensité de travail pendant la séance et dans un second temps, le monitorage journalier pour des prescriptions d'entraînement.

a) Estimation de la VO_2 par la VFC

Historiquement, la consommation d'oxygène (VO2) était estimée des méthodes utilisant la FC comme référence (Li et al. 1993; Spurr et al. 1988, Astrand et al 1976). La FC joue un rôle de propulsion et de régulation du débit cardiaque avec le VES. Le mécanisme d'augmentation de la FC favorise les échanges O2 et CO2 aux niveaux musculaire et pulmonaire. En 2005, la société Firstbeat a introduit de nouveaux concepts permettant l'estimation de la VO_2 en utilisant la VFC (Firstbeat Technologies 2005). Le processus reste cependant assez opaque et secret. L'estimation est réalisée sur la base des données personnelles du sujet et de tests préalables pour déterminer la VO2max, la FC max et la FRmax. Si ces tests ne sont pas réalisés préalablement, des formules sont utilisées afin de définir ces paramètres. La méthode démarre par une élimination des artefacs puis une détermination de la Fréquence Respiratoires par des algorithmes. Le système compile alors ces données pour obtenir le pourcentage de VO_2 max et enfin une estimation de la VO2 (Figure 98).

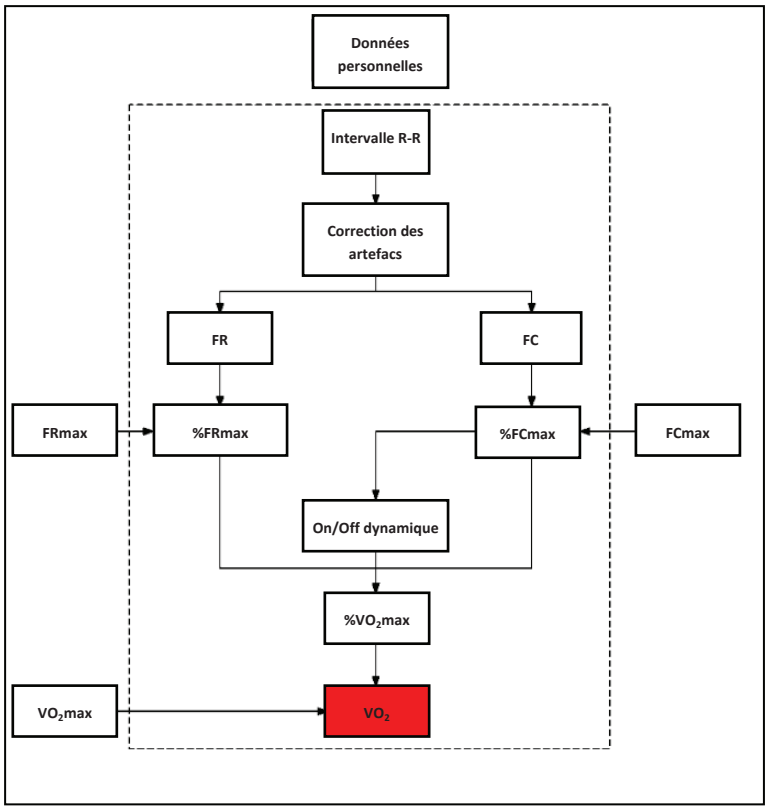


Figure 98. Schéma de transformation du signal pour l'obtention du VO_2 avec les algorithmes de Firstbeat

Il est difficile de définir avec justesse la validité de ces algorithmes car la majorité des articles traitant de cela a été réalisée par des personnels de cette société ou très proches (Firstbeat Technologies 2005; Smolander et al. 2008; Smolander et al. 2011).

Cependant, leur communication lors de congrès fait état d'une erreur relative de 12% pour la consommation d'oxygène (Figure 99). Cette imprécision de 12% paraît trop importante

pour l'entraînement de haut niveau où les différences entre les athlètes ou les évolutions liées à l'entraînement sont infimes.

Physiological measure	Units	Typical values	Mean error	Proportional error
Respiration rate	breaths/ min	20-30	±1.3	7%
Oxygen consumption	ml/kg/ min	20-45	±1.5	12%
Ventilation	liters/min	30-75	±6.8	14%
Energy expenditure	kcal/min	8-17	±0.5	11%
Peak EPOC	ml/kg	40-150	±10.7	21% (7%)*

Figure 99. Document interne de firstbeat pour la promotion des produits Suunto.

Il parait donc plus logique de baser son entraînement lorsque cela est possible, sur une intensité d'effort mesurable et comparable à un test maximal de référence comme la vitesse à l'aide d'un GPS ou d'un chronomètre ou encore la puissance pour des exercices sur bicyclette.

b) Indice de travail basé sur la VFC

De son côté, Polar reste plus mesuré sur la fourniture de valeur physiologique recalculée, dérivée de la VFC. On trouve quand même une estimation de la VO2max d'après un algorithme basé sur des données personnelles et deux mesures de la VFC nommé OwnIndex®(Achten and Jeukendrup 2003). Afin de quantifier l'intensité de l'entraînement, Polar a créé également l'OwnZone® qui utilise une mesure de la VFC. Ce concept permet de définir cinq zones de travail (maximum, difficile, modéré, facile et très facile). Pour créer ces zones, Polar utilisera le suivi du paramètre SD1 au cours d'un exercice à intensité croissante. Le principe est d'exprimer SD1 en fonction du pourcentage de FCmax pour ensuite trouver le point d'inflexion et définir le début d'un plateau (Figure 100).

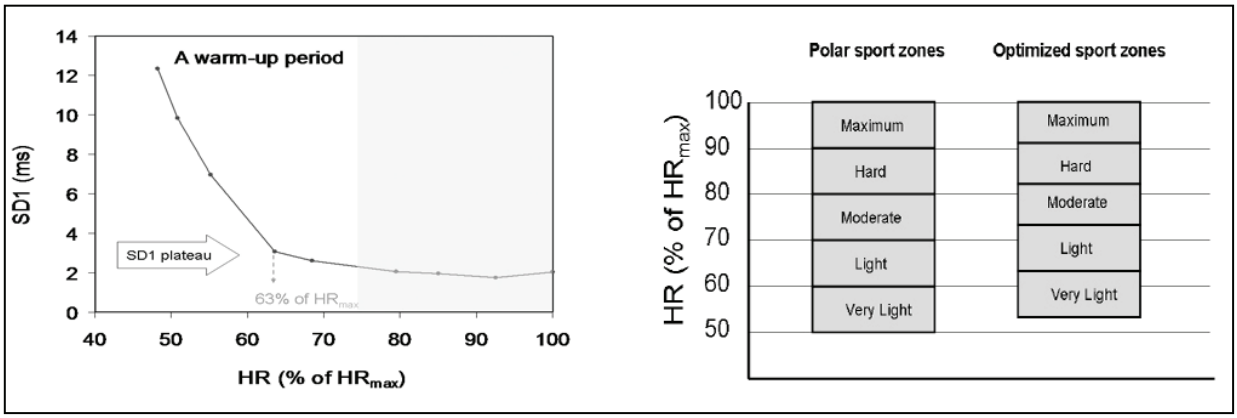


Figure 100. A gauche, détermination du point de déflexion de SD1, à droite définition des Ownzone®.

Le point sert ensuite de référence basse pour le découpage des cinq zones de travail. Le point haut correspond quant à lui à la FCmax (Figure 95).

c) Utilisation de la VFC pour la prescription de charge de travail

La réussite d'un programme d'entraînement dépend en partie d'une bonne alchimie entre les charges de travail et la récupération qui y sera associée de manière à obtenir la meilleure réponse à l'entraînement possible (Zaryski et Smith 2005). A la vue des paragraphes précédents, il est clair que l'entraînement aura des effets significatifs sur la VFC. Au-delà du contrôle de la charge d'entraînement par la VFC, plusieurs auteurs proposent d'utiliser la VFC comme un témoin objectif de l'impact de l'entraînement sur l'organisme (Buchheit et al. 2010; Manzi et al. 2009). Fort de ce constat, Kivinieni fut le premier à créer un programme pour guider un individu dans son entraînementet à mieux ajuster sa charge de travail (Kiviniemi et al. 2007). Le principe de ce programme est simple. Chaque matin, l'individu doit réaliser une analyse de sa VFC. En fonction de la variation à la hausse ou à la baisse de la variabilité, le programme demande au sujet de réaliser une séance à forte ou faible intensité. Si la variabilité baisse, l'intensité de la séance passe alors de fort à faible ou de faible à repos. Si la variabilité monte, alors l'intensité reste haute ou passe de faible à haute. Après deux intensités hautes, l'intensité passe systématiquement à faible. De la même manière, après deux repos consécutifs, on passe à une intensité faible (Figure 96).

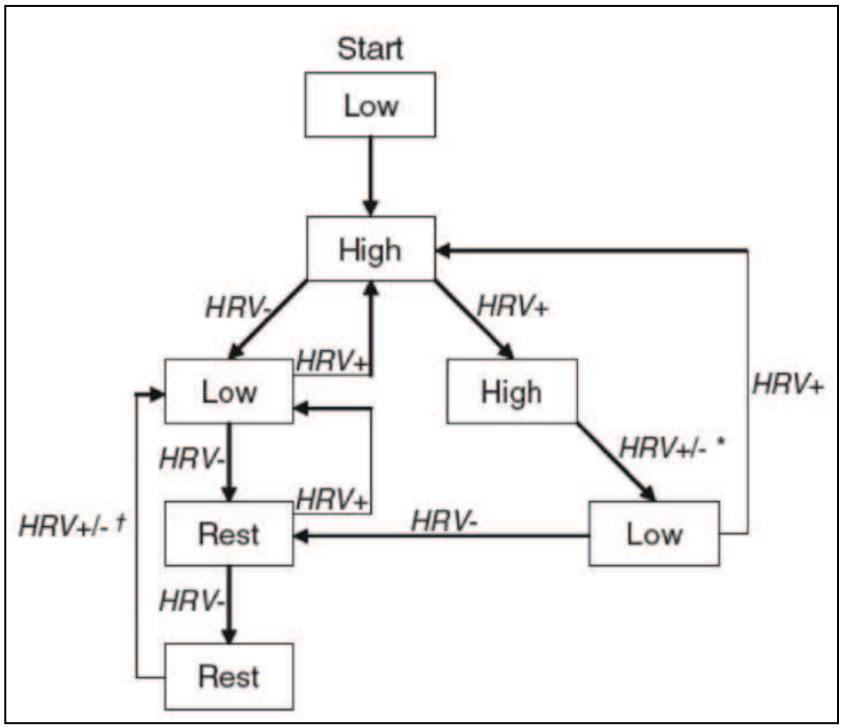


Figure 101. Représentation schématique des modulations de l'entraînement d'après de dispositif de Kivinieni (2007)

Avec ce protocole, Kivinieni établit une étude dans laquelle deux groupes s'entrainent pendant 4 semaines. Un premier groupe s'entraine avec la méthode décrite précédemment alors que le second groupe s'entraine de manière traditionnelle avec une augmentation arbitraire de la charge de travail. A l'issue des 4 semaines d'entraînement, on peut remarquer que les deux groupes ont progressé de manière significative au niveau du VO_2max. Cependant, l'étude montre une amélioration nettement plus prononcée chez les personnes ayant suivi le protocole HRV (56±4 à 60±5 ml.kg-1.min-1 contre 54±4 à 55±3 ml.kg-1.min-1). Une seconde étude de 2010 par le même auteur montre des améliorations comparables pour des sujets sédentaires (Kiviniemi et al. 2010).

Il semble que ce genre de modèle soit intéressant pour prescrire la charge d'entraînement mais celui-ci parait trop rigide pour l'utilisation par des sportifs professionnels ou tout simplement hors cadre de l'expérimentation. En effet la mesure quotidienne du matin oblige l'utilisateur à un procédé fortement contraignant dans le cadre de sa vie personnelle. L'idée intéressante sous-jacente de cette étude est la notion de point d'équilibre autour duquel la variabilité doit graviter sans trop s'en écarter durablement afin de ne pas risquer un sous-entraînement ou un surentraînement.

Dans des études plus récentes, Plews et al. offrent des représentations graphiques qui traduisent de manière visuelle la notion d'équilibre (Plews et al. 2012b; Plews et al. 2013; Plews et al. 2012a; Plews et al. 2013; Buchheit et al. 2010) (Figure 102).

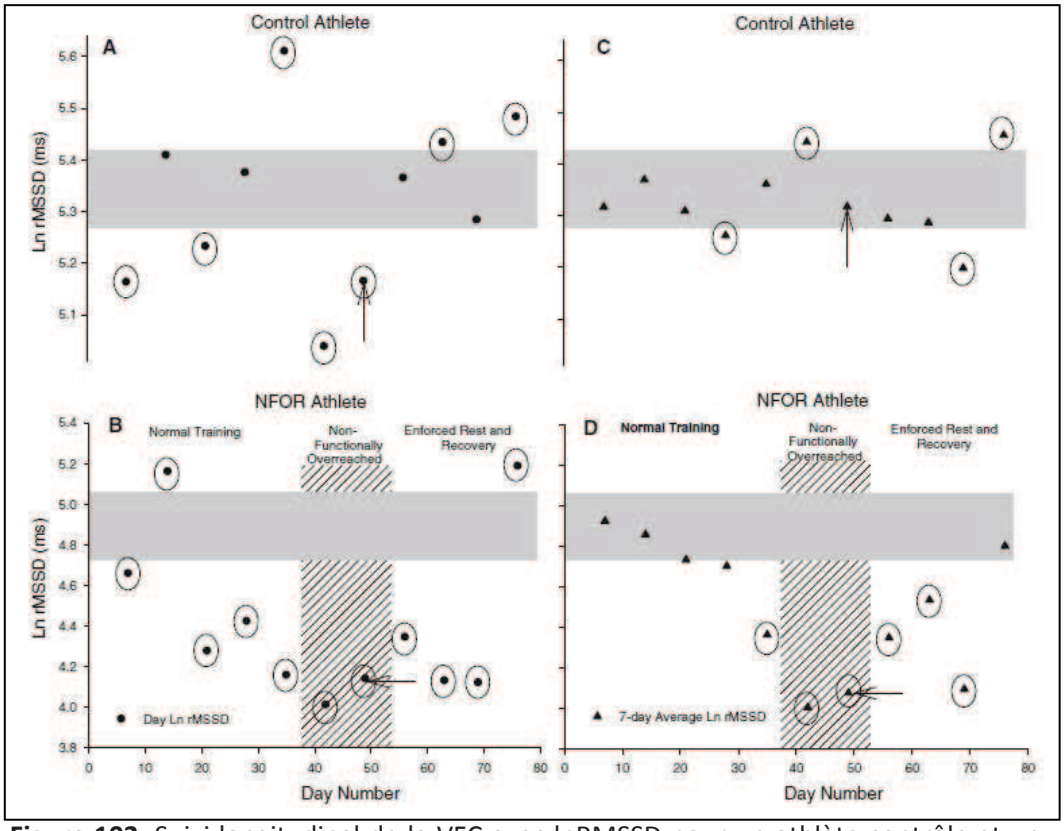


Figure 102. Suivi longitudinal de la VFC avec lnRMSSD pour un athlète contrôle et un athlète présentant un surentrainement (Plew 2012)

Dans ce schéma, le principe est de mettre les marqueurs dans la zone de tolérance matérialisée par une bande grise. Cette zone est définie à l'aide des mesures réalisées pendant les deux premières semaines d'entraînement. La largeur de la zone de tolérance est calculée sur la base d'un demi-coefficient de variation des indices relevés sur la période préalable (Hopkins et al. 2009). Dans ce concept, on peut également jouer sur la charge de travail de manière à faire glisser le marqueur dans la zone. Le type de suivi proposé par Plews est plus flexible puisqu'il préconise de moyenner les mesures de la VFC sur une semaine afin d'obtenir de meilleurs résultats. La charge d'entraînement peut donc être adaptée de façon hebdomadaire. Cela permet de réaliser des programmes d'entraînement plus complexes et/ou d'espacer les charges de travail lors des diminutions de celles-ci.

Bien que l'outil soit doté d'un grand nombre de contraintes techniques, statistiques ou qu'il n'y ait pas à ce jour de réelle position unanime sur le sujet, il ressort toutefois que la VFC est un outil pertinent pour moduler les charges de travail mais également pour prévenir le surmenage et le surentraînement (Saboul et al. 2013; Le Meur et al. 2013).

5. AUTOUR DE L'ARYTHMIE SINUSALE RESPIRATOIRE.

La relation qui peut exister entre la FC et la FR est considérée comme un élément perturbateur dans certains cas pour le monitorage du SNA par l'analyse spectrale de la VFC. Cependant, cette relation permet quelques applications intéressantes.

a) L'Arythmie Sinusale Respiratoire (ASR)

L'ASR est un phénomène naturel et non pathologique qui lie la FC et la FR. Elle est liée à trois facteurs principaux (Figure 98) :

1. <u>Un réflexe cardiaque lié à l'inflation mécanique des poumons</u>

Lors de l'inspiration, les barorécepteurs et chémorécepteurs sont inhibés. Ces récepteurs responsables d'une excitation du nerf vague ne jouent plus leur rôle. Cela aura donc pour effet une diminution du tonus du SNP d'où une accélération du rythme cardiaque.
Lorsque les poumons sont gonflés, des récepteurs pulmonaires sensibles à l'étirement des poumons entraîneront également une levée du tonus sympathique et parasympathique indépendamment de la commande centrale. Il est à noter que cette action est proportionnelle au volume courant (Anrep et al. 1936).

2. <u>Un baroréflexe artériel lié au changement de pression sanguine intra thoracique</u>

La dépression intra-pleurale associée à l'inspiration facilite le retour veineux et entraîne un remplissage du ventriculaire droit plus rapide. Ce mécanisme joue par la voie des mécanorécepteurs cardiaques le réflexe de Bainbridge pour accélérer la FC (Koizumi et al.

1975; Liden 1975). Ce phénomène sera également amplifié par l'augmentation de la pression intra-thoracique qui appliquera une pression plus forte sur le cœur.

3. Une influence directe des neurones centraux du contrôle de la ventilation sur les neurones cardiaques au niveau du couplage autonome central cardio-respiratoire.

Les influences excitatrices ou inhibitrices du système nerveux autonome sur le myocarde sont elles-mêmes modulées au niveau du système nerveux central par le « générateur central de la ventilation » situé dans la partie dorsale du noyau du tractus solitaire (Liden 1975). Ce contrôle est complètement involontaire au même titre que celui de la FC.

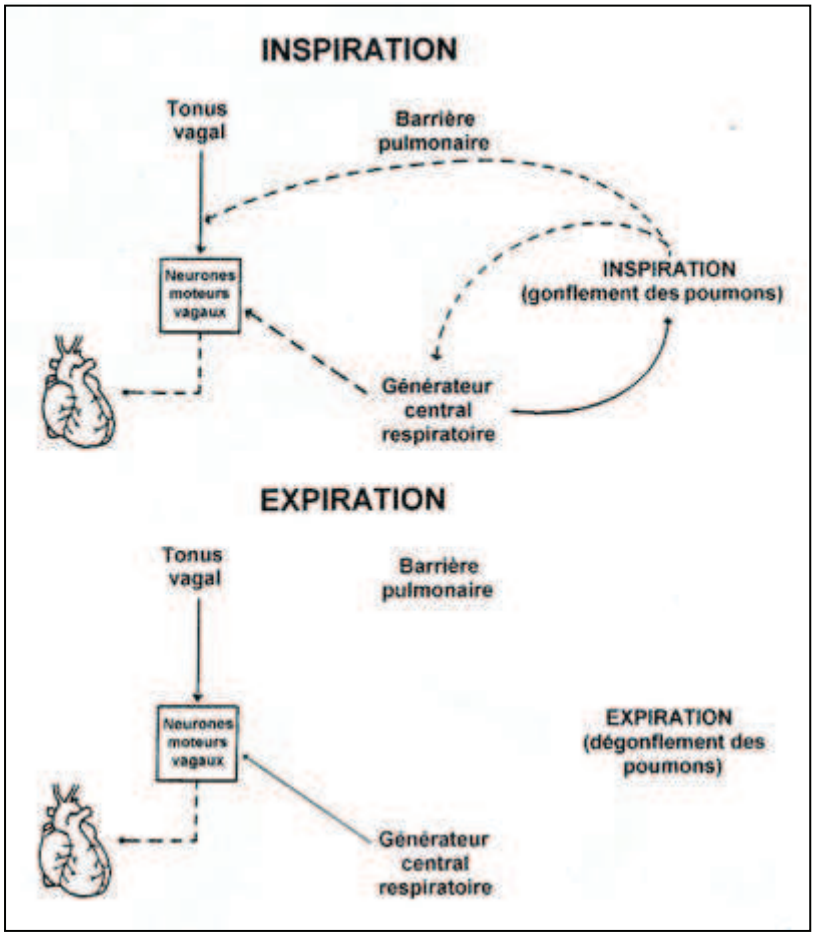


Figure 103. Illustration générale du phénomène d'ASR d'après Berntson, illustré par Cottin.

Ces trois facteurs interagissent de manière indépendante sur l'ASR mais l'influence de manière indépendante. Même si cela est sujet à controverse, il apparait que ce phénomène est un élément qui permettrait de faciliter les échanges gazeux en offrant plus de passage sanguin dans les artères pulmonaires lors de l'inspiration (Sin et al. 2010; Hayano et al. 1996).

Si l'on regarde des enregistrements synchronisés de FC et de volume pulmonaire sur une phase de repos, on peut s'apercevoir que ces courbes suivent une même dynamique. Cette relation sera d'autant plus marquée si la respiration est profonde et lente (Figure 104).

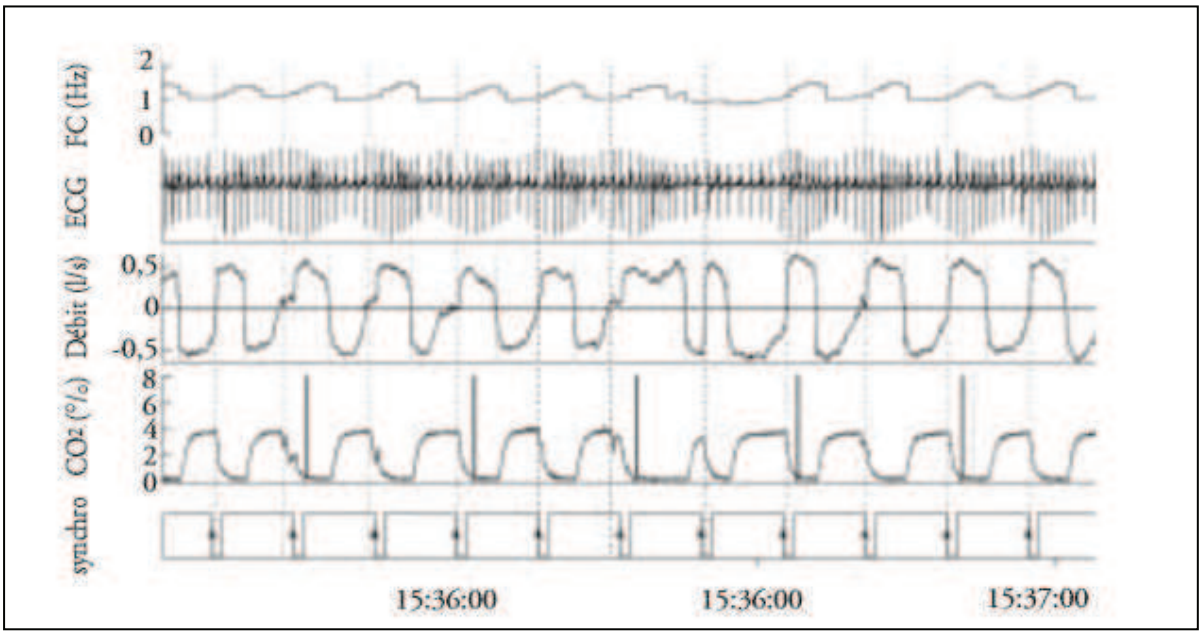


Figure 104. Superposition de courbes synchronisées de FC, ECG, débit ventilatoire, fraction de CO2%.

b) VFC et Fréquence Respiratoire

Etant donnée la synchronisation entre ces deux variables physiologiques, il parait assez simple de déduire la FR du signal de la FC. Dans des conditions où la demande énergétique est stable, l'ASR est inversement proportionnelle à la FR et proportionnelle à Vt (Grossman 1992; Larsen et al. 2010). De nombreuses études montrent une relation significative entre le pic des HF est la FR (Patwardhan et al. 1995; Taylor et al. 2001). Sur des phases de repos, le repérage de ce pic de HF est très aisé car aucun autre signal parasite ne vient le perturber sur ces bandes de fréquence du spectre. Pour illustrer cela, on réalise trois enregistrements de FC battement à battement à l'aide d'un cardiofréquencemètre avec des FR imposées différentes : 8, 10 et 12, ce qui correspond à des durées de cycle respiratoire de 7,5, 6 et 5 secondes. Pour ces trois enregistrements distincts une analyse spectrale est réalisée à l'aide du logiciel Kubios Analysis (Tarvainen et al. 2014).

On peut apercevoir sur chaque spectre des fréquences un pic se décalant vers la droite pour chaque augmentation de la FR (Figure 100). On retrouve ainsi une similitude entre le pic de fréquence et la FR imposée. Pour une FR de 8 cycles par minute=> 1/7,5 = 0,13Hz, pour une FR de 10 8 cycles par minute => 1/6 = 0,16Hz et finalement pour une FR de 12 8 cycles par minute => 1/5 = 0,2Hz. Comme annoncé auparavant, cette analyse est assez aisée car d'une part il n'y a pas de signaux parasites et d'autre part la FR reste stable sur une longue période. De plus, la respiration volontaire a tendance à augmenter le volume courant et marquer de manière plus prononcée les phases de fin d'inspiration et expiration. Ces phénomènes permettent de faire ressortir d'autant plus l'ASR (Sin et al. 2010; Larsen et al. 2010). On voit

ici que la limite de fréquence en LF et HF fixée à 0,15 Hz, n'est pas nécessairement adaptée à des athlètes très entraînés avec des FR très basses (>8).

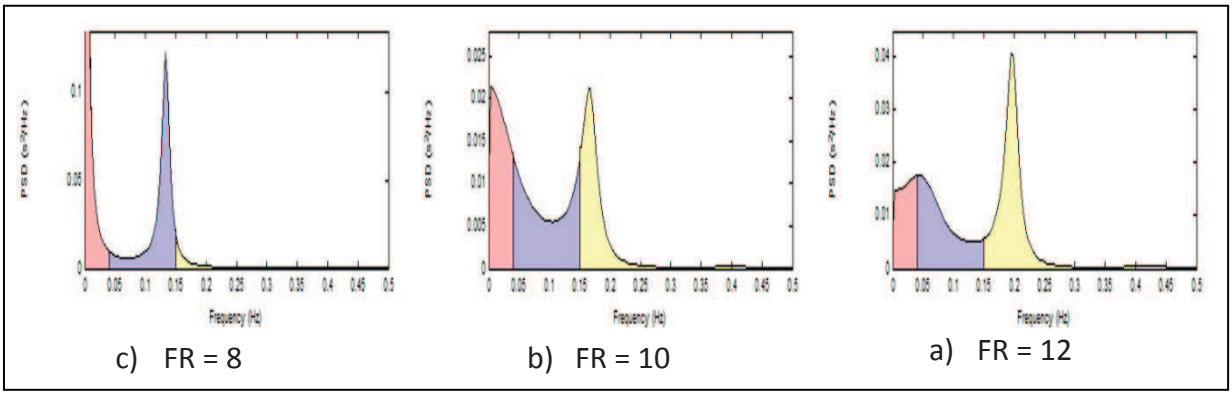


Figure 105. Spectres de puissance de périodogramme pour des FR de 8, 10 et 12

Si l'on s'intéresse alors à l'exercice, on peut s'attendre dans un premier temps à une augmentation du volume courant associée à une augmentation de la FR. Un grand nombre d'articles traitent de ce sujet également lors de l'exercice (Blain et al. 2004; Blain et al. 2005; Cottin et al. 2006; Hirsch et al.1981; Brown et al. 1993; Anosov et al. 2000)

Pour analyser le pic de HF au cours d'un exercice, il est nécessaire d'utiliser une analyse temps fréquence comme expliqué dans le paragraphe II) D) 4). Dans plusieurs études, Cottin utilise cette méthode sur des fenêtres rapprochées et/ou superposées afin d'extrapoler le fHF correspondant à la FR. Ici, on analyse principalement des phénomènes mécaniques et leur impact sur la FC. Cela implique d'une part d'élargir le spectre des fréquences car les phénomènes attendus peuvent largement dépasser 0,4 Hz et d'autre part de ne plus forcément associer ces variations à des changements du SNA.

c) Détection des seuils ventilatoires

Suite à cette mise en avant de la détection de la FR, plusieurs auteurs ont montré qu'il est possible de déterminer les seuils ventilatoires à l'aide de ces techniques. (Par mesure de commodité et pour une bonne compréhension, nous utiliserons les appellations seuil aérobie et seuil anaérobie pour définir ceux-ci (Hollmann 1985)).

Dans un premier temps, les travaux de Cheng montrent que l'on peut déterminer le seuil anaérobie à l'aide de la FR en utilisant la méthode du point de déflexion (Cheng et al. 1992). Plus tard, d'autres recherches utiliseront la relation fHF (pic de fréquence sur la bande des HF) et FR pour de tenter de déterminer les seuils ventilatoires lors de test incrémenté sur bicyclette ergométrique (Blain et al. 2005; Anosov et al. 2000). Blain met en avant une corrélation entre le seuil aérobie et une première rupture de pente dans la courbe de fHF. Le seuil anaérobie repose lui sur une seconde rupture plus abrupte de la courbe fHF (Figure 106).

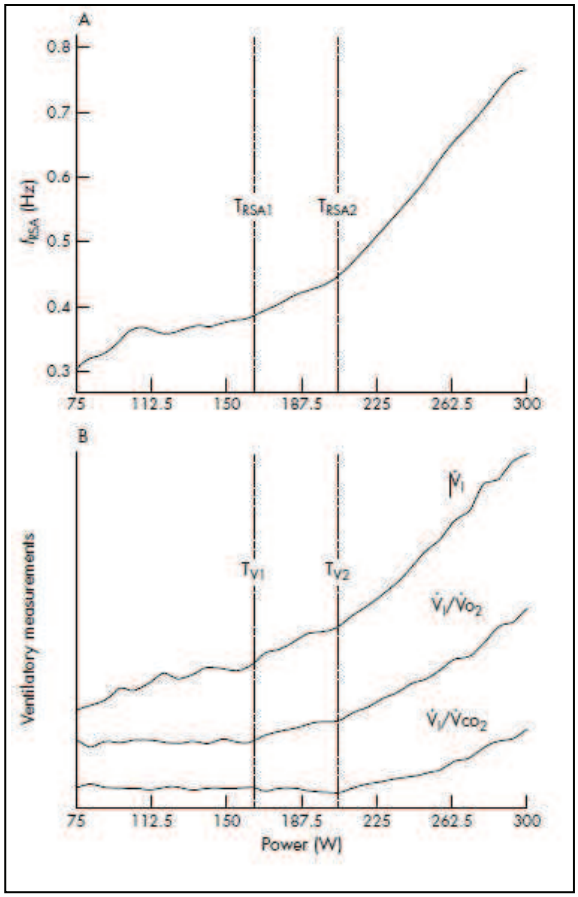


Figure 106. Illustration de la détection des seuils ventilatoires à l'aide de l'ASR par Blain et al. 2005.

A la suite de cela, Cottin et al. améliorent la méthode en tenant compte de leur précédent travail sur la VFC en dessous et au-dessus du seuil anaérobie (Cottin et al. 2004b). Ils proposent de ne plus utiliser fHF seul mais fHF x HF. Les précédents travaux de Cottin ont mis en avant une forte augmentation de HF au-dessus du seuil anaérobie. On retrouve alors cette méthode dans plusieurs travaux (Cottin et al. 2006; Cottin et al. 2007; Buchheit, et al. 2007) dans des tests incrémentés en vélo ou en course à pied. Pour cette méthode, Cottin définit ces seuils de la même manière que Blain en utilisant la première puis la seconde rupture de pente de la courbe obtenue (Figure 107).

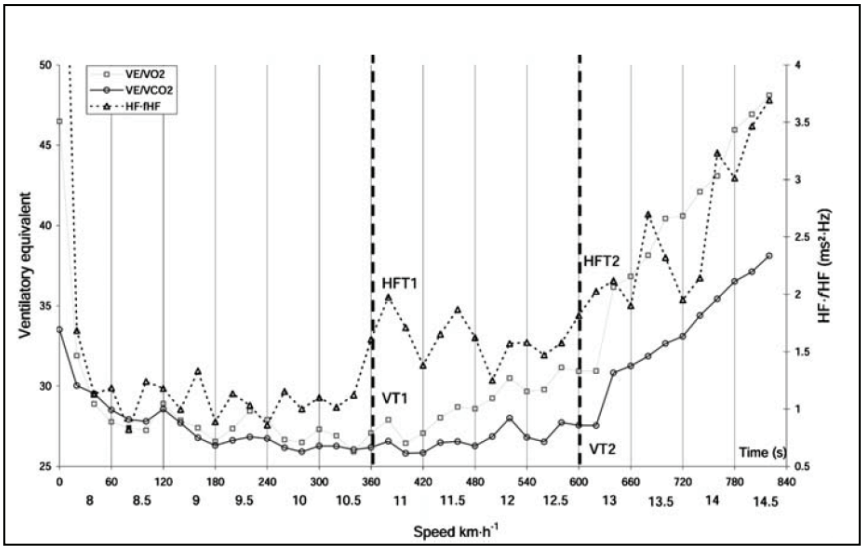


Figure 107. Illustration de la détection des seuils ventilatoires déterminés à l'aide de fHF.HF par Cottin et al. 2006

Cette méthode se répand progressivement car celle-ci ne nécessite pas de matériel de laboratoire et donc a un coût très faible. On trouve notamment des validations de cette méthode avec des enfants obèses (Quinart et al. 2013) ou des populations cardiaques (Mourot et al. 2011) ou diabétiques (Sales et al. 2011)

D'autres méthodes tendent aujourd'hui à apparaître dans des contextes hétérogènes et avec des indices de la VFC différents comme SD1 (Sales et al. 20011.; Mourot et al. 2011) ou RMSSD (Karapetian et al. 2008).

Cette méthode facile à mettre en œuvre offre aujourd'hui la possibilité de réaliser des tests incrémentés dans des situations plus diverses et plus uniquement dans un laboratoire sur une bicyclette ou un tapis roulant. Aujourd'hui, seules quelques études rapportent l'utilisation de ces méthodes sur le terrain dans des conditions réelles de pratique ou sur des activités diverses mettant en jeu notamment le membre supérieur créant une contrainte plus importante entre la locomotion et la ventilation durant le mouvement (Di Michele et al. 2012; Fabre et al. 2012)

Etude numéro 4

Heart rate variability to assess ventilatory threshold in ski-mountaineering

J. Cassirame, N. Tordi, N. Fabre, S. Duc, F. Durand, L. Mourot

Résumé :

L'analyse de la VFC peut permettre dans certaines situations de test incrémenté de déterminer les seuils ventilatoires. Ces seuils VT1 et VT2 sont importants car ils permettent de calibrer les intensités de travail pendant l'entraînement. Nous avons vérifié cette hypothèse sur un test progressif en condition de pratique du ski de montagne. Pendant cette étude, 9 athlètes ont réalisé un test incrémental sur une piste régulière avec une mesure simultanée de l'intervalle RR et des échanges gazeux. Les seuils de référence ont été déterminés par deux opérateurs avec la méthode de Wassermann. VT1 et VT2 ont également tenté d'être déterminés par deux méthodes d'analyse de la VFC ; soit fHF x HF ou HF. Il apparait qu'il est impossible de déterminer systématiquement VT1 avec l'une ou l'autre de ces méthodes, mais qu'il est possible de déterminer VT2 en utilisant la méthode HF. Nous n'avons pas trouvé de différences significatives entre les deux méthodes de détermination et nous avons trouvé des limites d'accordance faibles pour la FC déterminée à VT2 de ± 3,6 bpm. La méthode HF est donc pertinente pour la détermination de VT2 et permet d'obtenir une donnée utile dans le processus d'entraînement sur le terrain sans avoir recours a du matériel lourd et coûteux.

European Journal of Sport Science, 2014
http://dx.doi.org/10.1080/17461391.2014.957729

Routledge
Taylor & Francis Group

ORIGINAL ARTICLE

Heart rate variability to assess ventilatory threshold in ski-mountaineering

JOHAN CASSIRAME[1], NICOLAS TORDI[2,3], NICOLAS FABRE[4], SÉBASTIEN DUC[5], FABIENNE DURAND[5], & LAURENT MOUROT[1,3]

[1]*EA 4660 Culture Sport Health Society, Exercise, Performance, Health, Innovation Platform, University of Franche-Comté, Besançon, France,* [2]*EA 4267 Fonctions et dysfunctions épithéliales, Exercise, Performance, Health, Innovation Platform, University of Franche-Comté, Besançon, France,* [3]*Clinical Investigation Centre in Technologic Innovation, INSERM CIT808, University Hospital of Besançon, Besançon, France,* [4]*Department of Health Sciences, Swedish Winter Sports Research Centre, Mid Sweden University, Östersund, Sweden,* [5]*Laboratoire Sport, Santé et Altitude, Département STAPS de Font Romeu, University of Perpignan, Font Romeu, France*

Abstract
The capacity to predict the heart rate (HR) and speed at the first (VT1) and second (VT2) ventilatory thresholds was evaluated during an incremental ski-mountaineering test using heart rate variability (HRV). Nine skiers performed a field test to exhaustion on an alpine skiing track. VT1 and VT2 were individually determined by visual analysis from gas exchanges (VT1V and VT2V) and time-varying spectral HRV analysis (VT1fH, VT2fH and VT2H). VT1 could not be determined with the HRV methods used. On the contrary, the VT2 was determined in all skiers. No significant difference between HR and speed at VT2H and VT2V was observed (174.3 ± 5.6 vs. 174.3 ± 5.3 bpm, and 6.3 ± 0.9 and 6.3 ± 0.9 km h^{-1}, respectively). Strong correlations were obtained for HR (r = 0.91) and speed (r = 0.92) at VT2H and VT2V with small limits of agreement (±3.6 bpm for HR). Our results indicated that HRV enables determination of HR and speed at VT2 during a specific ski-mountaineering incremental test. These findings provide practical applications for skiers in order to evaluate and control specific training loads, at least when referring to VT2.

Keywords: *Athlete, oxygen uptake, performance, ski, training, ventilatory equivalents*

Introduction

Endurance performance is linked to the capacity for the athlete to train at a specific percentage of his/her maximum oxygen uptake. The first and second ventilatory thresholds (VT1 and VT2) are landmarks to adapt the intensity of training (Boulay, Simoneau, Lortie, & Bouchard, 1997). The intensity is usually specified in terms of speed or power. During skiing, speed and power are difficult to use because of the constant variations of the terrain and velocity as well as different external conditions, such as the quality of the snow. In this case, it is more convenient to express the intensity in terms of heart rate (HR).

In practice, VT1 and VT2 can be determined using the ventilatory method (Bosquet, Leger, & Legros, 2002; Myers, 2005; Wasserman, Whipp, Koyl, & Beaver, 1973). Portable devices are now available, allowing testing in field conditions even during winter and at high altitude (Doyon, Perrey, Abe, & Hughson, 2001). However, the expense and need to determine the ventilatory thresholds using the ventilatory method limits their use to specialised centres. Recently, some studies suggest that analysis of heart rate variability (HRV) could be a reliable non-invasive and low-cost method of assessing ventilatory thresholds (Buchheit, Solano, & Millet, 2007; Cottin et al., 2006, 2007; Dourado et al., 2010; Karapetian, Engels, & Gretebeck, 2008; Sales et al., 2011) even if a better accuracy is obtained for VT2 than VT1 (Mourot et al., 2012). Unfortunately, most of these studies were conducted in a laboratory and only two of them where "field" tests performed on a 10-m and 200-m flat running tracks (Cottin et al., 2007; Dourado et al., 2010), which is still a very controlled environment and is quite unlike ski-mountaineering. Moreover, the HRV methods

Correspondence: L. Mourot, EA 4660 Culture Sport Health Society, Exercise, Performance, Health, Innovation Platform, University of Franche-Comté, 19 rue A Paré Bâtiment Socrate – Plateforme EPSI, F-25030 Besançon Cedex, France. E-mail: laurent.mourot@univ-fcomte.fr

© 2014 European College of Sport Science

Downloaded by [SCD DE L'Universite De Franche Comte], [Laurent Mourot] at 03:54 22 September 2014

Travaux publiés

Travaux publiés

Downloaded by [SCD DE L'Universite De Franche Comte], [Laurent Mourot] at 03:54 22 September 2014

chosen [time-domain analyses (Karapetian et al., 2008; Sales et al., 2011) or the Poincaré plot analysis (Paschoal & Fontana, 2011)] do not enable the determination of VT2 and thus are less applicable for performance in endurance sports. Conversely, a time-varying spectral-analysis method that computes high-frequency power spectral density (HFp) and the frequency associated with peak frequency in high-frequency range (fHF) has been used successfully to determine both VT1 and VT2 (Buchheit et al., 2007; Cottin et al., 2006, 2007; Mourot et al., 2012).

Thus, the aim of the present study was to test the hypothesis that HRV analysis would enable the determination of the ventilatory thresholds (VT1 and VT2) during a ski-mountaineering field test with sufficient precision to be used by the athletes in their training.

Methods

Subjects

Nine elite ski-mountaineers (5 men and 4 women) participated in this study. Their mean ± standard deviation (SD) age, height and weight were 32 ± 7 years, 168 ± 6 cm and 59 ± 5 kg, respectively. All trained regularly for competitions for at least two years prior to the study with an average training of 11 ± 1 h wk^{-1}. The protocol was carried out according to the Declaration of Helsinki and was approved by a local ethical committee.

Experimental protocol

Each participant performed a field ski-mountaineering incremental test to exhaustion on a groomed alpine skiing track ("Poule au Pot", Font Romeu, France) in order to determine peak oxygen uptake ($\dot{V}O_{2peak}$), peak heart rate (HR_{peak}), VT1 and VT2. The weather during test day was sunny and the temperature was between 0°C and 5°C. The track was 950 m long with an ascent of 168 m and a mean grade of 9.1° (starting at 6° and then more regular at 13° as shown in Figure 1). Start altitude was 1950 m. The skiers began at 3 km h^{-1} and speed was increased by 0.5 km h^{-1} every minute until exhaustion. To be sure that the skier sustained the fixed velocity, the right side of the track was marked. The distance between two marks matched the distance that had to be completed at the fixed velocity during 30 sec. The skiers had to reach a specified mark (±2 m) each time they heard a sound communicated by two-way radio. If they could not reach (–2 m) the subsequent mark, the test was stopped and the maximal performance was considered to be achieved. Thus, this test involved skiing at a progressively faster pace regulated by audible signals, in a way comparable of traditional tests (Cottin et al., 2007; Dourado et al., 2010; Karapetian et al., 2008; Sales et al., 2011).

Gas exchange measurements

Minute ventilation ($\dot{V}_E$), carbon dioxide output ($\dot{V}CO_2$) and oxygen uptake ($\dot{V}O_2$) were continuously measured by a portable gas exchange measurement system (Cosmed K4b^2, Rome, Italy) already used during outdoor skiing (Doyon et al., 2001). Before each test, the system was calibrated with ambient air (O_2: 20.93% and CO_2: 0.03%) and a gas mixture (O_2: 16.00% and CO_2: 5.00%) and the turbine was calibrated with a 3-L syringe (Hans Rudolph Inc, Dallas, USA).

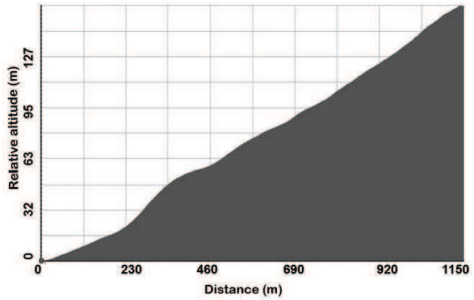


Figure 1. Profile of the alpine skiing track "Poule au Pot" at Font Romeu, France, that was used for the incremental test.

R-R intervals recording

During the test, beat-by-beat R-R intervals were recorded by telemetry (Polar T61, Polar Electro, Kempele, Finland) and a portable recorder (FRWD B100, FRWD Technologies, Oulu, Finland; Gamelin, Berthoin, & Bosquet, 2006; Nunan et al., 2009).

Data analysis

Peak oxygen uptake determination. The highest $\dot{V}O_2$ value obtained during the incremental test for 30 sec was defined as $\dot{V}O_{2\,peak}$. Two or more of the following criteria had to be met to verify that the incremental test ended at skier's maximal capacity: a HR_{peak} within 10 beats of the age predicted maximal (220 – age); a respiratory exchange ratio superior to 1.1; and a plateau in $\dot{V}O_2$ with increasing speed (Howley, Bassett, & Welch, 1995).

Ventilatory threshold determination: assessment with the ventilatory method. VT1 and VT2 were determined with the "respiratory equivalent" (values averaged every 10 sec; Wasserman et al., 1973). VT1 and VT2 obtained with the ventilatory method were named VT1V and VT2V.

Ventilatory threshold determination: assessment with HRV. All R-R intervals were extracted from recorders and exported with FRWD Replayer software (FRWD Technologies, Oulu, Finland) for analysis using Kubios HRV analysis software (version 2.0 beta 4, University of Kuopio, Kuopio, Finland). All tachograms were examined to detect and correct artefacts (<1% of the analysed beats in the present study) before HRV analysis.

Because of cardiorespiratory coupling between HRV and ventilation, both fHF and HFp derived from the spectral analysis of HRV are governed by breathing frequency and breathing depth (tidal volume; Brown, Beightol, Koh, & Eckberg, 1993). fHF and HFp trends as a function of time over the entire exercise period were calculated using a time-varying short-term Fourier transform method with 64 sec moving windows with a time shift of 10 sec. Subsequently, HFp and the product of fHF × HFp were plotted against time; the first threshold (VT1fH) was determined as the first abrupt increase in fHF × HFp after it had reached a minimum, whereas the second threshold (VT2fH) corresponded to the final abrupt increase (Cottin et al., 2007). Moreover, VT2 was also determined from HFp only as the final abrupt increase HFp (Figure 2)

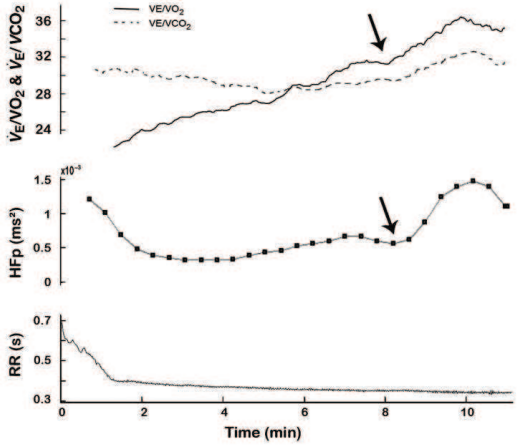


Figure 2. Simultaneous plot of the ventilatory equivalents, HF power spectral density (HFp) and R-R intervals(s) during the field test. The arrows correspond to the VT2 location according to the analysis of ventilatory and heart rate response. The curves presented in this figure were obtained in one representative skier with a final abrupt increase in HF power spectral density. Nevertheless, the slight decrease in HF power spectral density before the final increase was not always observed.

Downloaded by [SCD DE L'Universite De Franche Comte], [Laurent Mourot] at 03:54 22 September 2014

Travaux publiés

Downloaded by [SCD DE L'Universite De Franche Comte], [Laurent Mourot] at 03:54 22 September 2014

and named VT2H. HFp range was extended from resting recordings (>0.15–0.5 Hz to >0.15–2 Hz) (Cottin et al., 2007).

For each method, two experienced researchers, independently and in a blinded fashion, assessed VT1 and VT2 using the ventilatory method while two other researchers assessed the thresholds using HRV analyses. When there was a disagreement, a third experienced investigator was involved in the process. This investigator chose between the two options and the corresponding threshold was used. The HR and the speed corresponding to the thresholds determined by each method were computed.

Statistical analysis

Data are presented as mean ± SD. The Gaussian distribution of the data was verified by the Kolmogorov-Smirnov goodness-of-fit test (Z value < 1.0). When data were skewed or heteroscedastic, they were transformed by taking the natural logarithm. Statistical analyses were applied to the HR and speed values corresponding to the same threshold (VT1 or VT2) determined from different methods. Paired t-tests were used to discern any significant differences between VT1V vs. VT1fH, VT2V vs. VT2H and VT2V vs.VT2fH. The Pearson product-moment zero-order correlation coefficient was used to evaluate any significant relationships between (1) VT1V and VT1fH, (2) VT2V and VT2H or VT2V and VT2fH. Bland-Altman plots were used to assess the agreement between the measurements (Bland & Altman, 1986). Limits of agreement involved the mean difference between the two methods ±2 SDs. Statistical significance was accepted at $p < 0.05$.

Results

Recorded values

All skiers completed the test and maximal responses were observed in every case. Field incremental test duration was 483 ± 124 sec, with a constant decrease in R-R interval as shown in a representative participant displayed in Figure 2. Maximal speed and maximal climbing speed were 7.9 ± 1.3 km h^{-1} and 1255 ± 208 m h^{-1}. $\dot{V}O_{2\,peak}$, $\dot{V}_{E\,peak}$ and HR_{peak} were 67 ± 7 ml kg^{-1} min^{-1}, 137 ± 26 L min^{-1} and 181 ± 7 bpm, respectively.

First ventilatory threshold

Based on the ventilatory method, the mean HR and speed at VT1V were 153.2 ± 7.1 bpm and 5.3 ± 0.4 km h^{-1}. VT1V was determined in all skiers by two researchers. On the contrary, the determination of VT1fH was possible in only one skier (agreement between the two researchers) with the corresponding values of 157 bpm and 6 km h^{-1}. None of the three researchers was able to determine VT1fH using fHF × HFp for the eight other skiers.

Due to the difficulty to determine VT1fH, no relationship/comparison with the Bland and Altman method could be done.

Second ventilatory threshold

Only two researchers were necessary for the determination of VT2V. The determination of VT2fH was not possible in eight skiers when using fHF × HFp. Agreement between the three researchers was obtained for the determination of VT2fH with fHF × HFp in only one skier. The determination of VT2H was possible in the nine skiers. The help of a third researcher was required in three cases. The mean HRs at VT2V and VT2H were 174.3 ± 5.3 bpm and 174.3 ± 5.6 bpm, respectively (96 ± 7% of HR_{peak} in the two cases). The mean speeds at VT2V and VT2H were 6.3 ± 0.9 km h^{-1}. For both HR and speed, no significant difference ($p > 0.98$) was observed between VT2V and VT2H. Moreover, a significant and strong correlation ($p < 0.001$) were observed between the two methods (Figure 3). Bland and Altman plots showed that the biggest discrepancy between the two methods was 2.4 bpm for HR (limit of agreement ±3.6 bpm, Figure 3) and was 0.5 km h^{-1} for speed (limit of agreement ±0.56 km h^{-1}, Figure 2).

Discussion

In this study, we tested the hypothesis that HRV analysis allows to determine the HR at the ventilatory thresholds during a ski-mountaineering field test. Results showed that the HRV methods tested could not be used for VT1 assessment. On the other hand, the spectral analysis using HFp only, and not the product of fHF × HFp, appeared sufficiently accurate in determining VT2 and may be used in training routines by the athletes. This was confirmed by a mean HR difference with the reference method that was lower than 3 bpm with limits of agreement of ±3.6 bpm.

For athletes and coaches, the ventilatory thresholds are boundary markers used during training and testing sessions. In a laboratory, they are usually determined from respiratory measurements during an incremental test on cycle ergometer, treadmill or specific machine (Cottin et al., 2006; Fabre et al., 2012; Karapetian et al., 2008). Such evaluations are not always specific and require expensive materials. To address this problem, we proposed to use an incremental field test to exhaustion associated with the analysis of HRV.

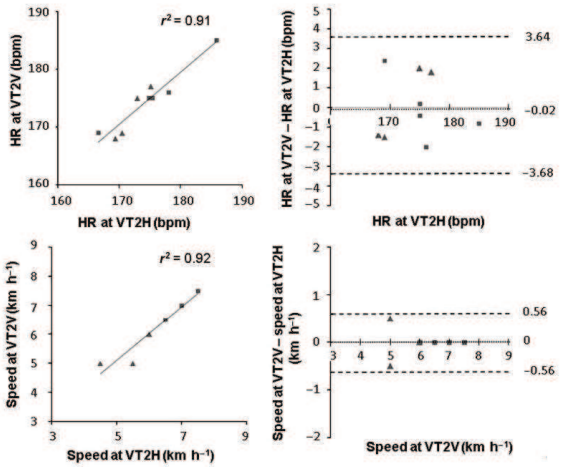


Figure 3. Relationships between HR (up left) and speed (bottom left) at VT2V and VT2H during field incremental ski test (square = man; triangle = woman) with the identity line. The Bland–Altman plots display lines showing mean difference (systematic bias) between methods and the limits of agreement (2 SD around the mean) are presented in the right part of the figure. Please note that symbols of three pairs of subjects overlap exactly at speeds of 6, 6.5 and 7 km h^{-1} in the VT2H-VT2V plots.

The ski-mountaineering test, consisting in skiing at a progressively faster pace to achieve maximal exercise in about 8–10 min, was not particularly validated in itself. However, the respiratory system used is adapted for extreme conditions even during winter and in altitude (Doyon et al., 2001) and the usual cardiopulmonary criteria for assessing maximal exercise were reached, after a progressive and constant increase as shown by the decrease in R-R interval (Figure 2). The values of $\dot{V}O_{2\,max}$ (67 ± 7 ml kg^{-1} min^{-1}) obtained are consistent with the data reported in high-level skiers (Fabre et al., 2012; Mourot, Fabre, Andersson, Willis, & Buchheit, et al., 2014; Mourot, Fabre, Andersson, Willis, & Hebert-Losier, et al., 2014). Successful skiers have high-aerobic power, both in absolute and relative values and maximal oxygen uptake is considered crucial for performance (Duc, Cassirame, & Durand, 2011).

Thus, we believe our procedure enabled accurate determination of the ventilatory thresholds. Specifically, the level of VT2 achieved in our study was in agreement with the training level of the participants, as based on previously published results with similar athletes (Fabre et al., 2012; Mourot, Fabre, Andersson, Willis, & Buchheit, et al., 2014; Mourot, Fabre, Andersson, Willis, & Hebert-Losier, et al., 2014).

Non-invasive and low-cost methods based on HR recordings and the analysis of HRV have been proposed to identify the ventilatory thresholds (Buchheit et al., 2007; Cottin et al., 2006, 2007; Dourado et al., 2010; Karapetian et al., 2008; Sales et al., 2011). The use of time-domain index to determine the VT1 is based on the idea that vagal R-R modulation is no longer present beyond this threshold (Tulppo, Makikallio, Seppanen, Laukkanen, & Huikuri, 1998; Yamamoto, Hughson, & Nakamura, 1992). However, conflicting results exist, and these indexes seem insufficient to assess the first ventilatory threshold accurately (Mourot et al., 2012).

Both VT1 and VT2 were determined in the present study with the time-varying method. This method computes fHF and HFp that depend on both changes in tidal volume and breathing frequency (Cottin et al., 2006, 2007). We were unable to determine VT1. On the other hand, when using HFp only, VT2 was determined in eight skiers, and the limit of agreement between the HR at VT2 from ventilatory measurements and from the time-varying analysis was low (3 bpm). This agreement (<5%) was comparable or

Downloaded by [SCD DE L'Universite De Franche Comte], [Laurent Mourot] at 03:54 22 September 2014

Travaux publiés

Downloaded by [SCD DE L'Universite De Franche Comte], [Laurent Mourot] at 03:54 22 September 2014

lower than that obtained in terms of HR (Buchheit et al., 2007), oxygen uptake (Karapetian et al., 2008) or power output (Cottin et al., 2006), suggesting that this method is promising in assessing HR associated with VT2 and thus in guiding the design of exercise intensity training in ski-mountaineering athletes. Contrary to VT1, characterised by low intensities, intensities at VT2 are quite demanding, requiring great autonomic responses that may trigger easiest points-recognition as well as better agreement between respiratory exchange methods and HRV analysis.

On the other hand, it is important to note that the use of the fHF × HFp method did not enable the determination of VT1 and rendered the determination of VT2 possible in only one skier. With the experimental design used in the present study, we could not explain the mechanisms responsible for this observation. However, this may relate to the type of locomotion studied in our study, i.e. ski-mountaineering and the involvement of the upper body.

Specifically, a mechanism involving changes in the intrathoracic pressures during dynamic exercise may be involved (Bernardi et al., 1990). In comparison to running or cycling, the contribution of the upper body during skiing alters considerably these pressures. This could trigger a specific effect on HRV. Indeed, in our study, fHF did not increase continuously during the exercise (e.g. Cottin et al., 2007). Instead, fHF followed an erratic pattern in eight of nine subjects (Figure 4). We have no explanation for this except a potential interaction between locomotion, ventilation and cardiac activities during skiing sports (Fabre et al., 2012). It should also be noted that in previous works (Buchheit et al., 2007; Mourot et al., 2012), the fHF trend has been smoothed before being used for calculation while it was not the case in our study given that very erratic curve trend.

The number of skiers studied was rather limited to give clear and definitive results. The number of subjects in comparable studies has also been low from 10 to 12 (Cottin et al., 2006, 2007; Dourado et al., 2010; Sales et al., 2011). This may nevertheless not limit the capability of this research to find a good agreement between the two methods tested to determine VT2. Also, the determination of VT, from ventilatory measures or HRV analysis, remains subjective and operator-dependent. At least two independent observers are required for reliable determination (Meyer et al., 1996) and sometimes three are indeed involved. A valid and objective procedure is still lacking for assessing VT2 from both respiratory measurement and HRV. It is of note that in this study the version 2.0 beta 4 was used, which is an uncommon version (Tarvainen, Niskanen, Lipponen, Ranta-Aho, & Karjalainen, 2014). New studies with further versions of the Kubios software are required to confirm our findings. Finally, we extended the HFp frequency band to include high-breathing frequencies. Evidence exists that during exercise tests non-respiratory spectral peaks may appear in this band related to pedal frequencies used during the cycle-ergometer exercise (Villa, Castiglioni, Merati, Mazzoleni, & Di

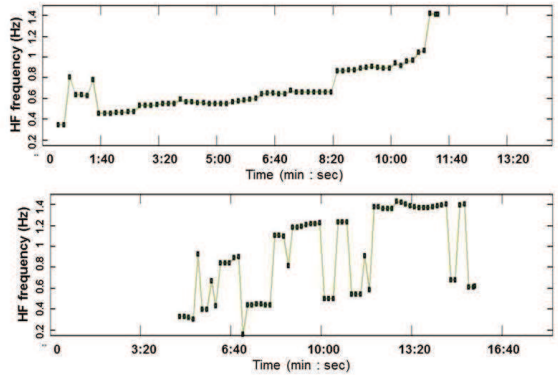


Figure 4. Example of the frequency associated with high-frequency (HF) power spectral density of the subject with a regular increase during the exercise (up) or in a representative subject involved in the present study, with a very irregular pattern (down).

Downloaded by [SCD DE L'Universite De Franche Comte], [Laurent Mourot] at 03:54 22 September 2014

Travaux publiés

Rienzo, 2008). Even if unlikely, we could not exclude that similar components occur with skiing and relate to cadence since it has been observed that arm poling drives ventilation, suggesting that mechanical influences are dominant compared to the metabolic ones (Fabre et al., 2012). It could be argued that the diagonal stride technique may be associated with a lower coupling between the mechanical constraints imposed by the locomotion and the respiratory apparatus and that the ventilatory method is valid during ski-mountaineering, compared to cross-country skiing with the skating technique (Fabre et al., 2012).

Conclusions

The results showed that HRV time-varying spectral analysis during a field ski-mountaineering test could enable the determination of the HR associated with VT2 with sufficient precision to be used as part of a training routine without the need of a gas analyser device. On the other hand, the VT1 could not be determined with the HRV analyses tested in the present study. VT2 is a boundary marker to determine during a testing session and is of high importance for training. Based on the present result, we believe that HRV is a promising method for athletes and coaches.

Acknowledgements

The authors wish to thank the skiers for their time and cooperation. We also acknowledge the Matsport Company and the "Sport Santé Altitude" laboratory for their technical support on the field. We would also like to thank Frances Sheppard and Mark Rakobowchuk for their linguistic assistance and Catherine Capitan.

Funding

This work was supported by the University of Franche Comté.

References

Bernardi, L., Salvucci, F., Suardi, R., Solda, P. L., Calciati, A., Perlini, S., … Ricciardi, L. (1990). Evidence for an intrinsic mechanism regulating heart rate variability in the transplanted and the intact heart during submaximal dynamic exercise? *Cardiovascular Research*, *24*, 969–981. doi:10.1093/cvr/24.12.969

Bland, J. M., & Altman, D. G. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet*, *327*, 307–310. doi:10.1016/S0140-6736(86)90837-8

Bosquet, L., Leger, L., & Legros, P. (2002). Methods to determine aerobic endurance. *Sports Medicine*, *32*, 675–700. doi:10.2165/00007256-200232110-00002

Boulay, M. R., Simoneau, J. A., Lortie, G., & Bouchard, C. (1997). Monitoring high-intensity endurance exercise with heart rate and thresholds. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *29*(1), 125–132. doi:10.1097/00005768-199701000-00018

Brown, T. E., Beightol, L. A., Koh, J., & Eckberg, D. L. (1993). Important influence of respiration on human R-R interval power spectra is largely ignored. *Journal of Applied Physiology*, *75*, 2310–2317.

Buchheit, M., Solano, R., & Millet, G. P. (2007). Heart-rate deflection point and the second heart-rate variability threshold during running exercise in trained boys. *Pediatric Exercise Science*, *19*, 192–204.

Cottin, F., Leprêtre, P.-M., Lopes, P., Papelier, Y., Médigue, C., & Billat, V. (2006). Assessment of ventilatory thresholds from heart rate variability in well-trained subjects during cycling. *International Journal of Sports Medicine*, *27*, 959–967. doi:10.1055/s-2006-923849

Cottin, F., Médigue, C., Lopes, P., Leprêtre, P.-M., Heubert, R., & Billat, V. (2007). Ventilatory thresholds assessment from heart rate variability during an incremental exhaustive running test. *International Journal of Sports Medicine*, *28*, 287–294. doi:10.1055/s-2006-924355

Dourado, V. Z., Banov, M. C., Marino, M. C., de Souza, V. L., Antunes, L. C. de. O., & McBurnie, M. A. (2010). A simple approach to assess VT during a field walk test. *International Journal of Sports Medicine*, *31*, 698–703. doi:10.1055/s-0030-1255110

Doyon, K. H., Perrey, S., Abe, D., & Hughson, R. L. (2001). Field testing of $VO_{2\ peak}$ in cross-country skiers with portable breath-by-breath system. *Canadian Journal of Applied Physiology*, *26*(1), 1–11. doi:10.1139/h01-001

Duc, S., Cassirame, J., & Durand, F. (2011). Physiology of ski mountaineering racing. *International Journal of Sports Medicine*, *32*, 856–863. doi:10.1055/s-0031-1279721

Fabre, N., Bortolan, L., Pellegrini, B., Zerbini, L., Mourot, L., & Schena, F. (2012). Anaerobic threshold assessment through the ventilatory method during roller-ski skating testing: Right or wrong? *Journal of Strength and Conditioning Research*, *26*, 381–387. doi:10.1519/JSC.0b013e3182260455

Gamelin, F. X., Berthoin, S., & Bosquet, L. (2006). Validity of the polar S810 heart rate monitor to measure R-R intervals at rest. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *38*, 887–893. doi:10.1249/01.mss.0000218135.79476.9c

Howley, E. T., Bassett, D. R., Jr., & Welch, H. G. (1995). Criteria for maximal oxygen uptake: Review and commentary. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *27*, 1292–1301. doi:10.1249/00005768-199509000-00009

Karapetian, G. K., Engels, H. J., & Gretebeck, R. J. (2008). Use of heart rate variability to estimate LT and VT. *International Journal of Sports Medicine*, *29*, 652–657. doi:10.1055/s-2007-989423

Meyer, K., Hajric, R., Westbrook, S., Samek, L., Lehmann, M., Schwaibold, M., … Roskamm, H. (1996). Ventilatory and lactate threshold determinations in healthy normals and cardiac patients: Methodological problems. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *72*, 387–393. doi:10.1007/BF00242266

Mourot L., Fabre N., Andersson E., Willis S., Buchheit M., & Holmberg H. C. (2014). Cross-country skiing and post-exercise heart rate recovery. *International journal of sports physiology and performance*. Advance online publication. doi:10.1123/ijspp.2013-0445

Mourot, L., Fabre, N., Andersson, E., Willis, S. J., Hebert-Losier, K., & Holmberg, H. C. (2014). Impact of the initial classic section during a simulated cross-country skiing skiathlon on the cardiopulmonary responses during the subsequent period of skate skiing. *Applied Physiology Nutrition and Metabolism*, *39*, 911–919.

Mourot, L., Tordi, N., Bouhaddi, M., Teffaha, D., Monpere, C., & Regnard, J. (2012). Heart rate variability to assess ventilatory

Travaux publiés

Downloaded by [SCD DE L'Universite De Franche Comte], [Laurent Mourot] at 03:54 22 September 2014

thresholds: Reliable in cardiac disease? *European Journal of Preventive Cardiology*, *19*, 1272–1280. doi:10.1177/1741826711423115

Myers, J. (2005). Applications of cardiopulmonary exercise testing in the management of cardiovascular and pulmonary disease. *International Journal of Sports Medicine*, *26*(Suppl. 1), S49–S55. doi:10.1055/s-2004-830515

Nunan, D., Donovan, G., Jakovljevic, D. G., Hodges, L. D., Sandercock, G. R. H., & Brodie, D. A. (2009). Validity and reliability of short-term heart-rate variability from the Polar S810. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *41*, 243–250. doi:10.1249/MSS.0b013e318184a4b1

Paschoal, M. A., & Fontana, C. C. (2011). Method of heart rate variability threshold applied in obese and non-obese pre-adolescents. *Arquivos Brasileiros Cardiologia*, *96*, 450–456. doi:10.1590/S0066-782X2011005000052

Sales, M. M., Campbell, C. S., Morais, P. K., Ernesto, C., Soares-Caldeira, L. F., Russo, P., … Simões, H. G. (2011). Noninvasive method to estimate anaerobic threshold in individuals with type 2 diabetes. *Diabetology and Metabolic Syndrome*, *3*, 1. doi:10.1186/1758-5996-3-1

Tarvainen, M. P., Niskanen, J.-P. , Lipponen, J. A., Ranta-Aho, P. O., & Karjalainen, P. A. (2014). Kubios HRV – Heart rate variability analysis software. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, *113*, 210–220. doi:10.1016/j.cmpb.2013.07.024

Tulppo, M. P., Makikallio, T. H., Seppanen, T., Laukkanen, R. T., & Huikuri, H. V. (1998). Vagal modulation of heart rate during exercise: Effects of age and physical fitness. *American Journal of Physiology*, *274*, H424–H429.

Villa, F., Castiglioni, J., Merati, G., Mazzoleni, P., & Di Rienzo, M. (2008). Effects of pedaling on the high frequency components of HRV during exercise. *Computers in Cardiology*, *35*, 37–42.

Wasserman, K., Whipp, B. J., Koyl, S. N., & Beaver, W. L. (1973). Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. *Journal of Applied Physiology*, *35*, 236–243.

Yamamoto, Y., Hughson, R. L., & Nakamura, Y. (1992). Autonomic nervous system responses to exercise in relation to ventilatory threshold. *Chest*, *101*, 206S–210S. doi:10.1378/chest.101.5_Supplement.206S

d) Conflit analyse de la VFC et fréquence gestuelle

Différents travaux montrent que la fréquence gestuelle pendant l'exercice influence directement la VFC pendant un exercice. Bailon et al. ont montré l'existence de cette relation sur des tests en course à pied sur tapis roulant (Bailon et al. 2013) tandis que d'autres auteurs l'ont également mise en avant sur la fréquence de pédalage (Lunt et al. 2011; Meste et al. 2007b; Blain et al. 2009). Il semblerait que ce couplage s'exerce par le biais des pressions mécaniques qui peuvent s'exercer sur les barorécepteurs et mécanorécepteurs pulmonaires. Pour corroborer cette hypothèse, on peut aussi noter que cette relation est d'autant plus marquée lorsque l'activité s'exerce avec les membres supérieurs (Fabre et al. 2006; Laurent Mourot et al. 2013; Fabre et al. 2012; Leicht et al. Spinks 2008). Leicht et al. (2008) ont précédemment démontré qu'un exercice de pédalage avec les membres supérieurs apportait des modifications plus importantes que la même intensité réalisée avec les membres inférieurs. Cette modification est d'autant plus marquée lorsque l'intensité de l'exercice est modérée (Figure 108), il est possible que ce couplage s'annule passée une intensité supérieure au second seuil ventilatoire en raison des multiples afférences qui sont mise en jeu.

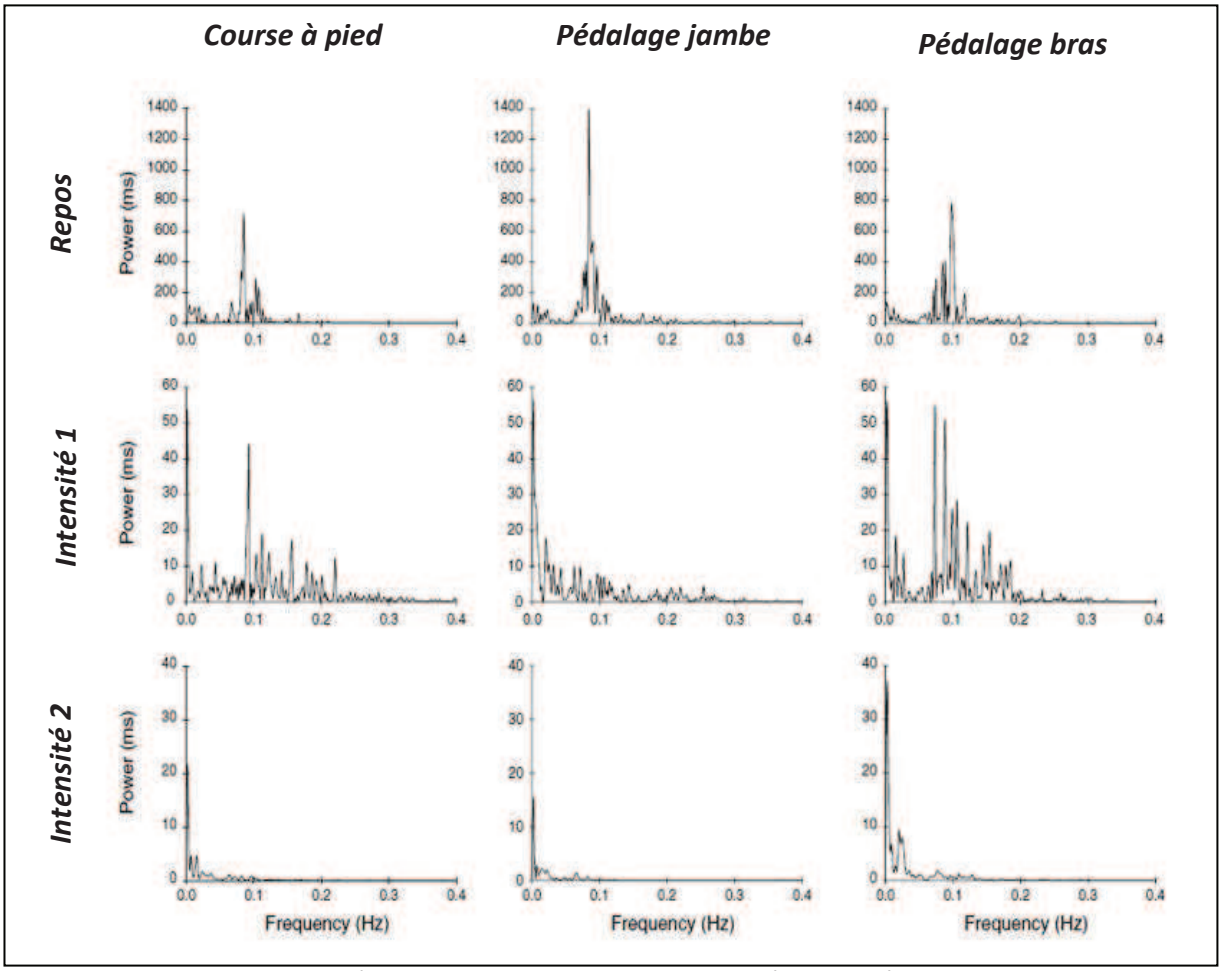


Figure 108. Illustration de l'analyse spectrale pour la course à pied, pédalage jambe et bras, au repos, intensité I et 2. (Leicht et al. 2008)

Ce phénomène peut ainsi expliquer en partie les difficultés rencontrées lors de nos expérimentations à définir à la fois les seuils aérobie et anaérobie en utilisant fHF. Il est probable que la fréquence ventilatoire et gestuelle impacte de manière simultanée le spectre et que cela empêche de déterminer un fHF correspondant à un FR.

IV. LES LIMITES DE L'UTILISATION DE L'ANALYSE DE LA VARIABILITE DE LA FC.

L'analyse de la VFC s'est largement popularisée dans la dernière décennie grâce à la simplicité de la mesure de la FC battement à battement et aux multiples vertus qu'on lui attribue. Cependant, la vulgarisation de cet outil a vu certains principes fondamentaux de son utilisation oubliés. Cette dernière partie traite des limites de l'utilisation de l'analyse de la VFC et également des facteurs qui l'influencent afin d'éviter les pièges dans l'interprétation des résultats.

A. LES LIMITES DE L'UTILISATION DE LA VARIABILITE DE LA FREQUENCE CARDIAQUE

1. GENERALES

La VFC est un outil d'évaluation du contrôle cardiaque par le SNA. On oublie trop souvent que l'on cherche par cette méthode à faire une évaluation du tonus du SNA à destination cardiaque. Dans un premier temps, il est donc indispensable d'avoir un état stationnaire si l'on souhaite obtenir un état de base de celui-ci. L'état de repos n'est pas suffisant, il faut également éliminer toutes les afférences vers le SNA pour obtenir cet état stable. Les limites inhérentes au protocole et la situation de mesure seront détaillées dans une partie suivante.

La majorité des utilisations de l'analyse de la VFC vise à utiliser une relation entre une modification du SNA avec un état physiologique : fatigue, surentraînement, stress… (Mourot et al. 2004b ; Melillo et al. 2011). Cette relation établie entre le SNA et ces états physiologiques n'est souvent qu'une corrélation, ce qui induit une première zone d'incertitude.

Dans un second temps, on peut s'intéresser à la relation entre le SNA et VFC. Du point de vue conceptuel, on considère la VFC comme un moyen d'évaluation du SNA. Comme le montre la Figure 11, les efférences du SNA sont nombreuses, lorsque l'on s'intéresse au cœur on ne regarde qu'un organe cible. Il est possible que la réponse sur cet organe ne soit pas complètement identique à celle de tous les organes. De plus, la réponse cardiaque n'est pas effective seulement sur le plan chronotrope. Il existe également des réponses du SNA vers le cœur sous forme inotrope (force de contraction et par extension VES), ou dromotrope (vitesse de conduction auriculo-ventriculaire), bathmotrope (exitabilité cardiaque) et lusinthrope (relaxation cardiaque).

L'analyse de la VFC nous renseigne donc sur le contrôle autonome vers le cœur sur le plan chronotrope. Or, il apparait que le SNA n'est pas seul responsable de cet effet. Comme déjà expliqué dans ce mémoire la respiration à travers l'ASR (Blain, 2005; Brown et al. 1993) inluence également l'aspect temporel par des efférences du nerf vague, mais également par des facteurs mécaniques. Les facteurs biomécaniques comme une fréquence gestuelle ou la

position vont également apporter des modifications au contrôle de la FC par le mécanisme réflexe de Bainbridge et également par l'intermédiaire d'une boucle de contrôle du SNA suite à l'augmentation du retour veineux vers le cœur (Mourot et al. 2013; Markad 2012).

Pour résumer, la VFC est une méthode indirecte et non invasive d'évaluation du tonus du SNA à destination du nœud sinusal. En mesurant la FC battement à battement, on peut mesurer l'impact contrôle autonome cardiaque. On note aussi que plusieurs phénomènes auront des effets directs sur la FC sans passer par le SNA. Par exemple le remplissage cardiaque rapide entraîne le déclanchement d'une éjection plus précoce. L'ensemble de ces arguments conduisent à prêter plus d'attention à l'importance de ces mesures et peut être à coupler celle-ci à d'autres techniques.

2. COMPARAISON VFC ET AUTRES METHODES

Si l'on regarde des comparaisons avec d'autres méthodes de mesure de l'activité du SNA ou que l'on évalue la réponse à des stimulations progressives, on peut s'apercevoir que l'analyse de la VFC ne donne pas toujours des réponses proportionnelles aux autres méthodes.

a) Comparaison VFC et ANSM

L'Activité Nerveuse Sympathique Musculaire est considérée comme une méthode directe de l'évaluation du SNA. Cette technique mesure l'activité nerveuse sympathique du nerf péronier (Grassi and Esler 1999). Cependant, peu d'études traitent de la comparaison entre la VFC et de cette technique. Dans une thèse sur la prévention des syndromes métaboliques, une comparaison systématique des méthodes met en évidence la corrélation entre la VFC et l'ANSM (Habib 2010) Figure 109 et 110. Dans ces travaux l'analyse de la VFC sur 3 heures est comparée aux nombres de pics de décharges relevés par l'ANSM (un pic étant supérieur à trois fois la valeur basale) chez des sujets sains.

	Corrélation paramétrique (Corrélation de Pearson)		Corrélation non-paramétrique (Rho de Spearman)	
	R	**P**	**Rho**	**P**
N = 78				
FC	0,40	< 0,001	0,47	< 0,001
SD	- 0,39	< 0,001	- 0,42	< 0,001
ASDNN	- 0,47	< 0,001	- 0,54	< 0,001
SDANN	- 0,08	0,5	- 0,10	0,4
PNN50	- 0,40	< 0,001	- 0,50	< 0,001
RMSSD	- 0,42	< 0,001	- 0,49	< 0,001
Puissance totale	- 0,42	< 0,001	- 0,49	< 0,001
BF (ms^2)	- 0,46	< 0,001	- 0,53	< 0,001
BF (UN)	- 0,10	0,4	- 0,07	0,53
HF (ms^2)	- 0,35	0,002	- 0,51	< 0,001
HF (UN)	- 0,30	0,008	- 0,32	0,005
BF/HF	0,28	0,013	0,30	0,008

Figure 109. Tableau de coefficient de corrélation entre la mesure ANSM et les différents indices temporelles et fréquentielles de la VFC Habib 2010

On voit dans ce tableau et dans la figure ci-dessous que les corrélations sont avérées mais que les corrélations sont faibles voire triviales pour SDANN et BF (Hopkins et al. 2009). On ne peut donc pas considérer l'analyse de la VFC comme étant précise par rapport à cette méthode de référence.

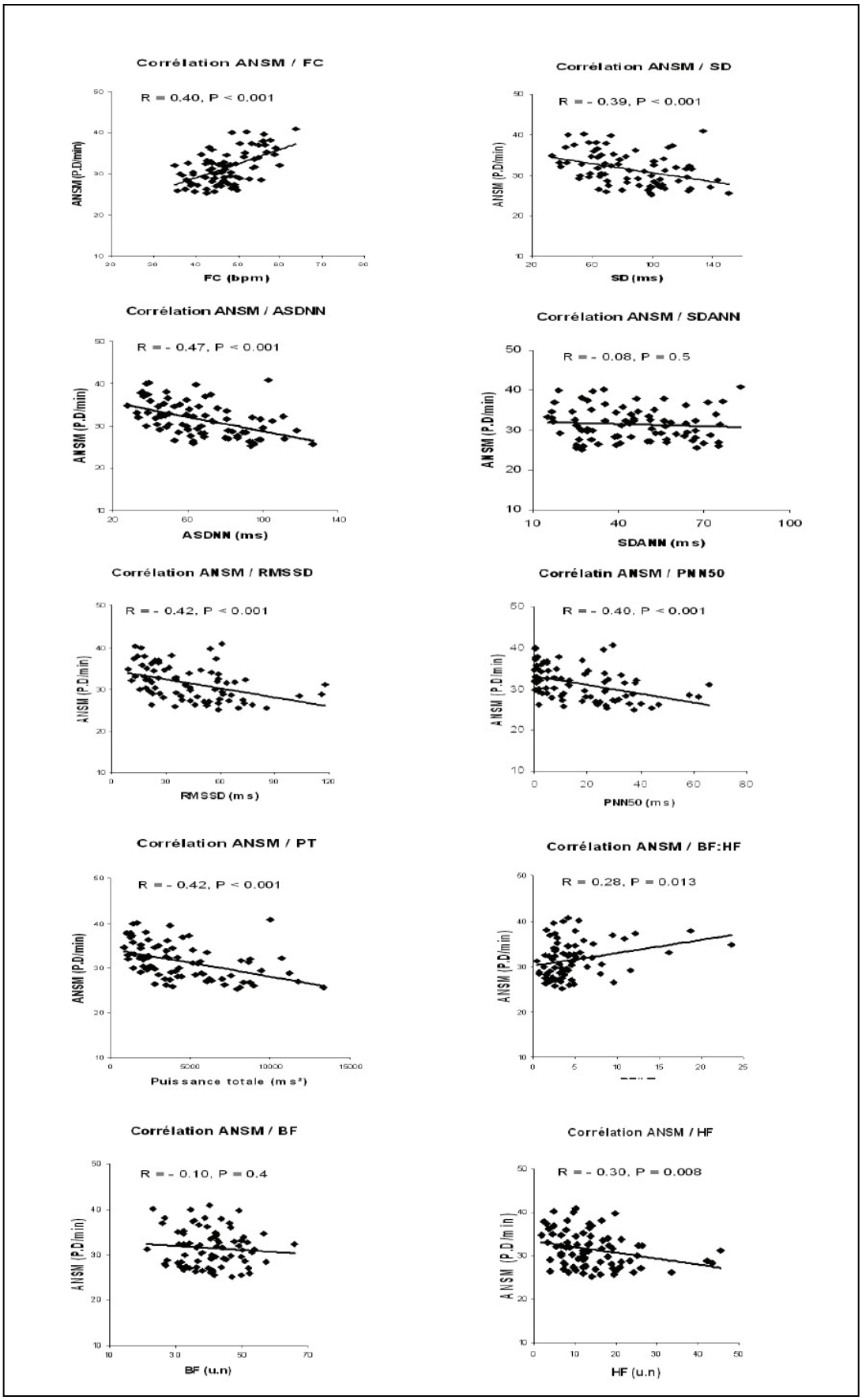


Figure 110. Graphique de corrélation entre la mesure ANSM et les différents indices temporels et fréquentiels de la VFC

b) Comparaison avec des stimulations progressives : exemple du Tilt

Pour réaliser une évaluation des réponses du SNA via l'analyse de la VFC, plusieurs auteurs ont étudié l'effet de différentes angulations de redressement passif sur les différentes variables (Mukai and Hayano 1995; Bahjaoui-Bouhaddi et al. 2000). On s'aperçoit encore lors de ces expérimentations que les réponses ne sont pas toujours proportionnelles à la stimulation et que les variations inter individuelles sont assez importantes (Figure 111).

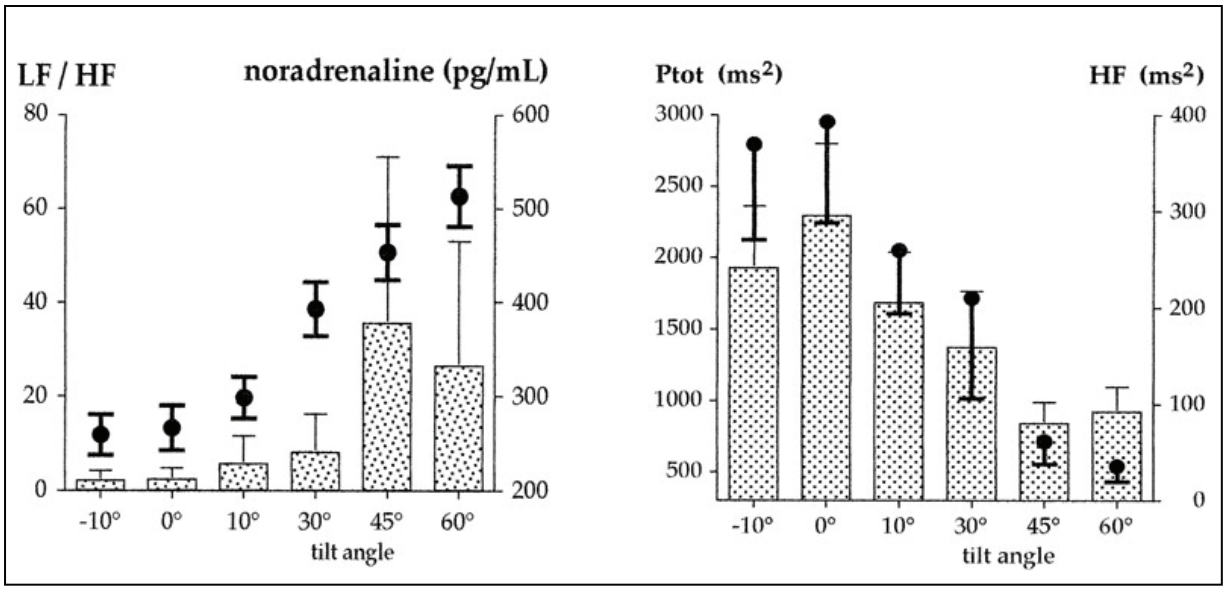


Figure 111. VFC et dosage sur des tilts Test à différents degrés d'angulation. Bahjaoui-Bouhaddi et al. 2000).

3. *REPRODUCTIBILITE DE LA VFC*

La VFC est souvent considérée comme une analyse assez volatile. Les variations inter individuelles ainsi que la reproductibilité ne plaident pas toujours en sa faveur suivant les indices analysés. On trouve dans la littérature une multitude d'articles traitant de la reproductibilité des indices issus de l'analyse de la VFC (Pinna et al. 2007; Young et Leicht 2011; Sandercock et al. 2004; . Parati et al. 2001; Leicht et al. 2008; Sookan et McKune 2011; Marks et Lightfoot 1999; Guijt et al. 2007; Kobayashi 2007; Kobayashi 2009; Sinnreich et al. 1998; Schroeder et al. 2004; S et al. 2001; Cipryan et Litschmannova 2013; Amara et Wolfe 1998; Freed et al. 1994; Pitzalis et al. 1996; Nolan et al. 1996; Al Haddad et al. 2011). Les protocoles utilisés pour mesurer la reproductibilité de la VFC sont souvent très différents. On trouve dans certains cas des protocoles qui offrent un test puis un autre test à plusieurs jours voire semaines d'intervalle (Amara 1998; Pitzalis et al. 1996; Freed et al. 1994). Or, on sait que la standardisation du protocole de mesure ainsi que de l'environnement ou de la période précédant la mesure influence largement le test. L'approche proposée dans ces études nous renseigne sur la reproductibilité du protocole global de mesure de la VFC incluant la mesure et la capacité de standardisation du protocole.

Dans les travaux rencontrés, la reproductibilité a souvent été élaborée dans différentes conditions de mesure, comme 24h Holter (Freed et al. 1994; Nolan et al. 1996), test orthostatique (Cipryan 2013; Pitzalis et al. 1996; Schroeder et al. 2004), respiration libre ou contrôlée (Pinna et al. 2007; Guijt et al. 2007; Kobayashi 2009)ou post exercice (Al Haddad et al. 2011). Dans la majorité des cas, l'analyse de coefficient de corrélation intra-classe (ICC) peut nous renseigner sur la reproductibilité des mesures (Atkinson et Nevill 1998). Si l'on s'intéresse à la variabilité à court terme (5 à 15 min), les différentes études montrent que les paramètres de l'analyse temporelle sont plus reproductibles et robustes que l'analyse spectrale (Pinna et al. 2007; Sookan et al. 2011; Pitzalis et al. 1996) (Tableau 112).

TABLE 2. RELIABILITY INDICES FOR FREQUENCY AND TIME DOMAIN HRV PARAMETERS

		Day 2 vs day 3			Day 3 vs day 4		
HRV parameters		*TEM*	*TEM (%)*	*ICC*	*TEM*	*TEM (%)*	*ICC*
LF/HFnu	Female	0.25 (0.20–0.36)	31.4 (25.1–45.2)	0.80 (0.59–0.91)	0.24 (0.19–0.35)	29.7 (23.5–43.4)	0.83 (0.63–0.92)
	Male	0.54 (0.41–0.78)	48.1 (36.5–69.5)	0.36 (0.08–0.69)	0.43 (0.33–0.62)	40.4 (31.0–58.3)	0.72 (0.41–0.88)
HFnu	Females	6.63 (5.13–9.38)	11.5 (8.9–16.2)	0.88 (0.74–0.94)	7.92 (6.13–11.21)	13.4 (10.3–18.9)	0.81 (0.61–0.92)
	Males	12.58 (9.62–18.17)	24.6 (18.8–35.5)	0.55 (0.17–0.79)	8.95 (6.85–12.93)	16.7 (12.8–24.2)	0.78 (0.53–0.90)
LFnu	Female	7.78 (6.26–10.38)	17.8 (14.3–23.8)	0.84 (0.70–0.92)	7.26 (5.84–9.69)	17.2 (13.9–23.0)	0.86 (0.74–0.93)
	Male	13.04 (10.41–17.70)	26.6 (21.2–36.1)	0.52 (0.19–0.74)	9.40 (7.50–12.76)	20.2 (16.11–27.4)	0.75 (0.54–0.88)
IBIs (ms)	Females	44.90 (35.21–61.98)	4.8 (3.8–6.6)	0.83 (0.67–0.91)	45.89 (35.99–63.34)	4.9 (3.9–6.9)	0.79 (0.60–0.89)
	Males	53.46 (40.90–77.20)	4.8 (3.6–6.9)	0.90 (0.79–0.95)	46.46 (35.54–67.09)	4.1 (3.2–5.9)	0.93 (0.85–0.96)
SDNN	Females	28.83 (22.30–40.80)	31.2 (24.1–44.1)	0.77 (0.54–0.90)	35.58 (27.52–50.36)	32.2 (28.8–52.7)	0.72 (0.45–0.87)
	Males	20.70 (15.83–29.89)	19.9 (15.2–28.8)	0.70 (0.40–0.87)	20.62 (15.78–29.78)	20.2 (15.4–29.1)	0.73 (0.45–0.88)
RMSSD	Females	17.29 (13.37–24.47)	20.5 (15.8–29)	0.92 (0.82–0.97)	20.12 (15.56–28.48)	22.6 (17.5–32)	0.91 (0.80–0.96)
	Males	19.12 (14.63–27.62)	18.7 (14.3–27.1)	0.83 (0.64–0.91)	20.53 (15.71–29.65)	20.3 (15.5–29.3)	0.79 (0.55–0.89)
pNN50	Females	9.56 (7.39–13.53)	19.1 (14.8–27)	0.84 (0.67–0.93)	8.80 (6.80–12.45)	18.7 (14.4–26.4)	0.87 (0.72–0.94)
	Males	7.55 (5.78–10.90)	14.2 (10.9–20.5)	0.86 (0.69–0.94)	7.07 (5.41–10.21)	13.2 (10.1–19.1)	0.87 (0.72–0.95)

HRV = heart rate variability.
Frequency domain: LFnu = low-frequency normalised units, HFnu = high-frequency normalised units, LF/HFnu = low-frequency to high-frequency ratio in normalised units.
Time domain: IBI = R–R intervals, SDNN = standard deviation of normal-to-normal intervals, RMSSD = root mean squared differences of the standard deviation, pNN50 = percentage of beats that changed more than 50 ms from the previous beat.
Reliability: ICC = intra-class correlation and is expressed as a mean (95% CI), TEM = typical error of measurement, TEM% = typical error of measurement as a percentage, and both are expressed as means (90% CI).

Figure 112. Tableau des coefficients de corrélation intraclasse pour la répétabilité de mesure de VFC des paramètres fréquentielles et temporelles chez l'homme et la femme. (D'après Sookan 2011)

On voit également que le genre affecte la reproductibilité. En effet, il apparait que les femmes possèdent des ICC significativement plus élevés que les hommes sur tous les domaines (Sookan et McKune 2011; Sinnreich et al. 1998). Aussi, plusieurs études se sont concentrées sur l'étude de la reproductibilité des indices issus de l'analyse de la VFC avec une respiration spontanée ou contrôlée. Dans le cas d'une respiration imposée par un métronome, la reproductibilité des paramètres fréquentiels se trouve augmentée, principalement en ce qui concerne la puissance HF. Ce phénomène est principalement dû au placement du pic de HF qui symbolise la respiration. Ce pic est dans ce cas plus remarquable et se place vers 0,25 Hz. Il n'y a alors pas de confusion à la frontière des deux bandes de fréquence (Sinnreich et al. 1998; Sookan et McKune 2011; Kobayashi 2009).

Les différents travaux mettent en évidence plusieurs phénomènes logiques se traduisant sur le plan de la reproductibilité. Pour la variabilité à court terme, il apparait que la durée de l'enregistrement influence négativement la reproductibilité (Pinna et al. 2007; Cipryan et Litschmannova 2013). On peut considérer que garder un état neurovégétatif stationnaire est très compliqué et que plus la période est longue et plus on expose la mesure à un toussotement, un étirement, un blocage de la respiration… Aussi le fait de raccourcir la période d'enregistrement permet à l'individu d'éviter d'avoir une activité mentale perturbatrice pour les indices du SNA. Plusieurs articles traitent également de meilleurs résultats de reproductibilité en situation debout comparativement à la situation couchée (Dantas et al. 2010; Cipryan et Litschmannova 2013). Cela peut s'expliquer de plusieurs manières. D'abord, le SNA est plus sensible aux interactions extérieures en situation couchée qu'en situation debout. Il y a une tâche importante du contrôle de la pression à cause de l'orthostatisme. Il est également possible qu'en situation couchée on soit plus soumis à l'écoute de l'environnement extérieur et des pensées (positives ou négatives) plutôt qu'en situation debout où l'on peut situer son attention sur le maintien de la posture. Dans cette logique, plusieurs auteurs utilisent également des périodes de mesure à l'exercice et post exercice pour limiter l'effet des influences externes (Al Haddad et al. 2011; Dupuy et al. 2012).

Ces articles montrent que la mesure de la VFC peut s'avérer très reproductible mais que le contexte de mesure et l'état physiologique de la personne mesurée peut largement modifier le résultat final. Il est donc primordial de choisir un protocole adapté et rigoureux prenant toutes les précautions possibles pour standardiser les mesures et ainsi permettre les comparaisons.

4. LES PARAMETRES AFFECTANT LA MESURE DE LA VFC

a) Les paramètres liés à l'état général du sujet

(1) L'âge

On peut définir deux segments distincts pour l'étude de la VFC à travers l'âge d'un sujet. Pendant l'enfance, le SNA se développe et on observe une augmentation des indices de la VFC (PT, LF, HF) traduisant une augmentation du tonus du SNS et une atténuation lente du tonus du SNP (Figure 113) qui assure la mise en place des rythmes physiologiques comme la respiration (Schwartz et al. 1991).

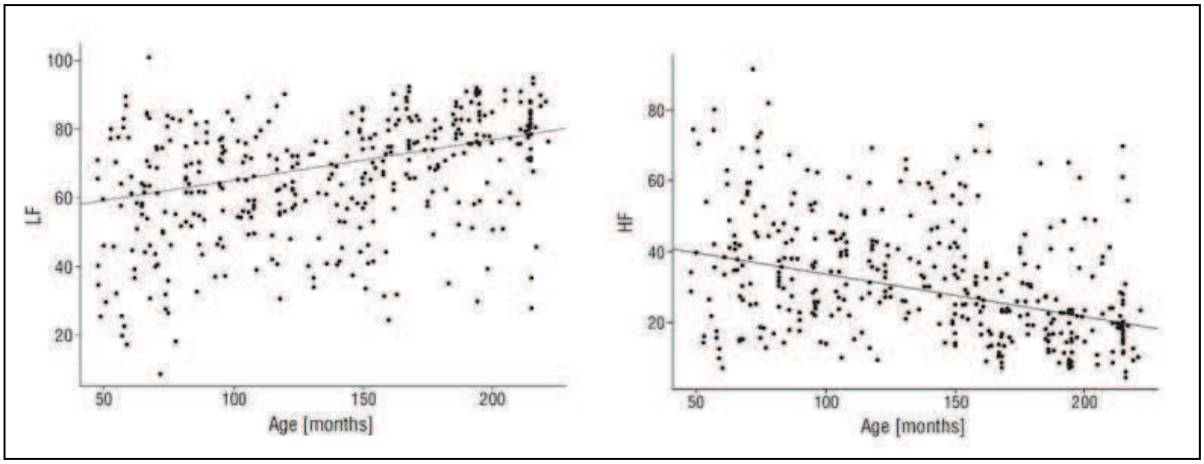


Figure 113. Evolution de LF et HF en fonction de l'âge en mois.

Passée cette phase de construction, on note que les indices de l'analyse de la VFC reflétant l'activité du SNA subit une diminution progressive sur les années qui suivent. Chez le sujet sain sédentaire, on voit une diminution progressive de la variabilité glogale à partir de 20 ans jusqu'à la fin de sa vie (Ramaekers et al. 1998; Bonnemeier et al. 2003; Rajendra Acharya et al. 2006). Pour illustrer cela, la Figure 114 de Yukishita montre la diminution de certains indices fréquentiels et temporels en fonctions des tranches d'âge par décennie et par genre (Yukishita et al. 2010).

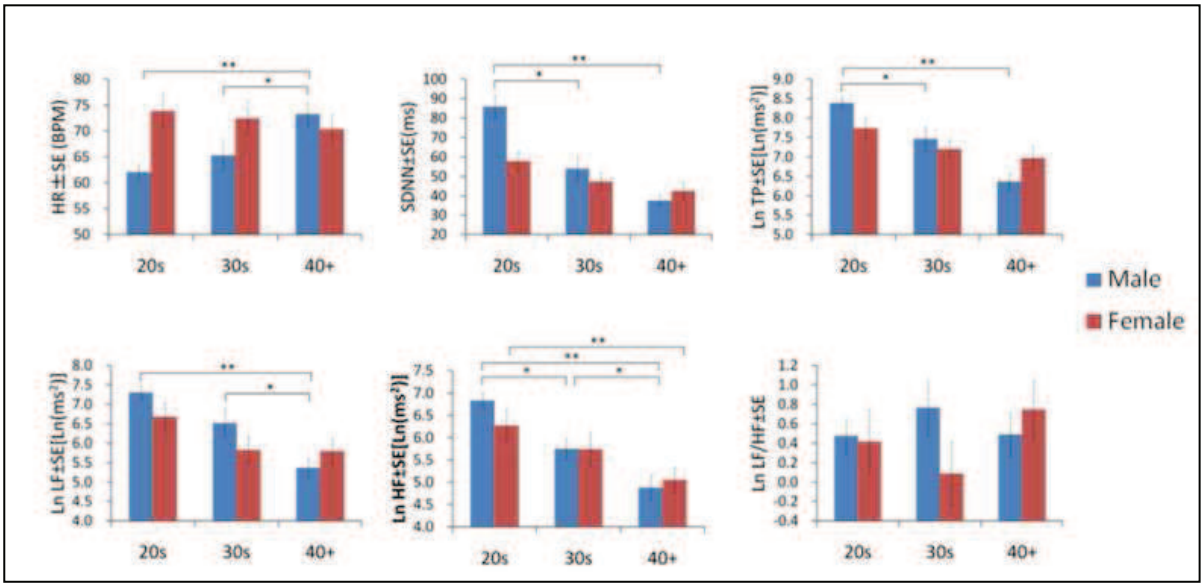


Figure 114. Evolution de la VFC en fonction de l'âge et du sexe (Yukishita 2010)

(2) Le sexe

Les précédents paragraphes montrent que les indices fréquentiels et temporelles de l'analyse de VFC tendent à être plus reproductibles chez les femmes que chez les hommes (Sookan et McKune 2011) ; que les femmes et les hommes suivent une évolution similaire au cours du vieillissement (Figure 109). On note cependant des différences significatives entre hommes et femmes sur les indices fréquentiels et SDNN. Les variables SDNN, LF et le ratio

LF/HF sont plus faibles chez les femmes que chez les hommes (Huikuri et al. 1996). Une étude de Bernsten montre également une meilleure modulation vagale chez la femme de 20 à 40 ans (Berntsen et al. 2011) sous l'effet du cycle menstruel.

(3) La condition physique

Bien que la littérature ne soit pas unanime (Da Silva et al. 2014), il semble que l'activité physique quotidienne entraîne une augmentation des variables du SNP et une diminution du SNS au repos (Buchheit et al. 2005) (Figure 115). On peut voir que selon le profil de la personne, les résultats de la VFC montrent une augmentation du tonus vagal.

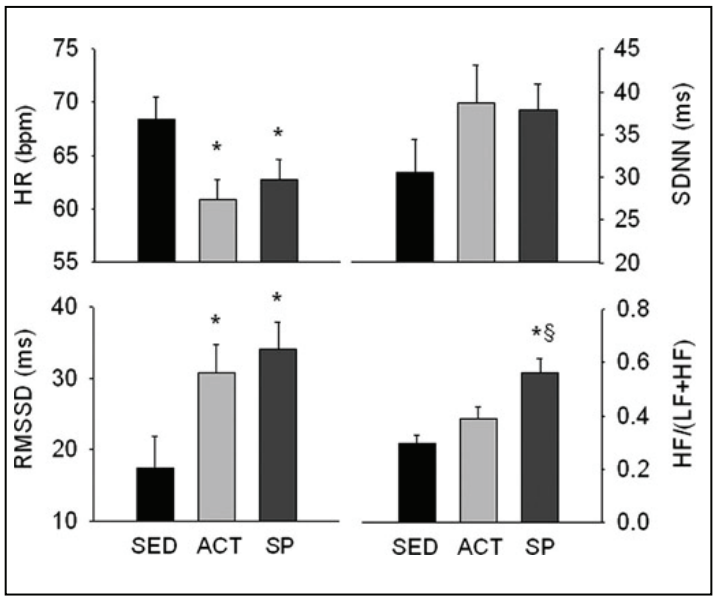


Figure 115. Variable de VFC en fonction du profil de la personne (Sédentaire, actif, sportif) Buchheit et al. 2005

(4) Le tabagisme

Les études montrent que l'exposition aux fumées de cigarette ou la consommation de tabac entraîne des altérations du contrôle du SNA. Cela se traduit sur le plan de la VFC par une diminution des variables du tonus vagal et une augmentation des indices liés au SNS (Hayano et al. 1990; Lee et Chang 2013; Lucini et al. 1996; Niedermaier et al. 1993).

b) Les paramètres liés au sujet au moment de la mesure

Les paramètres étudiés ci-dessous concernent l'état de l'individu qui peut induire des modifications sur les indices de la VFC. Ceux-ci sont donc particulièrement à prendre en compte pour la standardisation du recueil de données.

(1) Les émotions

Les émotions ressenties par le sujet au moment de la mesure vont clairement modifier les indices de la VFC. Bien qu'il n'existe pas de signature typique pour chaque émotion et que chacun est différent devant cela, Kreibig établit une large revue de littérature indiquant la tendance que chaque type d'émotion provoque (Kreibig 2010).

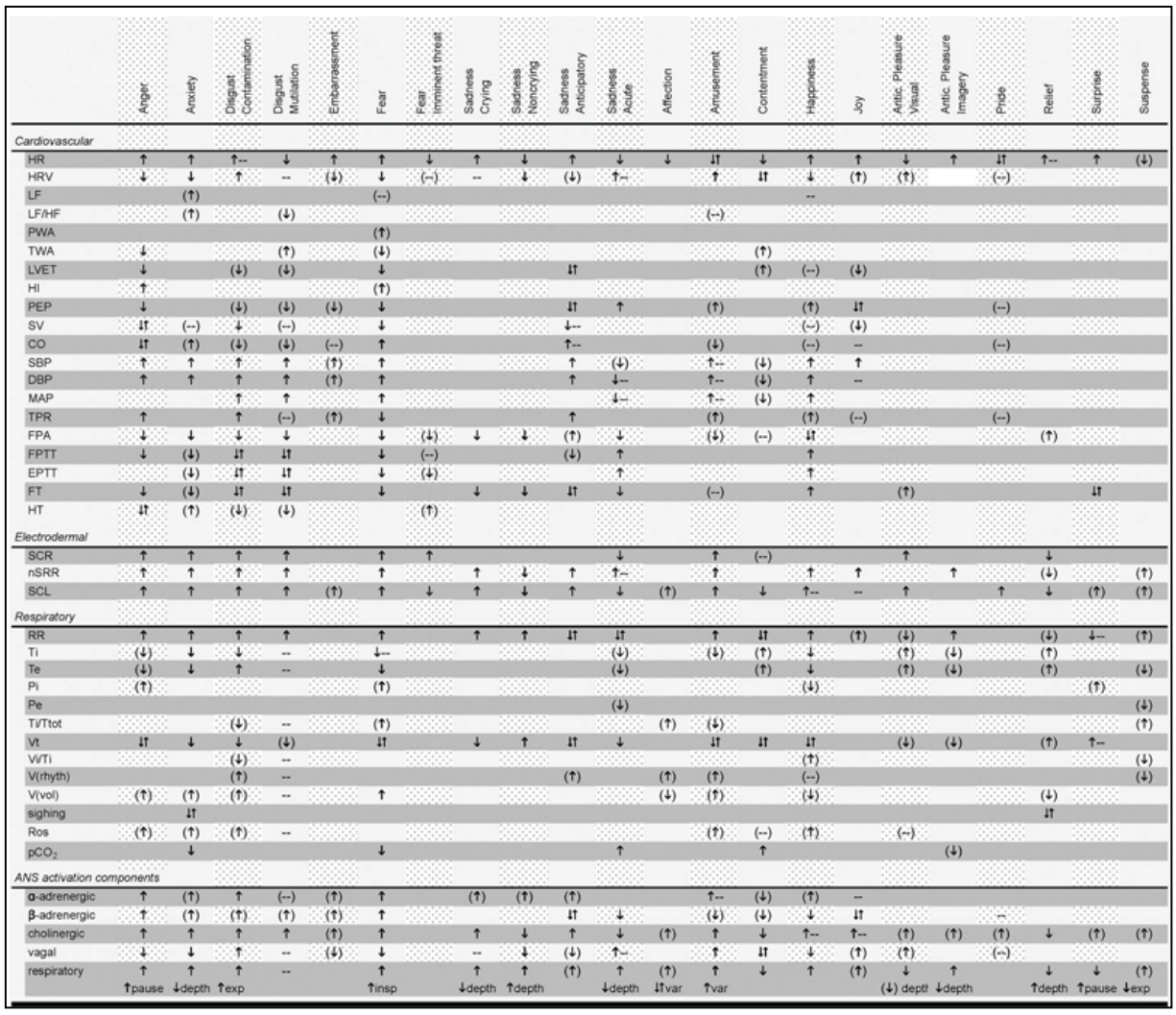
(a) Les émotions négatives

- **L'angoisse**. Cette émotion va se caractériser par une augmentation de la fréquence respiratoire et une augmentation des résistances périphériques. Sur le plan de la VFC, certains travaux montrent une diminution des valeurs spectrales (Robin et al. 1998) ou de RMSSD (Pauls et Stemmler 2003).
- **L'anxiété**. L'anxiété est unanimement décrite sur le plan physiologique par une activation sympathique couplée à une diminution du tonus vagal avec une respiration accélérée et plus profonde. Les travaux de la littérature montrent une augmentation de la FC et une diminution des indices spectraux et temporels (Murakami et Ohira 2007)
- **Le dégout**. Le dégout est un sentiment partagé dont les implications sur le plan physiologique sont différentes des autres sentiments négatifs. On retrouve une diminution de la FC et une augmentation des indices temporels de la VFC (Kreibig 2010).
- **L'embarras.** Ce sentiment est une émotion mixte qui inclut souvent une part d'angoisse ou d'anxiété. Sur le plan de la VFC, on retrouve des similitudes puisque l'on observe une diminution du tonus vagal et une activation du SNS (Hofmann et al. 2006).
- **La peur**. La peur provoque sans surprise une augmentation de la FR, FC et de la contractibilité du myocarde avec augmentation du VES et diminution du temps d'éjection. Plusieurs études montrent une diminution des indices temporels notamment RMSSD (Gilissen et al. 2008) tandis que les valeurs spectrales restent stables (Vianna et Tranel 2006).

(b) Les émotions positives

- **L'amusement**. Ce sentiment se matérialise de manière peu standardisée du point de vue physiologique. La FC et la FR réagissent de manière très différente selon les individus. On peut voir une respiration erratique et des variations à la hausse ou à la baisse de la FC et des indices de la VFC (Kreibig 2010).
- **La satisfaction.** L'état de satisfaction entraîne selon les individus une diminution de la FC ou une stabilité mais peu d'articles traitent de modification de la VFC. Certains indiquent une augmentation de la variabilité globale (SDNN, RMSSD) (Ritz et al. 2005), mais cette théorie est peu étayée.

- **Le bonheur.** L'état de bonheur se caractérise par une diminution du tonus vagal entrainant une augmentation de la FC ainsi qu'une augmentation de la PA. Concernant la VFC, certains articles parlent d'une diminution des indices spectraux (Rainville et al. 2006).
- **La fierté.** Peu d'études se sont intéressées à l'impact de l'émotion de fierté sur le SNA. Les travaux de Gruber ne montrent aucune variation de RMSSD lors de ce sentiment (Gruber et al. 2008).



	Anger	Anxiety	Disgust Contamination	Disgust Mutilation	Embarrassement	Fear	Fear Imminent threat	Sadness Crying	Sadness Noncrying	Sadness Anticipatory	Sadness Acute	Affection	Amusement	Contentment	Happiness	Joy	Antic. Pleasure Visual	Antic. Pleasure Imagery	Pride	Relief	Surprise	Suspense
Cardiovascular																						
HR	↑	↑	↑--	↓	↑	↑	↓	↑	↓	↑	↓	↓	↓↑	↓	↑	↑	↓	↑	↓↑	↑--	↑	(↓)
HRV	↓	↓	↑	--	(↓)	↓	(--)	--	↓	(↓)	↑--		↑	↓↑	↓	(↑)	(↑)		(--)			
LF		(↑)				(--)									--							
LF/HF		(↑)		(↓)									(--)									
PWA						(↑)																
TWA	↓			(↑)		(↓)								(↑)								
LVET	↓		(↓)	(↓)		↓				↓↑				(↑)	(--)	(↓)						
HI	↑					(↑)																
PEP	↓		(↓)	(↓)	(↓)	↓				↓↑	↑		(↑)		(↑)	↓↑			(--)			
SV	↓↑	(--)	↓	(--)		↓				↓--					(--)	(↓)						
CO	↓↑	(↑)	(↓)	(↓)	(--)	↑				↑--			(↓)		(--)	--			(--)			
SBP	↑	↑	↑	↑	(↑)	↑				↑	(↓)		↑--	(↓)	↑	↑						
DBP	↑	↑	↑	↑	(↑)	↑				↑	↓--		↑--	(↓)	↑	--						
MAP			↑	↑		↑					↓--		↑--	(↓)	↑							
TPR	↑		↑	(--)	(↑)	↓				↑			(↑)		(↑)	(--)			(--)			
FPA	↓	↓	↓	↓		↓	(↓)	↓	↓	(↑)	↓		(↓)	(--)	↓↑					(↑)		
FPTT	↓	(↓)	↓↑	↓↑		↓	(--)			(↓)	↑				↑							
EPTT		(↓)	↓↑	↓↑		↓	(↓)				↑				↑							
FT	↓	(↓)	↓↑	↓↑		↓		↓	↓	↓↑	↓		(--)		↑		(↑)				↓↑	
HT	↓↑	(↑)	(↓)	(↓)			(↑)															
Electrodermal																						
SCR	↑	↑	↑	↑		↑	↑				↓		↑	(--)			↑			↓		
nSRR	↑	↑	↑	↑		↑		↑	↓	↑	↑--		↑		↑	↑		↑		(↓)		(↑)
SCL	↑	↑	↑	↑	(↑)	↑	↓	↑	↓	↑	↓	(↑)	↑	↓	↑--	--	↑		↑	↓	(↑)	(↑)
Respiratory																						
RR	↑	↑	↑	↑		↑		↑	↑	↓↑	↓↑		↑	↓↑	↑	(↑)	(↓)	↑		(↓)	↓--	(↑)
Ti	(↓)	↓	↓	--		↓--					(↓)		(↓)	(↑)	↓		(↑)	(↓)		(↑)		
Te	(↓)	↓	↑	--		↓					(↓)			(↑)	↓		(↑)	(↓)		(↑)		(↓)
Pi	(↑)					(↑)									(↓)						(↑)	
Pe											(↓)											(↓)
Ti/Ttot			(↓)	--		(↑)						(↑)	(↓)									(↑)
Vt	↓↑	↓	↓	(↓)		↓↑		↓	↑	↓↑	↓		↓↑	↓↑	↓↑		(↓)	(↓)		(↑)	↑--	
Vi/Ti			(↓)	--											(↑)							(↓)
V(rhyth)			(↑)	--						(↑)		(↑)	(↑)		(--)							(↓)
V(vol)	(↑)	(↑)	(↑)	--		↑						(↓)	(↑)		(↓)					(↓)		
sighing		↓↑																		↓↑		
Ros	(↑)	(↑)	(↑)	--									(↑)	(--)	(↑)		(--)					
pCO_2		↓				↓					↑			↑				(↓)				
ANS activation components																						
α-adrenergic	↑	(↑)	↑	(--)	(↑)	↑		(↑)	(↑)	(↑)			↑--	(↓)	(↑)	--						
β-adrenergic	↑	(↑)	(↑)	(↑)	(↑)	↑				↓↑	↓		(↓)	(↓)	↓	↓↑			--			
cholinergic	↑	↑	↑	↑	(↑)	↑		↑	↓	↑	↓	(↑)	↑	↓	↑--	↑--	(↑)	(↑)	(↑)	↓	(↑)	(↑)
vagal	↓	↓	↑	--	(↓)	↓		--	↓	(↓)	↑--		↑	↓↑	↓	(↑)	(↑)		(--)			
respiratory	↑	↑	↑	--		↑		↑	↑	(↑)	↑	(↑)	↑	↓	↑	(↑)	↓	↑		↓	↓	(↑)
	↑pause	↓depth	↑exp			↑insp		↓depth	↑depth		↓depth	↓↑var	↑var				(↓) depth	↓depth		↑depth	↑pause	↓exp

Figure 116. Tableau récapitulatif des effets des émotions sur le SVC, la respiration et SNA, d'après Kreibig 2010.

(c) Le stress

Le stress est une forme d'anxiété. Les effets du stress sur la VFC sont assez bien définis dans la littérature. Les différentes études conduites sur le sujet montrent une diminution des marqueurs du SNP et une activation du SNS (Friedman 2007; Dishman et al. 2000). Le stress est assez bien étudié en période compétitive (Blásquez et al.2009) car il est admis qu'il y a une influence négative sur la performance (Kleine 1990).

Suivant le contexte, on peut voir que la mesure au même titre qu'un autre examen est anxiogène et peut générer un stress modifiant l'état du SNA. Dans un contexte d'examen médical et concernant la pression artérielle, ce phénomène est appelé l'effet blouse blanche (Lantelme et al. 1998). On voit une activation sympathique se traduisant en une augmentation de la PA et des LF sur l'analyse spectrale de la VFC.

L'état émotionnel général de l'individu ou un effet aigu pendant la mesure influence fortement les résultats. Afin d'éviter les pièges pendant l'interprétation, il apparait indispensable d'être à l'écoute du sujet pour ne pas faire d'erreur dans la lecture des résultats. Il est possible de croiser les résultats de la VFC avec des questionnaires comme le Profile Of Mood States (POMS) (McNair et al. 1989) ou simplement de prendre le ressenti de la personne lors d'un entretien.

(2) La caféine

Les effets de la caféine sur la VFC sont assez controversés dans la littérature. Koenig montre dans une revue systématique de la littérature que la grande diversité des protocoles est en partie responsable du manque d'homogénéité dans les résultats (Koenig 2013). Pour commencer, les doses prescrites en g ou en g/Kg sont très diverses et l'on retrouve les mesures des variables physiologiques post ingestion également très différentes. Cependant, il semblerait que la caféine induise une augmentation du tonus parasympathique qui se traduit principalement sur les HF (Hibino et al. 1997; Waring et al. 2003; Sondermeijer et al. 2002) mais que les effets sur les variables temporelles comme pNN50 ou RMSSD ne soient pas significatifs. Monda montre dans une étude que l'ingestion d'un café type expresso influence fortement les indices de la VFC avec un des marqueurs du tonus parasympathique (Monda et al. 2009). Pour finir, il apparait que nous ne sommes pas tous égaux devant la réaction du SNA à la caféine. Rauh montre que les personnes ayant une consommation régulière de caféine ne montrent pas de variation significative à la caféine (Rauh et al. 2006).

Pour la réalisation d'un protocole de mesure de la VFC, il est préférable de ne pas consommer de caféine avant la mesure pour éviter toute interaction. La caféine passe dans le sang et on peut la retrouver jusqu'à six heures après l'ingestion.

(3) L'alcool

L'effet de l'alcool sur les variables cardiovasculaires a été étudié par plusieurs grandes études épidémiologiques ; SAPALDIA (Felber Dietrich et al. 2006)Whitehall (Britton et al. 2007). Ces études nous renseignent sur les effets d'une consommation chronique d'alcool, celles-ci indiquent une diminution de la variabilité globale. Si l'on s'intéresse à l'effet aigu de la consommation d'alcool, les travaux de Bau indiquent une diminution des marqueurs du SNP comme pNN50, RMSSD ou SDNN jusqu'à 10 heures après l'ingestion de 60g d'éthanol

(Bau et al. 2011). L'alcool induit donc une augmentation significative de la FC par la diminution du tonus du SNP ainsi qu'une légère activation sympathique.

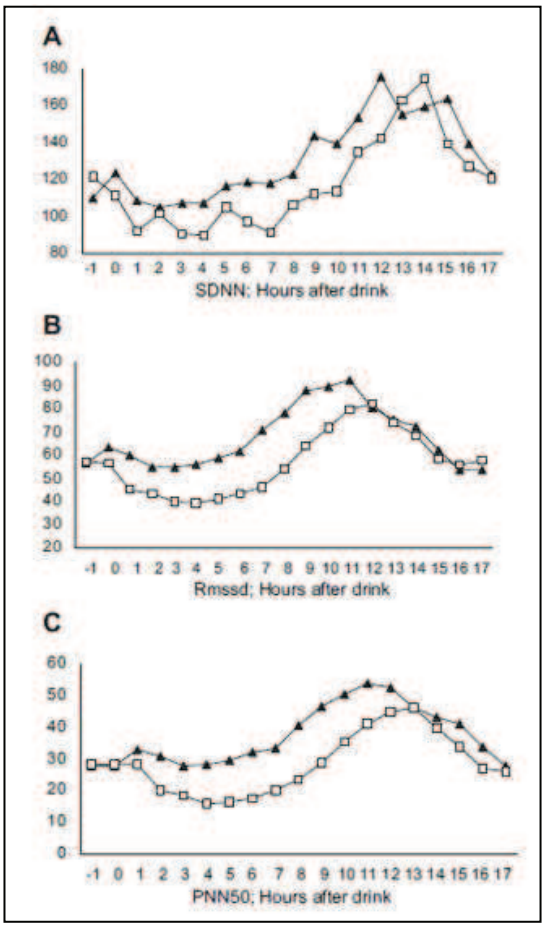


Figure 117. Evolution des variables temporelles de la VFC post ingestion de 60g d'éthanol (carré) ou de placebo (triangle) Bau et al. 2011

Pour réaliser une évaluation du SNA grâce à l'analyse de la VFC, il est donc important d'éviter la consommation d'alcool sur une période de temps suffisamment longue pour éviter les interactions. 24 heures semblent être un bon compromis pour cela.

(4) Le Sommeil

La qualité et la quantité de sommeil joue un rôle direct et indirect sur les variables de la VFC. Plusieurs études menées sur des personnes subissant des privations de sommeil ou une altération de celui-ci présentent une augmentation du tonus du SNS et une diminution du SNP (Zhong et al. 2005; Vaara et al. 2009; Jackowska et al. 2012). Egalement, la qualité du sommeil va induire des modifications de l'humeur et des émotions qui vont à leur tour influencer la VFC (Schwarz et al. 2003; Pichon et al. 2010)

Il est donc préférable de demander au sujet de faire une bonne nuit de sommeil précédant la mesure et de noter les heures de coucher et lever ainsi qu'une évaluation subjective de la qualité du sommeil (Hooper et al. 1995) pour améliorer la qualité de l'interprétation des résultats.

(5) La digestion

La période postprandiale génère des modifications de la régulation du SNA. Les travaux de Lu et al. montrent qu'un repas de 500 kcal est suffisant pour obtenir des modifications des marqueurs de l'analyse spectrale à dominance sympathique (LF, LF/HF) principalement (Lu et al. 1999). Plus récemment, Chang complète ces recherches et indique que les modifications sont perceptibles 20 minutes après l'ingestion d'un repas léger (Sandwich au poulet 501.8 Kcal et 300 ml de jus d'orange) et que l'on peut continuer d'observer ces modifications jusqu'à 120 minutes après l'ingestion (Chang et al. 2010). La réaction classique attendue est une diminution de HF et légèrement de LF ainsi qu'une diminution de LF/HF. Dans cette étude Chang suppose un pattern similaire entre les différentes concentrations d'hormones gastro-intestinales (leptine, ghréline active et totale, polypeptide pancréatique) et la régulation cardiaque autonome sans que les corrélations montrent une relation significative. Pendant cette période postprandiale, le SNA diminue le tonus du SNP permettant une diminution de la FC et une augmentation de l'activité intestinale.

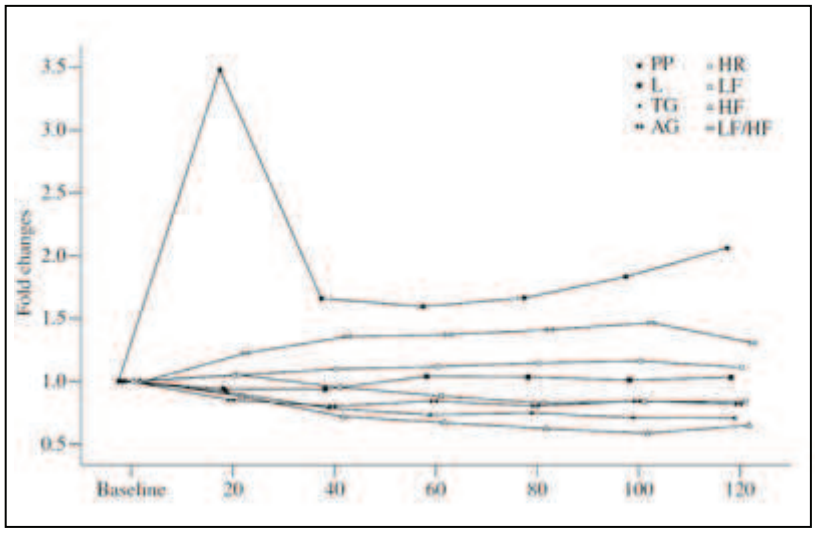


Figure 118. Evolution de LF, HF et LF/HF par tranche de 10 minutes Lu

La conséquence directe pour la mesure est qu'il est préférable de ne pas effectuer un repas important dans les 4 heures précédant la mesure. Une collation légère ne semble pas modifier l'analyse.

(6) La déshydratation

L'état de déshydratation entraîne une réduction du volume plasmatique et une redistribution du sang vers la périphérie dans le but de maintenir la température centrale. Dans cette condition, le SCV est fortement sollicité et réagit en augmentant la FC pour tenter de pallier la baisse de la PA. On peut constater chez des sujets déshydratés (2,5% du poids de corps) une augmentation de la FC accompagnée d'une diminution de l'activité du SNP.

(7) La Fréquence Cardiaque

La Fréquence Cardiaque et l'intervalle RR sont liés par une relation inversement proportionnelle (FC = 60 000/RR (ms)). Cette relation inverse est non linéaire comme indiqué dans la Figure 114 (Sacha 2013; Billman 2013). On note qu'un écart de plus ou moins 10 battements à des fréquences de 50 ou 110 bpm ne se traduit pas par la même amplitude une fois exprimée en millisecondes (pour 50 bpm écart de ±250ms, pour 110 bpm ±50 ms).

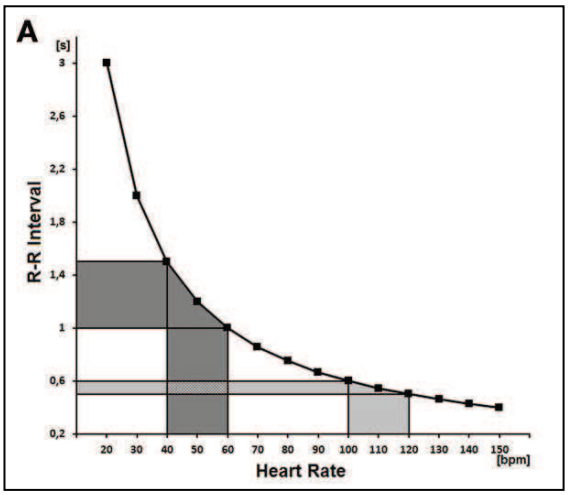


Figure 119. Relation FC et RR. Sacha et al.

Plusieurs études mettent en évidence cette relation entre la FC et la VFC (Tsuji et al. 1996; Billman 2013; Sacha and Pluta 2005). Les récents travaux de Sacha montrent différentes manipulations mathématiques de manière à rendre la FC et VFC indépendantes pour permettre la comparaison de plusieurs échantillons dont la FC est différente (Sacha et Pluta 2005; Sacha et Pluta 2008; Sacha et al. 2013). Sacha utilise principalement la division ou la multiplication des indices de l'analyse de la VFC par le RR moyen sur la période de mesure élevée à une puissance 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 16, 32 ou 64. Il semble que la division des valeurs spectrales de la VFC divisées par le RR moyen au carré offre une plus grande indépendance de la VFC vis-à-vis de la FC excepté pour HF où la puissance peut aller jusqu'à 5. (Figure 119) (Sacha et al. 2013).

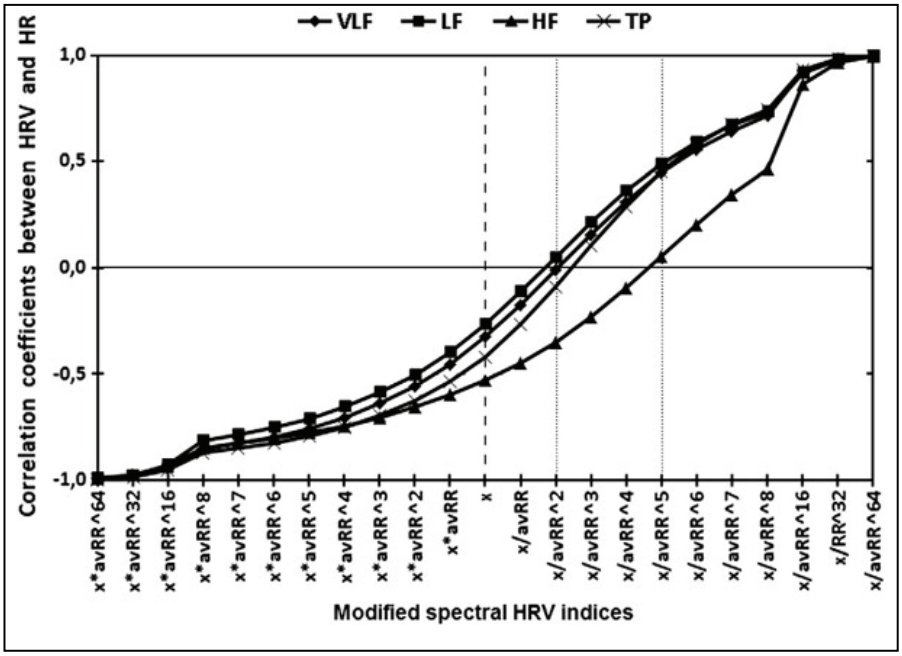


Figure 120. Coefficient de corrélation FC et VFC en fonction des modifications mathématiques

Ces travaux sont de plus en plus suivis dans la littérature et de plus en plus régulièrement une correction de la VFC par rapport à la FC moyenne.

(8) L'activité physique précédente.

Dans les précédents chapitres de ce mémoire, nous avons vu que la VFC était un outil permettant de mesurer l'effet d'une activité physique sur le SNA (Buchheit et al. 2005; Hautala, et al. 2009; Kiviniemi et al. 2010). Certains travaux montrent qu'une activité physique intense peut entrainer des modifications du SNA importantes sur plusieurs jours. Pour un monitorage de la VFC afin d'évaluer un état de repos du SNA, il est donc judicieux d'effectuer des mesures sur des périodes où les charges de travail préalables sont équivalentes de manière à ne pas biaiser le suivi. La manière la plus simple de réaliser cela est de faire la mesure au lendemain d'un jour de repos.

(9) La respiration

La respiration et la FC sont liées par un phénomène appelé l'Arythmie Sinusale Respiratoire décrite précédemment dans ce mémoire. Ce couplage induit de grande modification des variables spectrales lorsque FR et le volume courant varie. Ce phénomène est très prononcé sur l'analyse spectrale car la FR induit un pic concentré sur cette fréquence (Eckberg 1997; Middleton et De Vito 2005; Frederiks et al. 2000; Saboul et al. 2014). La respiration spontanée est d'environ une respiration toutes les 4 secondes chez un sujet sédentaire (0,25 Hz) mais celle-ci peut nettement diminuer pour s'approcher de 0,15 Hz pour les sujets entraînés (Strano et al. 1998; Melanson et Freedson 2001) et mêmes 0,10 Hz chez les athlètes à dominante aérobie (De Meersman 1992). Dans ces cas de figure, le pic de

fréquence lié à la respiration passe alors sous la barrière des 0,15 Hz qui limite la bande LF et HF. Ce déplacement vers les LF augmente la puissance spectrale des LF et diminue celles des HF faisant penser à une augmentation d'activité orthosympathique / diminution d'activité parasympathique de manière artificielle car il n'y a pas dans ce cas de modification de l'activité (Saboul et al. 2014). La respiration doit donc être stable pendant les mesures et d'une mesure à l'autre pour permettre une comparaison des échantillons et ne pas décaler le pic de fréquence sous 0,15 Hz.

Afin de standardiser la fréquence respiratoire pendant les relevés, plusieurs recherches ont été conduites en mettant en place une respiration contrôlée autour de 0,25 Hz. Une étude montre que le contrôle de la respiration influence positivement la reproductibilité de la VFC (Pitzalis et al. 1996). Cependant, la respiration contrôlée pose plusieurs problèmes. Tout d'abord, elle ne met pas le sujet dans un état neurovégétatif sans influence ou contrôle cognitif. Ensuite, l'analyse spectrale induite par une respiration maitrisée va faire diminuer automatiquement l'énergie spectrale de la bande LF au profit des HF (Beda et al. 2014; Brown et al. 1993; Penttilä et al. 2001). De plus, la FR imposée par le protocole ne constitue pas un challenge identique pour tout le monde. Il est fort à parier qu'un athlète ayant une FR à 0,10 Hz ressentira un stress plus important que celui qui a naturellement 0,25 Hz (Ben Lamine et al. 2004; Hirsch et Bishop 1981)

Fort de ce constat, Saboul montre que la respiration contrôlée influence largement les indices spectraux de la VFC mais que les indices temporels comme RMSSD restent fiables malgré la modification du type de respiration et de la FR (Saboul 2013; Saboul et al. 2013) (Figure 121.)

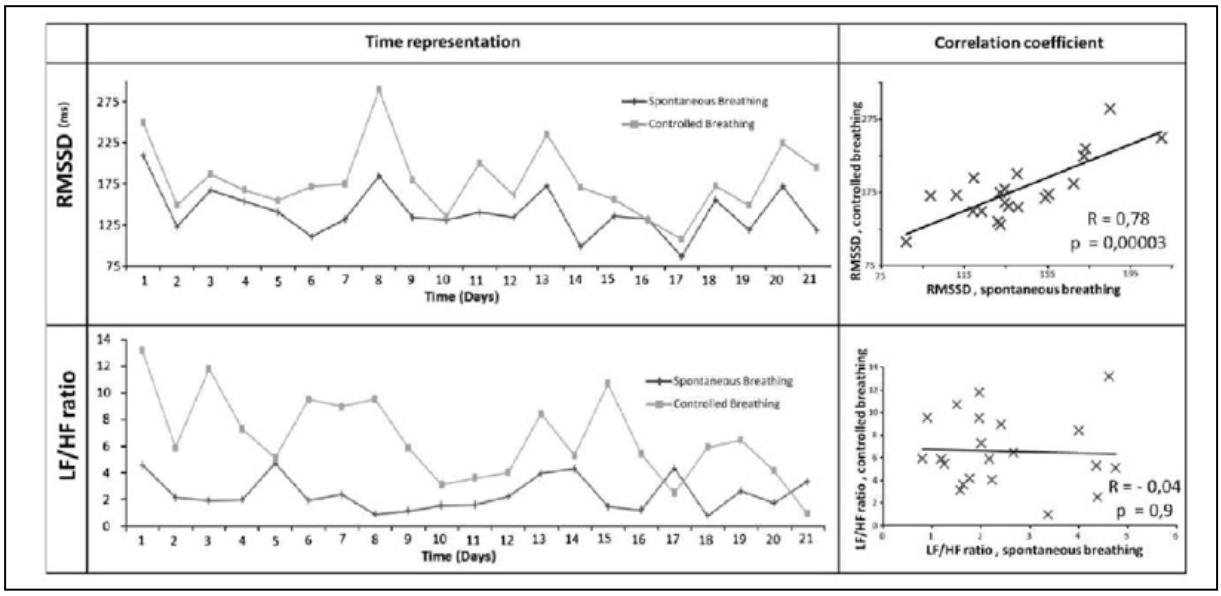


Figure 121. Influence du type de respiration sur RMSSD ou LF/HF dans un suivi d'athlète (Saboul 2013)

Ce constat montre que les marqueurs de l'analyse temporelle sont moins assujettis aux aléas de la respiration. Il parait donc important de les suivre en priorité.

(10) La position

Comme décrit dans les chapitres précédents, la position au moment de la mesure influence fortement les efférences du SNA. Plusieurs études mettent en relation l'inclinaison pendant un test de redressement et l'analyse de laVFC (Montano et al. 1994; Bahjaoui-Bouhaddi et al. 2000). L'orthostatisme conduit l'organisme à réguler la pression sanguine de manière à garder une pression de perfusion suffisante vers les organes prioritaires comme le cerveau alors que la gravité envoie le sang vers les jambes. Une réaction vasculaire sympathique se met alors en marche pour gérer ce stress. Egalement, la position d'un individu ne fait pas intervenir les mêmes muscles dans les mêmes proportions pour le maintien de la posture. Par exemple, le contrôle musculaire sera plus important débout comparativement à assis ou couché.

En position couchée, le couplage FR et FC est plus important. Cette constatation explique certainement en partie pourquoi les marqueurs temporels comme le SDNN, le RMSSD ou encore le pNN50 donnent des valeurs plus faibles dans la position debout comparativement à la position couchée (Aubert 2003; Martinmäki et al. 2006).

(11) Les cycles menstruels

Le cycle menstruel est l'ensemble des phénomènes physiologiques périodiques qui préparent l'organisme de la femme à une éventuelle fécondation. Ce cycle est contrôlé par différentes hormones et la durée de référence est de 28 jours pour les femmes occidentales. Ce cycle se décompose en plusieurs phases distinctes :

- La phase menstruelle (1er au 6e jour)
- La phase folliculaire (ou phase pré ovulatoire) (7e au 15e jour)
- La phase lutéale (ou phase post ovulatoire) (16e au 28e jour).

Ce phénomène est à la fois sous le contrôle de régulation hormonale du complexe hypothalamo-hypophysaire et des ovaires. Quatre hormones pilotent principalement le déroulement du cycle ; l'hormone Folliculo-stimulante (FSH), l'Hormone lutéinisante (LF), les estrogènes (Oest) et la Progestérone (Prog). Les concentrations de ces hormones varient fortement suivant la phase du cycle comme le montre la figure 122.

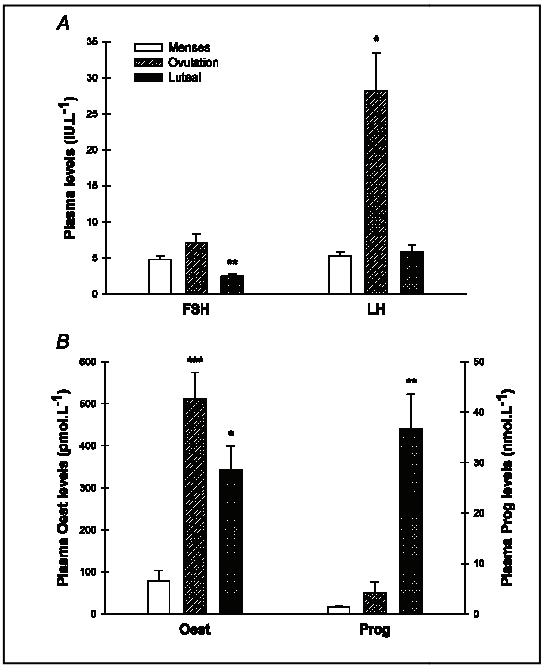


Figure 122. Concentration d'hormone Folliculo-stimulante (FSH), Hormone lutéinisante (LF), l'estrogène (Oest) et la Progestérone (Prog) pendant les différentes phases du cycle menstruel. (Leicht et al. 2003)

Ces hormones permettent le contrôle du cycle menstruel mais influence également le contrôle autonome cardiaque. Leicht et al. mettent en avant la relation entre la concentration d'estrogène et les indices de l'analyse spectrale (Leicht et al 2003) (Figure 123).

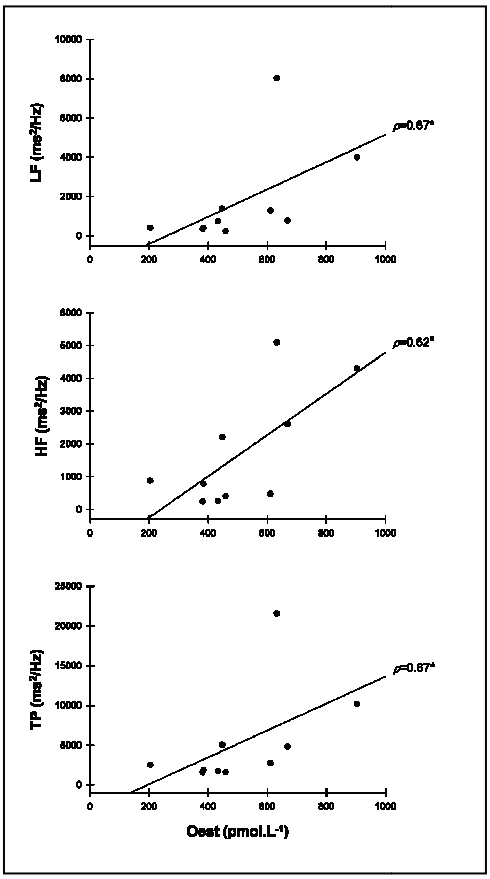


Figure 123. Relation entre LF, HF et TP et la concentration d'eestrogène (Leicht et al. 2003)

Plusieurs auteurs montrent une nette augmentation du tonus du SNS en phase lutéale (Leicht et al 2003, Guasti et al. 1999, Satto et al. 1995, Yildirir et al. 2002) se traduisant par

une augmentation de LF et LF/HF, ainsi qu'une plus grande activité vagale pendant la phase folliculaire (augmentation de HF) (Figure 124).

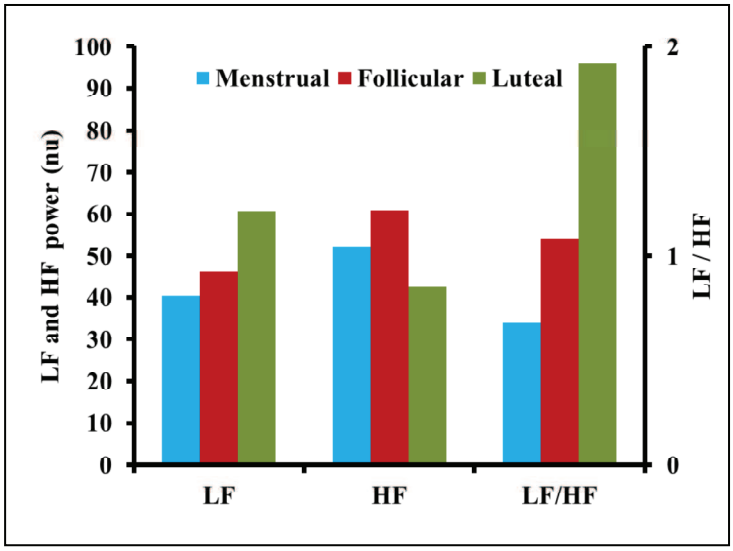


Figure 124. Puissance Normalisée de LF et HF et LF/HF dans les différentes phases du cycle menstruel (d'après Usha Rani 2012)

La prise en considération des phases du cycle menstruel est un facteur important dans le suivi d'une athlète à l'aide de l'analyse le la VFC. Chaque phase du cycle induit des modifications du contrôle cardiaque autonome importantes n'étant pas liées à un état de fatigue particulier.

c) Les paramètres liés à l'environnement

(1) Le bruit

Une source de bruit pendant la mesure engendre une altération de l'état de stationnarité pendant la mesure. Si le bruit est une discussion ou un dialogue, l'écoute et l'attention qui vont être mises en place pour ceux-ci induisent un changement des émotions et une tâche mentale modifiant les variables de la VFC. Plusieurs études montrent que des stimulations sous forme de bruits induisent une augmentation de la puissance totale de l'analyse spectrale et des marqueurs du SNS (Björ et al. 2007; Tzaneva et al. 2001; Schnell et al. 2013). Il est donc important de respecter un silence et une ambiance calme du point de vue sonore pendant la mesure. L'utilisation de musique va quant à elle engendrer une modification de la VFC en fonction du type de musique écoutée (Valenti et al. 2013; Lee et al. 2011).

(2) La température

La température externe au moment de la mesure va jouer un rôle important dans les résultats de l'analyse de la VFC puisque le SNA a pour rôle la gestion de la thermorégulation. En fonction des conditions, il sollicite les centres thermorégulateurs présents dans l'hypothalamus, pour entraîner soit une vasodilatation et une sudation en cas de chaleur, soit une vasoconstriction en cas de froid. En règle générale, l'augmentation de la

température a pour effet principalement l'inhibition du SNP (Yamamoto et al. 2007; Brenner et al. 1997). Bruce montre qu'avec une exposition à de très hautes températures, on voit une diminution de variable temporelle comme RMSSD de plus de 80% (Bruce-Low 2006). A l'inverse, une stimulation par le froid peut avoir pour effet une activation du SNP matérialisée par une augmentation des HF (Malliani 1995).

(3) La lumière

La lumière permet à l'homme de gérer les cycles circadiens en prenant comme point de repère la lumière naturelle. La lumière naturelle induit des effets physiologiques aigus comme l'arrêt de la sécrétion de mélatonine et l'augmentation de la vigilance (Brainard et al. 2001). Les travaux de Choi nous indiquent que l'intensité lumineuse modifie l'activité du SNV avec une augmentation de SDNN lors d'un enregistrement dans une pièce allumée comparativement à une ambiance sombre (Choi et al. 2011).

Parallèlement à cela, des études portant sur la luminothérapie ont également mis en évidence que la couleur de la lumière et l'intensité impactent différemment les indices issus de l'analyse de la VFC. La couleur bleue ou rouge susciteront des émotions différentes (les couleurs proches du rouge entraînent l'excitation alors que le bleu engendre la tristesse ou l'indifférence) et donc une réaction différente du SNA (Edelhauser et al. 2013; Schäfer and Kratky 2006; Choi et al. 2011).

Ces réflexions imposent donc de réaliser les mesures dans un univers sans lumière vive ou d'éclairage direct sur l'individu. Une salle sombre avec une lumière tamisée reste l'idéal pour la standardisation d'un protocole.

(4) La pollution

La pollution de l'air est un stress important pour l'organisme, notamment la pollution liée au trafic avec les rejets de dioxyde de carbone et de particules de charbon. Plusieurs études mettent en avant une nette diminution des indices de la VFC en relation avec le niveau de pollution (Schwartz et al. 2005; Ren et al. 2011; Liao et al. 1999). Un travail réalisé lors des Jeux Olympiques de Pékin en 2008 montre des variations très marquées de la diminution du tonus parasympathique (Zhang et al. 2013). Egalement, Huang indique que l'effet de la pollution de l'air est aggravé lorsqu'il est couplé à l'effet des nuisances sonores (Huang et al. 2013).

(5) L'altitude

L'effet de l'altitude est assez bien documenté dans la littérature. Dans le cas des effets de l'altitude sur l'environnement nous nous intéresseront uniquement aux effets aigus sur les indices de la VFC. L'hypoxie induite par la diminution de pression entraine adaptations du

SCV de la part des centres respiratoire et cardio-vasculaire. On observe une augmentation de la FC de repos lors d'exercice sous maximaux ainsi qu'une hyperventilation (Fulco, Rock, and Cymerman 1998). L'ensemble des mécanismes mis en place pour réguler l'homéostasie dans ces conditions implique des variations importantes des valeurs de la VFC. Le stress hypoxique va entrainer une stimulation du SNS ainsi qu'une baisse du SNP pour obtenir une adaptation sur les premiers jours d'exposition à l'hypoxie. Dans un second temps, d'autres mécanismes plus lents prennent le relais, comme la sécrétion d'érythropoïétine par le cortex rénal permettant l'activation de la production d'érythrocytes pour augmenter la capacité de l'organisme à transporter de l'oxygène vers les tissus (Richalet et al. 1994; Richalet 2012).

Du point de vue des indices temporels de la VFC, on observe une altération du tonus vagal sur le nœud sinusal traduit par une diminution de RMSSD ou pNN50 (M Buchheit, Richard, et al. 2004; Trimmel 2011; Wille et al. 2012). Sur les indices spectraux, on retrouve une augmentation de LF et du rapport LF/HF ainsi qu'une diminution de HF (Roche et al. 2002; Liu et al. 2001; Princi et al. 2008; Bernardi 2007). Pour les indices non-linéaires, plusieurs travaux ne montrent pas de différence pour l'analyse fractale mais l'on retrouve une augmentation du Sample Entropy et une diminution de la complexité (D. Zhang et al. 2014) .

L'hypoxie est un facteur induisant des adaptations et acclimatations importantes pour le SCV et le SNA. Les variables mesurées à basse altitude ne peuvent en aucun cas être comparées à celles mesurées en moyenne ou haute altitude.

(6) L'heure du jour

Comme expliqué dans un chapitre précédent, les indices de la VFC (spectraux et temporaux) (Massin et al. 2000b) suivent un rythme circadien qui évolue pour avoir son point le plus bas vers 3 h du matin et son pic vers 14h (excepté pour LF/HF pour qui c'est inversé) (Massin et al. 2000a; H. V. Huikuri et al. 1994; Matveev et Prokopova 2007). Les travaux de Massim rapportent des variations de plus de 40 % sur RMSSD, SDNN, HF et LF sur les différentes phases de la journée (Figure 84).

Il apparait donc important de réaliser des mesures systématiquement à des moments de la journée identiques pour que le rythme circadien n'induise pas des différences artificiellement.

d) Discussion autour des biais potentiels

La liste des facteurs influençant la VFC explicités précédemment est assez large mais peut encore être plus fournie. Les pathologies par exemples n'ont pas été décrites ainsi que d'autres critères moins pertinents pour l'utilisation dans la VFC. Cette liste non-exhaustive de paramètres montre l'importance du SNA au sein de l'organisme et nous indique sa sensibilité à l'environnement et à l'état physiologique et psychologique du sujet. Le

challenge le plus important dans la mesure de la VFC devient donc la standardisation du protocole et des conditions de mesures pour obtenir des informations fiables et pertinentes. Les éléments précédents nous offrent quelques réponses dans les questions que l'on peut se poser lorsque l'on crée un protocole de mesure de la VFC. La partie suivante décrira les différentes étapes de la création d'un protocole de mesure de la VFC en essayant de montrer les choix potentiels et les implications de ceux-ci.

B. CONSTRUIRE UN PROTOCOLE DE MESURE DE LA VFC.

Pour résumer ce présent document la partie ci-après part d'une situation concrète qui demande la mise en place d'un protocole de mesure de la variabilité de la fréquence cardiaque, par exemple pour la prévention du surmenage. Les différentes suggestions qui suivent sont établies en fonction de contextes pratiques et de réalité du terrain.

1. OU ? QUAND ? COMMENT ?

a) La fréquence des mesures

La périodicité des enregistrements de la VFC diffère selon le but recherché dans cette évaluation du SNA. Elle peut varier de mesure ponctuelle dans l'année pour l'investigation sur une pathologie à l'enregistrement quotidien dans le cadre de suivi d'entraînement type aérobie (Plews et al. 2013; Plews et al. 2012b; Kiviniemi et al. 2010). Dans le cas d'une investigation à des fins de prévention du surentraînement, il faut trouver une fréquence d'enregistrement s'intégrant dans la routine de travail sans que cela devienne une contrainte trop importante pour l'athlète au quotidien. Si la mesure est perçue comme un poids par les athlètes, l'aspect émotionnel va dans un premier temps entrainer une modification des variables. Et dans un second temps, les conditions de mesure vont se dégrader jusqu'à l'abandon du protocole. D'un autre côté, la fréquence de mesure doit permettre un feedback suffisant pour donner des informations tangibles sur le SNA pour le monitorage des athlètes. On entre donc dans un premier compromis pour trouver la formule.

La fréquence pertinente diffère selon le profil des athlètes, du nombre ainsi que de la planification. Dans le cadre d'entraînement d'individus sur des disciplines aérobies, il est plus aisé de réaliser des mesures journalières ou à intervalles très cours (plusieurs fois par semaine) (Saboul et al. 2013; Leti et Bricout 2013; Plews et al. 2013). Pour des sports collectifs comme le football, on retrouve généralement des relevés hebdomadaires (Vilamitjana 2013). Il y a plusieurs explications logiques à cela. Dans un premier temps : l'aspect logistique, une équipe de football est souvent composée d'une vingtaine de joueurs. La somme de travail à effectuer pour faire les relevés, traiter et redéployer un contenu est trop importante pour permettre des mesures plus rapprochées. Dans un deuxième temps, le planning d'une semaine type ne permet pas forcément de réaliser les mesures dans des

conditions identiques en termes de charge d'entraînement préalable. On sait que la charge d'entraînement influence considérablement les indices de la VFC sur plusieurs jours. Il est donc judicieux de placer cette mesure à la suite d'un jour de repos. Des expérimentations que nous avons menées avec une équipe de Ligue 1 en France montrent que le moment le plus judicieux est le surlendemain d'un match après une journée de récupération. On peut considérer cette évaluation comme la résultante de la semaine d'entraînement, à laquelle s'ajoutent le match et le déplacement pour ceux qui ont joué. Même dans le cadre de sport aérobie, notamment le cyclisme, plusieurs expériences personnelles (suivi d'un coureur sur un grand Tour et tentative de suivi d'équipe professionnelle) montrent qu'il n'est pas facile d'intégrer des mesures tous les jours ou tous les deux jours et que dans le cadre de la vie quotidienne cela impose trop de contraintes. Pour des mesures réalisées dans ces conditions, on risque d'obtenir des informations mesurées dans des contextes très différents et donc des interprétations hasardeuses.

b) La durée de l'enregistrement

La durée de l'enregistrement est un des éléments contraignants dans l'utilisation de la VFC. On trouve dans les différentes recherches des mesures allant de 30 secondes à 24 heures (Togo et Takahashi 2009). D'un point de vue conceptuel, on peut penser que plus la mesure est longue, plus on obtient un signal qui offrira une reproductibilité améliorée. Cependant, la stationnarité est l'un des facteurs clés de la mesure. Comme déjà précisé dans ce travail, plus un enregistrement est long, plus on expose l'état de stabilité à un toussotement, un étirement, un picotement ou une envie d'uriner. Du point de vue de l'analyse temporelle, la durée de l'enregistrement n'influence pas les résultats de la VFC à courts termes (Rickards et al. 2010; Grant et al. 2011). Une étude de Grant montre que lors de mesure en situation couchée, il n'y a pas de modification notable de la VFC sur la période 0-3 minutes, 3-6 minutes et 6-9 minutes (Grant et al. 2011) et que la taille de la fenêtre analysée ne modifie pas les résultats (Figure 125). Les recommandations faites en 1996 par les membres du Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology (Task Force 1996) annonçaient une période d'au moins 5 minutes pour l'analyse temporelle. On voit avec ces travaux récents qu'une période plus courte d'enregistrement permet sans aucun problème d'obtenir des résultats pertinents (Plews et al. 2013; Smith et al. 2013; Rickards et al. 2010). Du côté de l'analyse spectrale, des obligations mathématiques imposent d'autres conditions. L'analyse spectrale permet de repérer des phénomènes périodiques dans une série de données. Afin de pouvoir définir avec suffisamment de précision le spectre de puissance, on considère qu'il faut pouvoir observer 10 cycles de la fréquence la plus basse dans une série (Task Force 1996). Donc pour les HF (0,15 Hz) 1/0,15 = 6,67 que l'on multiplie par 10. Cela impose donc un peu plus d'une minute pour définir correctement les HF. Pour les LF (0,04Hz), cela sera beaucoup plus long 1/0,04 = 25 que l'on multiplie par 10 = 250 secondes, soit un peu plus de 4 minutes.
L'analyse spectrale oblige donc à des enregistrements plus longs pour avoir une bonne précision et respecter les règles d'analyse.

	Supine					Standing				
HRV indicator[a]	180s	300s	420s	600s	P-value	180s	300s	420s	600s	P-value
Mean HR	73.75	73.57	73.47	73.49	0.019	89.02	90.39	91.13	91.85	0.0001
Mean RR	0.84	0.84	0.84	0.84	0.022	0.69	0.69	0.68	0.67	0.0001
SDNN	0.05	0.052	0.052	0.051	0.016	0.047	0.044	0.040	0.042	0.0001
RMSSD	60.90	61.14	61.26	61.69	0.69	38.81	35.00	32.39	30.31	0.0001
pNN50	33.46	33.22	33.03	32.86	0.44	14.32	11.71	10.37	9.39	0.0001
SD1	43.21	43.45	43.55	43.51	0.60	27.89	25.09	23.19	21.70	0.0001
SD2	73.26	75.51	78.31	81.97	0.0001	118.72	104.28	95.14	101.44	0.0001
LF	320.75	349.54	351.49	366.15	0.014	451.47	367.42	328.83	301.76	0.0001
HF	403.57	387.11	384.37	389.18	0.17	156.04	137.68	113.59	98.31	0.011
LF/HF	1.12	0.96	1.04	1.09	0.74	5.45	6.48	7.09	6.56	0.67

[a]Abbreviation of HRV indicators explained in Table 1; s: seconds.
During investigation of the stability of supine HRV indicator values over different 3-minute periods (Table 3) there were no significant differences except for SD2 ($P = 0.038$). However, in the standing position all HRV indicator values measured during the 2nd (780–960 seconds) period and the 3rd (960–1140 seconds) period were highly significant different ($P < 0.0001$) from the 1st standing period (600—780 seconds) indicating time-period dependency.

Figure 125. Paramètres temporels et fréquentiels de la VFC en fonction de la taille du périodogramme utilisé. D'après Grant 2011.

Cependant pour permettre cette reproductibilité des mesures, il parait important d'observer une période préalable de repos standardisé quelle que soit la situation. Pour le repos, il semble que 2 minutes soit suffisantes pour obtenir la stationnarité avant le début de la période d'intérêt (Grant et al. 2011). Cette période de latence est nécessaire dès que l'on impose un changement d'état qui va modifier le contrôle du SNA. Dans cette même étude, Grant montre que lors d'un redressement passif, les 180 premières secondes ne sont pas suffisamment stables pour être considérées comme stationnaires. Il convient donc de laisser les 3 premières minutes s'écouler avant d'enregistrer les données (Figure 126).

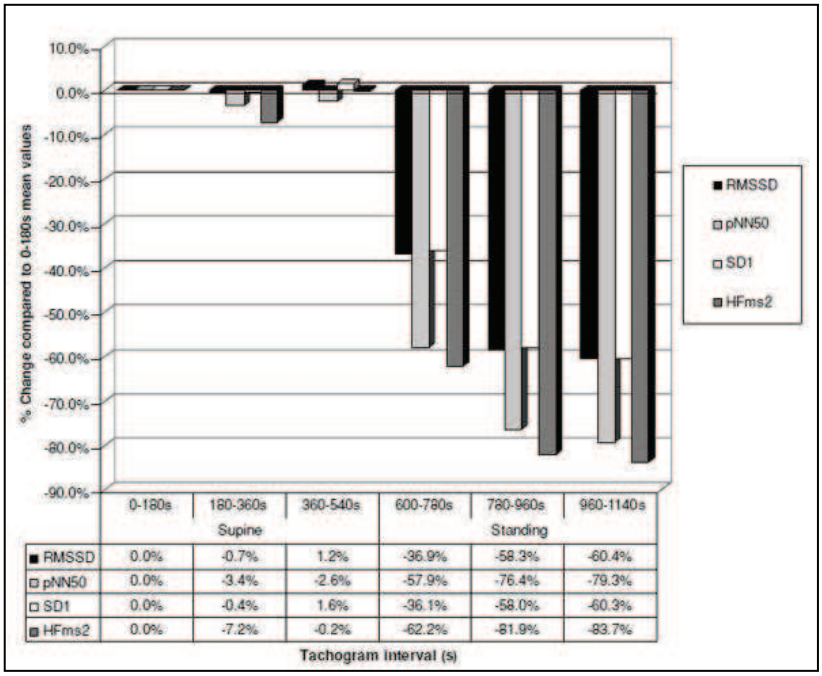


Figure 126. Variation des paramètres temporels et fréquentiels de la VFC après redressement sur des périodes de 3 minutes. D'après Grant 2011

c) Standardisation

La standardisation de la mesure est l'un des éléments majeurs de la réussite du suivi d'un athlète avec la VFC. Dans l'aspect standardisation, on intégre plusieurs aspects : l'heure de la mesure, le moment par rapport à l'activité et l'environnement au moment de la mesure. Lorsque l'on s'occupe de plusieurs sujets, on a la possibilité de faire réaliser la mesure à la maison ou dans un centre d'entraînement (ou laboratoire).

La mesure au domicile demande une grande implication de la part des sujets et un respect très strict des règles imposées par la mesure. Dans ce cas, un cahier de suivi est indispensable pour rappeler les consignes et pour noter d'autres informations à croiser avec l'évaluation de l'activité du SNA par l'analyse de la VFC. La mesure autonome est souvent utilisée pour des aspects pratiques mais également lorsque la mesure est nocturne ou le matin au réveil. Dans ce cas, on ne peut pas forcément vérifier les conditions dans lesquelles les données sont relevées et il est assez difficile de trouver un environnement parfaitement standardisé à son domicile notamment avec la vie familiale.

Dans certains cas, on voit que les mesures sont réalisées dans le centre d'entraînement pour obtenir une meilleure standardisation de l'environnement et du recueil de données. En revanche, cela implique un délai entre une situation de repos (juste après le réveil) et la mesure, délai qui modifie l'état du SNA et que l'on pourra difficilement contrôler (prise du petit déjeuner, modalité du déplacement vers le centre d'entraînement…) (Schmitt et al. 2013; Buchheit et al. 2010).

d) Le protocole

Les protocoles de suivi de la VFC à des fins de diagnostic du surentraînement sont très variés suivant les travaux et on peut voir une grande hétérogénéité dans la réponse du SNA suivant le moment. On trouve des protocoles utilisant des enregistrements nocturnes (Nummela et al. 2010), des enregistrement sur la première phase de sommeil (Bricout, et al. 2010), des enregistrements avec des mesures au réveil (Plews et al. 2013), des mesures post exercice sous-maximales (Buchheit et al. 2010).

Le protocole de mesure dépend de plusieurs facteurs :

- L'organisation routinière de l'entraînement
- Le type de sportif et de sport
- Les indices qui seront suivis.

En fonction de ces critères certains protocoles de mesure seront éliminés et on s'aperçoit que les protocoles ne mettent pas en avant les mêmes choses dans les mêmes proportions. Il conviendra donc de choisir celui qui donnera le maximum de sensibilité pour ce que l'on souhaite. Le protocole suivant illustre l'impact d'un exercice sur les différents protocoles.

Travaux non publiés

Impact d'un exercice intermittent sur la VFC dans différentes situations de mesure.

Johan Cassirame, Joris Quemeneur, Anthony Boullod Nicolas Tordi, Laurent Mourot

Objectif :

Le but de ce protocole est de mettre en avant la sensibilité de différentes situations de mesure la variabilité de la FC couramment retrouvé dans la littérature.

Design expérimental

Afin de comparer la sensibilité des différents protocoles de mesure nous avons réalisé des enregistrements de FC battement à battement pendant 6 jours consécutifs dans différentes conditions. Chaque jour, les sujets réalisaient un enregistrement nocturne et un tilt test le matin. Le jour 3 (J3) un exercice intermittent sur cyclo-ergomètre est réalisé par les sujets pour provoquer un stress pouvant produire des modifications de paramètres de la VFC.

La VFC est analysée sur 3 situations :

- La première période de sommeil à onde lente (SWS)
- La phase couchée du tilt
- La phase redressée du tilt

L'analyse sur les 3 premiers jours permet de vérifier qu'il n'y a pas de différences significatives dans l'analyse sans exercice. Ensuite les paramètres de J3 et J4 seront confrontés pour vérifier s'il y a des différences significatives causées par l'exercice et pour comparer les éventuelles différences.

Méthodologie

Sujets

Au total, 12 sujets hommes, volontaires, sains (âge : 23,1 ± 1,6 ans ; taille : 182 ± 0,88 cm ; poids : 76,2 ± 2,0 Kg) ont participé à cette étude. Pendant la semaine de protocole la consommation de caféine et d'alcool était contrôlée (consommation non autorisée 12 heures avant le début de l'enregistrement). L'activité physique était également contrôlée puisque tout effort violent ou prolongé était proscrit durant la semaine de protocole et 48

heures avant le début de la première mesure. Tous les sujets ont participé à la semaine de protocole de manière volontaire et ont apporté leur accord écrit après avoir pris connaissance des conditions de réalisation l'étude.

Tilt test

Ce test est réalisé par le sujet quelques minutes après son réveil à domicile. Après avoir vidé vessie et rectum (car la distension vésicale ou rectale stimule notablement l'activité orthosympathique) le sujet s'allonge 10 minutes en restant éveillé et le plus immobile possible. Puis le sujet se lève et reste debout 10 minutes sans prendre appui et en restant le plus immobile possible. Les sujets doivent rester calmes et dans une ambiance dépourvue au maximum de stimulations extérieures (bruits, lumières) qui peuvent affecter l'une ou l'autre branche du système nerveux autonome. La fréquence cardiaque et la variabilité de la fréquence cardiaque sont enregistrées au cours de ces 20 minutes à l'aide d'une ceinture cardiofréquencemètre (Suunto memory belt, Suunto Oy, Vantaa, Finland).

Enregistrement nocturne

Pour cet enregistrement, le sujet porte la ceinture cardiofréquencemètre tout au long de la nuit Suunto memory belt, Suunto Oy, Vantaa, Finland), afin d'enregistrer la FC battement à battement. L'expérimentateur repèrera visuellement dans le relevé la première période de sommeil à onde lente (SWS) pour réaliser l'analyse.

L'exercice éprouvant

L'exercice éprouvant : un exercice éprouvant est réalisé après 3 jours de mesure entre 11 heures et 14 heures. Cet exercice est de type SWEET (Square Wave Endurance Exercise Test). Ce protocole est très utilisé dans le domaine de la santé et de l'entraînement, les conséquences cardio-vasculaires et neuro-végétatives qu'il engendre sont connues. L'exercice est réalisé sur ergocycle (Monark 814 E, Stockholm, Sweden) et il consiste en une succession de période d'exercice à intensité moyenne et de haute intensité. Il dure 45 minutes qui sont découpées en 9 périodes de 5 minutes qui comprennent 4 minutes à intensité moyenne (50% de la FC de réserve, Int 1) et une minute à haute intensité (80% de la FC de réserve, Int 2). Durant les deux premières périodes de 5 minutes le sujet doit atteindre les valeurs cibles de fréquence cardiaque (Int 1 et Int 2), la puissance développée par le sujet pour ces intensités est alors fixée, (Pui 1 et Pui 2). Durant les 7 périodes de 5 minutes suivantes le sujets devra développer la puissances Pui 1 pendant les 4 minutes de pédalage à intensité modérée et Pui 2 pendant la minute à haute intensité. La puissance de pédalage fixée permet une tendance à l'augmentation de la fréquence cardiaque avec l'effet de la fatigue au cours de l'exercice pour atteindre une valeur proche de la fréquence cardiaque maximale du sujet. Cet exercice est conçu pour amener le sujet vers un état de fatigue aigüe.

Travaux non publiés

Analyse de la VFC

Les intervalles R-R ont été enregistrés et calculés par un cardiofréquencemètre (Suunto memory belt, Suunto Oy, Vantaa, Finland). Les battements ectopiques éventuels et les artefacts sont automatiquement repérés et remplacés par des valeurs interpolées par l'expérimentateur si besoin.

L'analyse des intervalles R-R est réalisée sur une période de 256 secondes pendant la position couchée et pendant une nouvelle période 256 secondes après que le sujet se soit levé. Sur la partie nocturne, une zone de 256 secondes est choisie par l'expérimentateur dans la premiere phase de sommeil à onde lente (SWS).

Le logiciel Kubios HRV Analysis 2.0 beta est utilisé pour l'ensemble des calculs des indices de la VFC. Nous avons porté notre intérêt sur les indices suivants : Mean RR, SDNN, RMSSD, pNN50, SD1, SD2, HF nu, LF nu, LF/HF.

Statistique

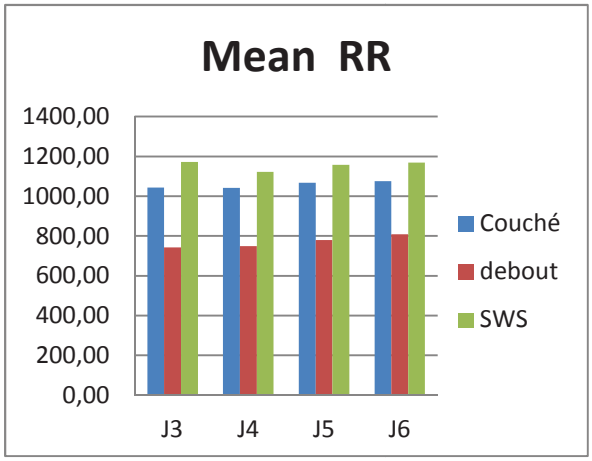
Nous avons utilisé le logiciel de statistique Sigmaplot pour réaliser les tests de normalité (Slomogorov-smirnov) pour vérifier la distribution des échantillons puis réalisé des Test T-appariés pour repérer les différences entre les différentes situations pour les différents indices.

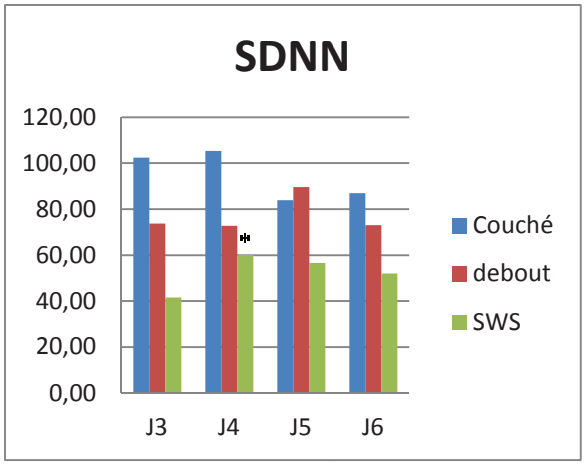
Résultats

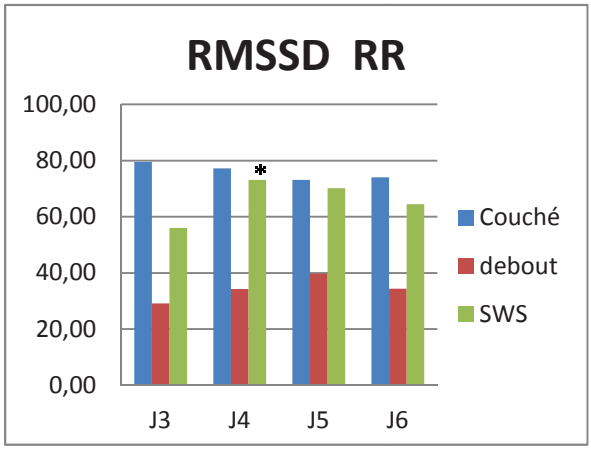
La première phase d'analyse montre qu'il n'y a pas de différences significatives sur les 3 premiers jours pour tous les indices : Mean RR, SDNN, RMSSD, pNN50, LF, HF, LF/HF, SD1, SD2.

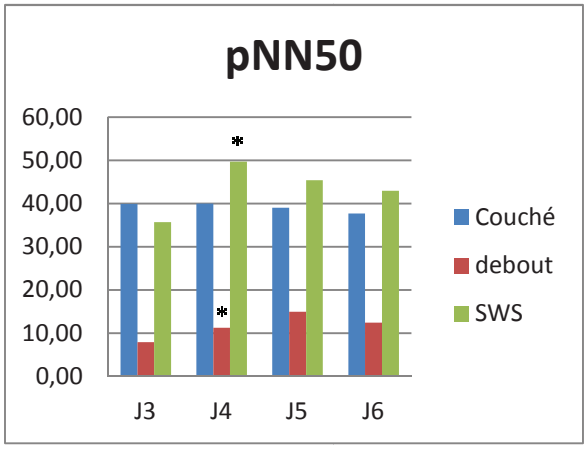
Les résultats des différents indices de la VFC sur J3, J4, J5, J6 peuvent être appréciés dans les graphiques suivants. Concernant les différences entre J3 et J4, les p-value du test T sont dans le tableau suivant. Aucun indice ne montre des différences significatives entre J3 et J4 sur la phase couchée, seulement pNN50 et LF/HF pour la phase debout. Sur l'analyse nocturne les paramètres temporels SDNN, RMSSD, pNN50 ainsi que les indices de Poincaré SD1 et SD2 montrent des différences significatives.

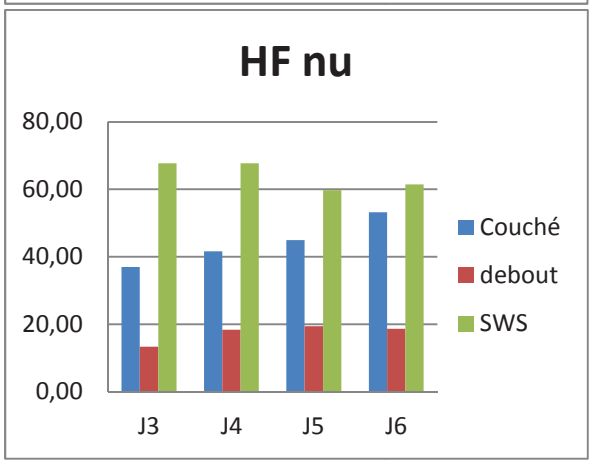
Indices	*SWS*	*Couché*	*Debout*
Mean HR	0,127	0,487	0,327
SDNN	0,008*	0,410	0,445
RMSSD	0,021*	0,343	0,069
pNN50	0,038*	0,491	0,046*
SD1	0,041*	0,422	0,069
SD2	0,008*	0,426	0,821
LF nu	0,499	0,142	0,164
HF nu	0,998	0,149	0,163
LF/HF	0,960	0,357	0,047*

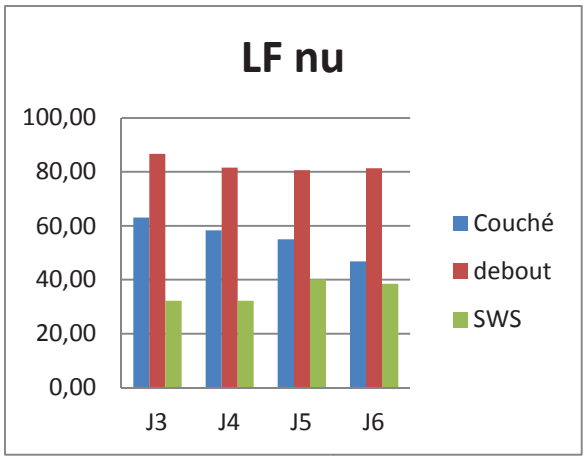


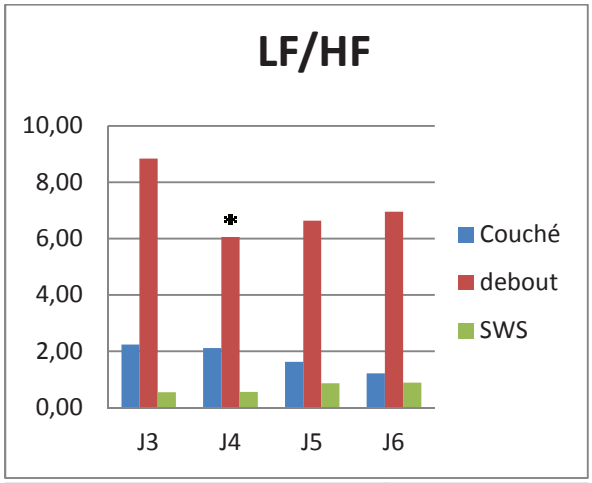


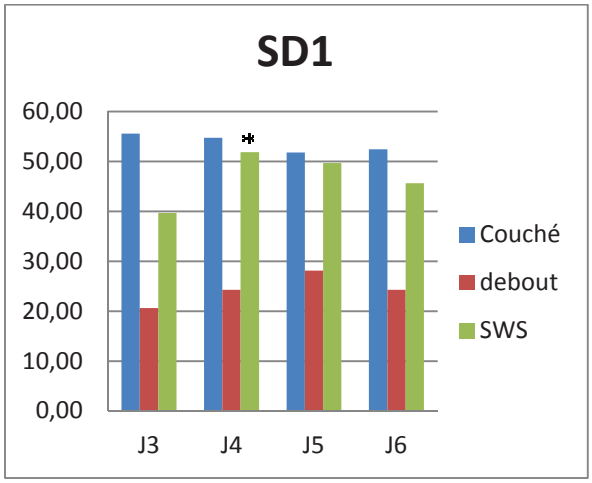


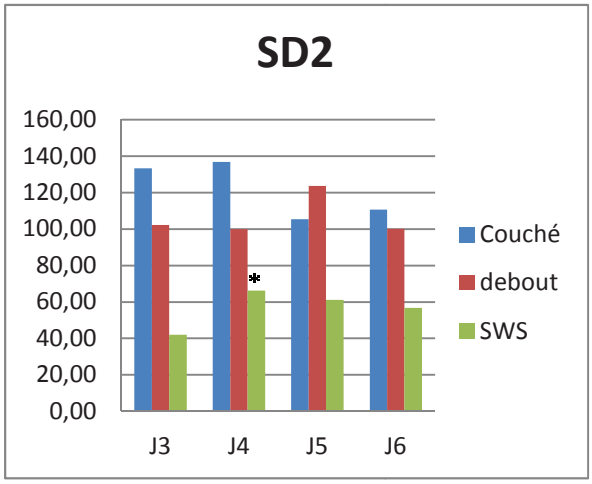












Conclusion et discussion

Dans cette situation les indices temporels sont plus affectés par l'activité que les indices calculés dans les autres domaines. Egalement la situation d'analyse nocturne donne plus de différences significatives que les autres situations. On peut expliquer ce phénomène par l'activité physique qui n'est pas suffisamment intense pour provoquer un stress 16 ou 18 heures après l'arrêt de l'exercice. Cela indique que dans le cadre de monitorage d'activité physique quotidienne avec des charges assez faibles, les enregistrements nocturnes seraient plus efficaces. Egalement on s'aperçoit que les différences ne ressortent pas nécessairement statistiquement ceci peut être causé en partie par la taille relativement faible de l'échantillon statistique.

e) La respiration

Déjà largement évoquée dans ce travail, la respiration est un élément majeur influençant la VFC. Dans le cas présent, on voit une fois de plus que l'on est pris dans un dilemme : soit on utilise une FR spontanée et l'on s'expose à des mauvaises interprétations principalement sur l'analyse spectrale, soit on impose une fréquence respiratoire qui augmente la reproductibilité (Sinnreich et al. 1998; Sookan and McKune 2011; Kobayashi 2009) de la mesure mais entraîne une modification des valeurs (Evans et al. 2009).

Il y a donc deux écoles distinctes les « pro » et les « anti » respiration contrôlée. Le premier élément est dans un premier temps de mesurer, lorsque cela est possible, la FR de façon à pouvoir comparer des enregistrements à des FR proches. Le contrôle de la FR influence très fortement l'analyse spectrale en déplaçant le pic de fréquence lié mais également en concentrant l'énergie spectrale autour de ce pic et écrasant les autres fréquences. De plus, on peut noter que la littérature propose généralement une FR de 0,25 Hz, soit une respiration toutes les 4 secondes. L'impact pour des personnes ayant des FR spontanées plus ou moins proches de celle-ci et/ou au dessus et en dessous ne sera clairement pas identique (Saboul, Pialoux, and Hautier 2013). Il n'y a pas de consensus sur la FR à adopter dans ce cas de figure (De Meersman 1992; Melanson et Freedson 2001).

Dans les deux cas, les paramètres temporels restent reproductibles et ne sont pas significativement marqués par la modification de FR. Les conseils les plus évidents sont de privilégier les indices temporels et de mesurer sans contrôler la FR. Si la FR est modifiée, il conviendra alors de comparer ou non les variables fréquentielles en fonction de la position du pic sur le spectre.

2. *MESURER, TRAITER ET ANALYSER*

a) Les outils de mesure et d'analyse

Le chapitre sur les validations des outils de mesure nous montre qu'il existe une multitude d'éléments permettant la mesure de la FC battement à battement. Le « Task Force » ne donne que peu d'informations par rapport aux pré-requis pour une bonne mesure de la VFC du point de vue matériel. Historiquement, l'ECG était le seul outil capable de produire un périodogramme. Les contraintes imposées traitent uniquement de la fréquence d'échantillonnage du tracé ECG qui doit être supérieure à 250 Hz (discrimination à + ou – 4ms) et d'algorithme permettant une reconnaissance précise du pic R. Aujourd'hui, la technologie ayant grandement évolué, il n'y a plus de souci au niveau de l'échantillonnage puisque toutes les ceintures de mesure détectent le pic R à 1000 Hz et les ECG récents oscillent pour la plus part entre 4000 et 10 000 Hz.

Néanmoins, comme le suggère le « Task Force », il parait important de vérifier l'utilisation de ces outils pour l'analyse de la VFC. On distinguera deux types d'outils : ceux qui enregistrent un tracé ECG (Holter, ECG…) et les outils ne conservant que la durée des intervalles inter battement. Dans le cas où l'on conserve le tracé original, il n'y a aucun problème car en cas d'artefac ou de suspicion de problème sur le périodogramme, il est facile de regarder ce qui s'est réellement passé bruit, perte de contact, extrasystole…

Dans le cas où l'on n'a pas de tracé ECG, principalement avec les cardiofréquencemètres, on voit que la précision n'est pas un problème car les erreurs constatées sur ces produits sont très faibles (Cassirame et al. 2013; Cassirame et al. 2007; Gamelin e al. 2009; Wallén et al. 2012; Weippert et al. 2010) et on a également montré que l'impact sur l'analyse de la VFC qui découle de la suite d'intervalles RR de cardiofréquencemètre n'était pas modifié (J. Cassirame et al. 2007). La chose la plus importante dans les outils sera la vérification que celui-ci permet bien d'acquérir l'ensemble des intervalles et non un intervalle moyen toutes les secondes, comme on a pu le voir avec la Garmin 910XT HR. Le second élément important est de trouver un outil et un mode de fonctionnement qui élimine au maximum les artefacs de manière à gagner un temps considérable dans l'analyse.

b) Corriger ou traiter le périodogramme

Une fois le signal recueilli par l'outil de mesure, il faut l'extraire de la machine puis le transformer en périodogramme ou utiliser le programme dédié pour réaliser une analyse de la VFC. Dans le cas où l'on récupère les données brutes, on va dans un premier temps vérifier la présence ou non d'artefacs sur le tracé et si besoin apporter les corrections nécessaires comme décrit en II,C,2. Plusieurs auteurs ont montré l'importance des artefacs dans les indices de la VFC (Clifford et Tarassenko 2005; Salo et al. 2001; Berntson et al. 1998), il convient donc de réaliser un traitement approprié. Il faut aussi choisir une période qui respecte une stationnarité du signal et intervenant aaprès 2 minutes pour obtenir un état stable et stationnaire.

c) Quels indices choisir ?

Dans les précédents paragraphes, on a pu apercevoir que les différents choix méthodologiques peuvent imposer l'utilisation de certains type d'indices. Dans le cas de mesures sur périodes très courtes, l'analyse spectrale ne pourra pas être utilisée ainsi que lorsque la fréquence respiratoire est différente d'un enregistrement à un autre. Même si on observe des relations très fortes entre les indices temporels et spectraux, ceux-ci ne jouissent pas de la même reproductibilité et robustesse face aux facteurs perturbant la mesure. A ce titre, on retrouve aujourd'hui des études portant sur le monitorage de la VFC avec des indices temporels exclusivement (Plews et al. 2013).

De plus, l'analyse spectrale pose un problème majeur de comparaison d'une méthode à une autre. Comme le fait remarquer Saboul (Saboul 2013) dans ces travaux, le physiologiste, l'entraîneur ou même l'athlète ne sont pas nécessairement des experts en traitement de signal et ils se contentent d'utiliser des logiciels qui proposent un grand nombre de possibilités d'analyse spectrale sans que l'on connaisse réellement les implications mathématiques (Tarvainen et al. 2014). Pour l'analyse spectrale, il existe une multitude de possibilités de calcul et de réglages. On retrouve les transformées de Fourier, transformées en ondelettes ou encore les modélisations autorégressives… On peut également modifier plusieurs variables comme le type et la taille de la fenêtre d'analyse, la forme de l'onde mère ou encore l'ordre et le modèle sélectionné. Pichon met en avant le manque d'interchangeabilité entre les différents types d'analyse et il faut également reconnaître que peu de travaux décrivent précisément le modèle utilisé (Pichon et al. 2006). La conséquence directe de cela est que l'on peut comparer sans souci les paramètres temporels tandis qu'il sera difficile de pouvoir faire de même avec l'analyse spectrale. Egalement, lorsque l'on commence le suivi d'un individu ou d'un groupe en utilisant une méthode d'analyse spectrale, il conviendra de continuer toujours avec la même méthode d'analyse spectrale.

d) L'approche multi-facteurs

L'utilisation de la VFC est largement utilisée pour la détection de la fatigue chronique (Vilamitjana 2013; Plews et al. 2013; Le Meur et al. 2013a; Schmitt et al. 2013). Cependant, il semble que les différents biais explicités dans le chapitre précédent demandent l'apport d'autres données permettant de compléter l'analyse et d'affirmer avec plus de certitude les conclusions (Fry et al. 1991; Meeusen et al. 2013; Hooper et al. 1995; Roose et al. 2009; Uusitalo 2001).

V. DISCUSSION

L'analyse de variabilité de la Fréquence Cardiaque est une méthode d'investigation du système nerveux non invasive (Berntson et al. 1997). On a pu voir dans la première partie de ce document la genèse de cette méthode d'analyse et un nombre important de domaines dans lesquels elle est utilisée à des fins de diagnostic comme dans le cas de la maternité (De Jonckheere et al. 2011), en neurologie (Jain et al. 2011), lors de l'anesthésie (Mazzeo et al. 2011) et dans tant d'autres domaines. Le système nerveux autonome étant lié à une multitude de fonctions de notre organisme, cet outil s'est largement répandu en routine clinique. Depuis le milieu des années 1990, les travaux de recherche se sont développés autour de l'activité physique (Tulppo et al. 1996; Yamamoto et al. 1992), mais ceux-ci se sont plus largement popularisés lorsque Hedelin a mis en relation l'état de surentraînement et certains indices de la VFC (Hedelin et al. 2000) chez un jeune skieur de fond.

Aujourd'hui les applications potentielles dans le domaine de l'activité physique se sont étendues grâce à la multiplication des travaux de recherche sur la thématique, comme par exemple pour vérifier l'effet d'un programme d'entraînement (Neves et al. 2011), définir la charge d'entraînement (Kiviniemi et al. 2010), évaluer la récupération (Kaikkonen et al. 2007), définir l'intensité d'un exercice (Kaikkonen et al. 2010) ou permettre la détection des seuils ventilatoires sans l'analyse des gaz (Cottin et al. 2006). La VFC a trouvé un terrain de développement propice dans le domaine du sport grâce aux développement des systèmes permettant la mesure de l'intervalle RR à des coûts réduits comparativement aux moyens mis en œuvre dans les pratiques cliniques hospitalières. Egalement, les différents fabricants de matériels, notamment de cardiofréquencemètres, ont poussé cette thématique en vulgarisant la mesure et en créant des indicateurs « clé en main » pour les utilisateurs et dans certains cas en incluant des protocoles de tests de variabilité dans leurs fonctionnalités. L'enjeu économique a donc donné un élan important au développement de l'utilisation de la VFC dans le sport. La mesure de l'intervalle RR étant la source de l'analyse, les outils permettant ce recueil de données se sont multipliés. Nos travaux et la veille bibliographique que nous avons menée pour recenser les outils pouvant être utilisés par les athlètes ou leurs entraîneurs ont permis de mettre en avant que la précision de la plupart des outils était suffisante pour ne pas altérer l'analyse de la VFC dans des situations régulièrement retrouvées dans la littérature pour cette technique ; Polar RS800 (Cassirame et al. 2007), Mini Cardio de Hosand (Cassirame et al. 2013), Suunto Memory Belt (Bouillod et al. 2015), Polar V800 (chapitre II,B,2), Garmin 910 HRM, 920 HRM et 620HRM (chapitre II,B,2).

Cette phase de recherche sur les outils nous a également amené à une réflexion sur l'impact de la précision de la mesure de l'intervalle RR sur les résultats de l'analyse de la VFC. Nous avons développé dans ce document une étude (chapitre II,B,3) montrant que la précision de la mesure de la fréquence cardiaque battement à battement ne joue pas un rôle majeur au repos mais qu'a contrario cette précision est fondamentale pour d'autres situations comme

l'exercice. Nous avons ainsi démontré que dans des situations avec forte variabilité de la FC, comme par exemple des situations de repos couché ou debout, l'imprécision de la mesure de l'intervalle RR n'impacte pas significativement les résultats de l'analyse de la VFC. En revanche, lorsque la mesure est réalisée dans un contexte de faible variabilité, comme durant l'exercice, l'imprécision influence les résultats significativement, dès que celle-ci dépasse 4 ms. Cet élément est important dans le champ sportif car l'analyse de la VFC est souvent plus utilisée dans ce contexte, et que les industriels du secteur créent des indices sur la base de la VFC pendant l'exercice comme le OwnIndex® de Polar (Achten et Jeukendrup 2003) ou une estimation de la consommation d'oxygène de FirstBeat (Li 1993).

Au-delà de la précision de l'outil de mesure, il faut également considérer la qualité de la captation par la propreté du signal recueilli, matérialisée par le nombre d'artefacs présents sur l'enregistrement. Les travaux de Berntson (Berntson et Stowell 1998) mettent en avant que le périodogramme à analyser ne doit pas comporter plus de 3 % d'artefacs pour ne pas entraîner de modification dans l'analyse de la VFC. Ce document de thèse décrit également les différents types d'artefacs pouvant être rencontrés pendant l'analyse de la VFC (chapitre II,C,2,a) et renseigne sur les méthodes les plus pertinentes pour la correction du signal préalablement à leurs analyses (chapitre II,C,2,c). De manière générale, il conviendra d'utiliser un appareil procurant un tracé contenant un minimum d'artefacs pour éviter une perte de temps liée à la correction du signal. D'un point de vue pratique, il sera également important de tenir compte de critères de facilité d'utilisation comme le positionnement et le démarrage de l'appareil par le sujet, ou la facilité à récupérer des données. Dans le prolongement de cela, le format informatique des données proposées sera un facteur de gain de temps pour passer de la mesure à leur analyse.

Sur le versant plus conceptuel, il semble important de bien cerner l'ensemble du processus allant de la mesure aux mécanismes physiologiques qui permettront l'interprétation des résultats obtenus (Task Force 1996). Dans la majorité des applications, on utilise la relation entre l'activité des différentes voies du système nerveux autonome et un état physiologique particulier pour en déduire des informations pertinentes dans la gestion d'un ou plusieurs athlètes (Plews et al. 2012a; Le Meur et al. 2013; Atlaoui et al. 2007). Lorsque la VFC s'est répandue dans le champ sportif, son utilisation ainsi que son interprétation ont été simplifiées pour la rendre accessible au plus grand nombre. Cette simplification s'est faite au prix de bon nombre de raccourcis mais également en oubliant de préciser toutes les contraintes imposées par les concepts mathématiques ou physiologiques sous-jacents. Comme évoqué dans ce document (chapitre IV,A,4), l'utilisation de la VFC est assujettie à des contraintes méthodologiques fortes et le SNA est soumis à des influences externes importantes. Il convient donc de maitriser l'ensemble de la chaine pour éviter les erreurs dans l'interprétation qui suit la mesure. Le périodogramme sera la base du travail, il est la matière première permettant l'analyse de la VFC. Une fois le recueil de données fait, il est très aisé d'obtenir à l'aide d'un logiciel (HRV Analysis, NevroKard, Polar…) une multitude d'indices provenant de concepts mathématiques (statistiques, analyses fréquentielles ou non-linéaires…). Chacun des indices donnés par ces logiciels sont liées au système nerveux

autonome de manière plus ou moins complexe. Pour certains de ces indices comme l'analyse non-linéaire, il n'est pas toujours simple d'expliquer les mécanismes physiologiques mis en jeu. Pour d'autres indices comme les paramètres statistiques, il est très simple de voir le lien entre les indices et le SNA. Dans l'univers technologique actuel la mesure n'est plus un facteur limitant (Heathers 2013; Flatt et Esco 2015), mais l'interprétation de cette mesure et la prise en considération de l'environnement de mesure seront un élément clé de la réussite. Par ailleurs, il faut être conscient des contraintes imposées par les méthodes mathématiques, comme la stationnarité nécessaire pour l'analyse spectrale (Magagnin et al. 2011) ou la période minimum à analyser (2 minutes pour HF, 4 minutes pour LF et 50 minutes pour VFL) pour ne pas utiliser une technique ou un indice non adapté (Task Force 1996). De plus, chaque indice possède sa reproductibilité et des situations dans lesquelles ils seront plus pertinents que d'autres (voir chapitre IV,A,3). Aussi, nous pouvons voir que ces marqueurs sont plus ou moins sensibles à certaines afférences comme la respiration (Saboul 2013). Il sera donc primordial de choisir le ou les indices convenant le mieux à la population d'intérêt (Sookan 2011), au protocole mis en œuvre et aux conditions de mesure.

Ce travail recense également une liste de facteurs qui modifient l'état du SNA au moment de la mesure dans le but de sensibiliser les utilisateurs à l'importance du contexte (chapitre IV,A,4). Des éléments pouvant paraitre anodins comme l'heure du jour (Huikuri et al. 1994), la lumière (Choi et al. 2011) ou le bruit (Björ et al. 2007) impactent le tonus du SNA pouvant au final nuire à l'interprétation des résultats obtenus. Egalement, des facteurs précédant la mesure comme un repas, ou la caféine (Rauh et al. 2006) induiront des biais significatifs sur les résultats finaux. Cette partie permet de mettre en avant la standardisation nécessaire pour effectuer la mesure qui permettra d'obtenir des situations comparables au long du suivi d'un athlète par exemple.

L'engouement pour la VFC est principalement dû à la facilité pour obtenir des résultats chiffrés dans des délais très courts sur des examens rapides (Nussinovitch et al. 2011) et pouvant être réalisés hors laboratoire (Nummela et al. 2010). Un point fort de cette méthode est d'éviter le stress lié au contexte de laboratoire (Lantelme et al. 1998) et le temps nécessaire pour s'y rendre par exemple, mais ce point doit conduire à des choix dans le protocole permettant de mettre en avant le phénomène voulant être observé comme la fatigue par exemple (Plews et al. 2013), en limitant l'influence des autres afférences sur le SNA se répercutant sur les résultats.

Le design du protocole de mesure et dans une plus forte proportion le moment de mesure seront un élément déterminant de la réussite du suivi à l'aide de cette méthode. Les protocoles les plus régulièrement retrouvés dans la littérature utilisent des enregistrements nocturnes (Bricout et al. 2010), pendant des tests orthostatiques (Hedelin et al. 2001), ou des situations de repos (Hynynen et al. 2006) principalement le matin avec le postulat d'un état de base du SNA. Ces protocoles sont extraits des tests destinés à la base pour l'évaluation du SNA en situation clinique en laboratoire et sur des évaluations ponctuelles.

Dans le cadre de l'utilisation par des athlètes et ou leur entraîneur, l'enjeu sera de trouver des situations fiables, reproductibles et informatives limitant l'impact de l'environnement

sur l'analyse. Egalement le caractère pratique et fonctionnel est déterminant pour cette approche. Si le protocole de mesure est trop lourd ou contraignant pour les athlètes, il ne sera pas possible de le reproduire avec une fréquence suffisamment élevée pour qu'il soit informatif. D'un autre côté, si l'on impose un nombre trop important de contraintes, les tests pourront être réalisés sans l'implication totale de l'athlète et donc sans garantie sur les phénomènes mesurés. Plusieurs expériences personnelles de suivi avec des cyclistes professionnelles (non rapportées dans ce document) montrent que des protocoles de mesure nocturne ou sur des tests de redressement le matin sont difficilement utilisables en routine à cause des contraintes de déplacement, d'hébergement ou familiales lorsque l'athlète est à son domicile. Une autre expérience de 2 ans de mesure avec une équipe professionnelle de football suivant des enregistrements matinaux au centre d'entraînement montre que l'implication de l'athlète est capitale dans cette démarche. Pour étayer cela, on peut constater que pour certaines disciplines où l'abnégation des sportifs dans le processus d'entraînement est forte, les protocoles classiques peuvent convenir, ce qui semble être le cas par exemple des nageurs (Chalencon et al. 2012), skieurs de fond (Schmitt et al. 2013), ou trailers (Saboul 2013). Pour beaucoup d'autres pratiques on voit apparaître des protocoles de suivis longitudinaux originaux avec des moments de mesure pendant l'activité (Boullosa et al. 2014) ou post exercice standardisé (Buchheit et al. 2010). Dans ces situations, ce n'est plus un état de repos du SNA qui est évalué mais la réaction de celui-ci à une simulation quantifiable. Ce phénomène n'est pas nouveau puisque les tests d'évaluation du SNA comme le test de redressement actif ou passif (Tilt Test), le refroidissement du visage ou de la main ou les manœuvres de Valsalva évaluaient déjà une réaction et pas seulement un état de repos (Boer et al. 1998). Plusieurs études démontrent un forte reproductibilité de ces situations de mesure que cela soit à l'exercice (Winsley et al. 2003) ou post-exercice (Dupuy et al. 2012; Al Haddad et al. 2011). Dans ces contextes les afférences vers le SNA sont majoritairement celles liées à l'exercice et l'ensemble des phénomènes environnementaux pouvant influencer la mesure deviennent négligeables au regard de l'amplitude des variations. Ces nouvelles approches semblent indispensables pour l'utilisation dans le domaine sportif, car la première vague d'utilisation massive de la VFC s'est très vite estompée pour renvoyer cette méthode à une utilisation de recherche (Huikuri et al. 1999). Du point de vue pratique lorsque cette mesure est réalisée pendant un entraînement ou pendant une phase de récupération, on s'affranchit de l'organisation de moments spécifiques et le protocole est plus facilement accepté par les athlètes. D'un autre côté, le moment de mesure et également la durée des enregistrements orientent les indices utilisables pour cette thématique. On voit que dans ces contextes les paramètres temporels seront plébiscités (Plews et al. 2012b; Boullosa et al. 2014; Buchheit et al. 2010) avec une forte tendance pour RMSSD. De manière générale, une des clés de la pertinence de cet outil est la fréquence de réalisation des tests pour définir le profil des athlètes et ainsi pouvoir réagir rapidement à la baisse ou à la hausse d'un indice en adaptant les charges d'entraînement ou les types d'exercice.

L'analyse de la VFC peut également avoir d'autres utilisations dans le champ des activités sportives comme la calibration de l'intensité de l'entraînement (Tonello et al. 2014) ou la détection des seuils ventilatoires en situation de pratique (Cassirame et al. 2014). A ce jour ces thématiques comptent beaucoup moins de travaux de recherche permettant d'avoir une vision claire sur le réel potentiel de ces applications. On peut voir apparaître dans la majorité des systèmes commercialisés des indicateurs dérivés de l'analyse de la VFC tel que l'impact de la séance (Firstbeat Technologies Ltd 2005) ou le temps de récupération qu'il conviendrait de respecter avant la prochaine séance. Il convient aujourd'hui d'être prudent avec l'utilisation de ces indicateurs pour ne pas faire d'erreur dans la gestion de l'entraînement.
Ce document donne des indications sur l'utilisation et dans certains cas des préconisations qui peuvent aider à éviter des pièges dans l'élaboration d'un protocole d'utilisation de la VFC (chapitre IV,B,1 et IV,B,2). Ces préconisations ne suffisent cependant pas à obtenir une vérité absolue sur l'état du SNA ou de l'athlète en règle générale. Comme évoqué dans ce mémoire, il sera judicieux de coupler cette technique à d'autres indicateurs, psychologique, hormonaux, musculaires… pour limiter encore l'incertitude (Buchheit 2014)

VI. CONCLUSION

Ce mémoire traite de l'utilisation de la VFC dans la pratique des activités physiques en partant du développement de cette technique, des concepts physiologiques associés pour aller vers les utilisations concrètes. Bien que la littérature scientifique soit très fournie sur cette thématique, l'utilisation en routine hors contexte expérimental reste marginale. Ce document décrit les étapes de la mesure à la présentation des résultats en détaillant les pièges potentiels pouvant conduire à une mauvaise mesure, analyse ou interprétation. Cette méthode d'analyse est très documentée en ce qui concerne les applications cliniques ou dans le secteur de la recherche. Dans le domaine des activités physiques, cette technique n'est aujourd'hui pas largement utilisée par les acteurs en dépit des vertus que la littérature lui attribue. L'enjeu majeur pour son utilisation est la mise en place du protocole qui permet de mettre en avant ce que l'on recherche en s'affranchissant des phénomènes parasites qui induisent des modifications du tonus du SNA. Le protocole de suivi doit également tenir compte de l'outil de mesure et de ces aspects pratiques, ainsi que de la phase de traitement allant du recueil de données à la présentation de résultats chiffrés facilement interprétables. Si l'on s'intéresse à cette méthode pour la détection précoce de la fatigue, le protocole doit être conçu de manière à pouvoir être réalisé en routine à une fréquence minimum d'une fois par semaine pour que l'on puisse prévenir la fatigue ou redéployer des charges d'entraînement adaptées. La principale difficulté à la mise en place de cette méthode, réside dans le fait qu'elle n'est pas pleinement transposable d'une pratique sportive à une autre ou d'une manière de travailler à une autre. Il convient de l'ajuster en adaptant par exemple ; la situation de mesure, la durée de l'enregistrement ou les indices à suivre. Pour finir, il convient d'avoir suffisamment de recul sur les données et de collecter un maximum d'informations sur les athlètes et leurs activités (charge de travail, sommeil, repas) pour pouvoir réagir de manière optimale. Ce mémoire donne un nombre importants d'éléments permettant d'aider à l'utilisation de la variabilité de la fréquence cardiaque et d'éviter les erreurs dans la méthodologie. Il n'est cependant pas possible de définir un modèle d'utilisation et d'interprétation unique valable pour tous les individus quelles que soient leurs pratiques. Pour faire face à cela, la meilleure des solutions reste la maîtrise des concepts composants cette méthode.

VII. REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

Achten, Juul, and Asker E Jeukendrup. 2003. “Heart Rate Monitoring: Applications and Limitations.” *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)* 33 (7): 517–38.

Akselrod, S, Y Amitayt, R M Lang, V Mor-Avi, and L Keselbrener. 2000. “Spectral Analysis of Left Ventricular Area Variability as a Tool to Improve the Understanding of Cardiac Autonomic Control.” *Physiological Measurement* 21 (2): 319–31.

Akselrod, S, D Gordon, F A Ubel, D C Shannon, A C Berger, and R J Cohen. 1981. “Power Spectrum Analysis of Heart Rate Fluctuation: A Quantitative Probe of Beat-to-Beat Cardiovascular Control.” *Science (New York, N.Y.)* 213 (4504): 220–22.

Al Haddad, Hani, Alberto Mendez-Villanueva, Pitre C Bourdon, and Martin Buchheit. 2012. “Effect of Acute Hypoxia on Post-Exercise Parasympathetic Reactivation in Healthy Men.” *Frontiers in Physiology* 3: 289. doi:10.3389/fphys.2012.00289.

Al Haddad, H, P B Laursen, D Chollet, S Ahmaidi, and M Buchheit. 2011. “Reliability of Resting and Postexercise Heart Rate Measures.” *International Journal of Sports Medicine* 32 (8): 598–605. doi:10.1055/s-0031-1275356.

Al Haddad, H., P. B. Laursen, D. Chollet, S. Ahmaidi, and M. Buchheit. 2011. “Reliability of Resting and Postexercise Heart Rate Measures.” *International Journal of Sports Medicine* 32 (8): 598–605. doi:10.1055/s-0031-1275356.

Allaphillippe, Anne. 2012. “Suivi Physiologique Du Jeune Rugbyman de Haut Niveau : Approche Biométrique, Biologique et Cardiovasculaire Des Effets de L’entraînement et Des Charges de Compétitions.” Clermont ferrand.

Amara, C. E., and L. A. Wolfe. 1998. “Reliability of Noninvasive Methods to Measure Cardiac Autonomic Function.” *Canadian Journal of Applied Physiology = Revue Canadienne De Physiologie Appliquée* 23 (4): 396–408.

Anosov, O, A Patzak, Y Kononovich, and P B Persson. 2000. “High-Frequency Oscillations of the Heart Rate during Ramp Load Reflect the Human Anaerobic Threshold.” *European Journal of Applied Physiology* 83 (4 -5): 388–94.

Anrep, G. V., W. Pascual, and R. Rossler. 1936a. “Respiratory Variations of the Heart Rate. II.--The Central Mechanism of the Respiratory Arrhythmia and the Inter-Relations between the Central and the Reflex Mechanisms.” *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences* 119 (813): 218–30.

Arai, Y, J P Saul, P Albrecht, L H Hartley, L S Lilly, R J Cohen, and W S Colucci. 1989. “Modulation of Cardiac Autonomic Activity during and Immediately after Exercise.” *The American Journal of Physiology* 256 (1 Pt 2): H132–41.

Arborelius, M., U. I. Ballidin, B. Lilja, and C. E. Lundgren. 1972. “Hemodynamic Changes in Man during Immersion with the Head above Water.” *Aerospace Medicine* 43 (6): 592–98.

Atkinson, G., and A. M. Nevill. 1998. “Statistical Methods for Assessing Measurement Error (reliability) in Variables Relevant to Sports Medicine.” *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)* 26 (4): 217–38.

Atlaoui, D, V Pichot, L Lacoste, F Barale, J-R Lacour, and J-C Chatard. 2007. “Heart Rate Variability, Training Variation and Performance in Elite Swimmers.” *International Journal of Sports Medicine* 28 (5): 394–400. doi:10.1055/s-2006-924490.

Aubert, André E, Bert Seps, and Frank Beckers. 2003. “Heart Rate Variability in Athletes.” *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)* 33 (12): 889–919.

Baharav, A, S Kotagal, B K Rubin, J Pratt, and S Akselrod. 1999. “Autonomic Cardiovascular Control in Children with Obstructive Sleep Apnea.” *Clinical Autonomic Research: Official Journal of the Clinical Autonomic Research Society* 9 (6): 345–51.

Bahjaoui-Bouhaddi, M., S. Cappelle, M. T. Henriet, G. Dumoulin, J. P. Wolf, and J. Regnard. 2000. “Graded Vascular Autonomic Control versus Discontinuous Cardiac Control during Gradual Upright Tilt.” *Journal of the Autonomic Nervous System* 79 (2-3): 149–55.

Bailón, Raquel, Pedro Serrano, and Pablo Laguna. 2011. “Influence of Time-Varying Mean Heart Rate in Coronary Artery Disease Diagnostic Performance of Heart Rate Variability Indices from Exercise Stress Testing.” *Journal of Electrocardiology* 44 (4): 445–52. doi:10.1016/j.jelectrocard.2011.02.001.

Bailon, R, N Garatachea, I de la Iglesia, J A Casajus, and P Laguna. 2013. “Influence of Running Stride Frequency in Heart Rate Variability Analysis during Treadmill Exercise Testing.” *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, January. doi:10.1109/TBME.2013.2242328.

Barbieri, Riccardo, and Emery N Brown. 2006. “Correction of Erroneous and Ectopic Beats Using a Point Process Adaptive Algorithm.” *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference* 1: 3373–76. doi:10.1109/IEMBS.2006.260325.

Baumert, Mathias, Lars Brechtel, Juergen Lock, and Andreas Voss. 2006. “Changes in Heart Rate Variability of Athletes during a Training Camp.” *Biomedizinische Technik. Biomedical Engineering* 51 (4): 201–4. doi:10.1515/BMT.2006.037.

Bau, Paulo F D, Ruy S Moraes, Claiton H D Bau, Elton L Ferlin, Guido A Rosito, and Flávio D Fuchs. 2011. “Acute Ingestion of Alcohol and Cardiac Autonomic Modulation in Healthy Volunteers.” *Alcohol (Fayetteville, N.Y.)* 45 (2): 123–29. doi:10.1016/j.alcohol.2010.08.011.

Beda, Alessandro, David M. Simpson, Nadja C. Carvalho, and Alysson Roncally S. Carvalho. 2014. “Low-Frequency Heart Rate Variability Is Related to the Breath-to-Breath Variability in the Respiratory Pattern.” *Psychophysiology* 51 (2): 197–205. doi:10.1111/psyp.12163.

Ben Lamine, Samia, Pascale Calabrese, Hélène Perrault, Tuan Pham Dinh, André Eberhard, and Gila Benchetrit. 2004. “Individual Differences in Respiratory Sinus Arrhythmia.” *American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology* 286 (6): H2305–12. doi:10.1152/ajpheart.00655.2003.

Bernardi, Luciano. 2007. “Heart Rate and Cardiovascular Variability at High Altitude.” *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference* 2007: 6679–81. doi:10.1109/IEMBS.2007.4353892.

Berntsen, Rolf Franck, Kaare H. Bønaa, Heikki V. Huikuri, and Knut Rasmussen. 2011. “Determinants of Cardiac Vagal Regulation: A Cross-Sectional Study in a General Population.” *Autonomic Neuroscience: Basic & Clinical* 162 (1-2): 54–59. doi:10.1016/j.autneu.2011.03.005.

Berntson, Gary G., and Jeffrey R. Stowell. 1998. “ECG Artifacts and Heart Period Variability: Don’t Miss a Beat!” *Psychophysiology* 35 (1): 127–32. doi:10.1111/1469-8986.3510127.

Berntson, G G, J T Bigger Jr, D L Eckberg, P Grossman, P G Kaufmann, M Malik, H N Nagaraja, et al. 1997. “Heart Rate Variability: Origins, Methods, and Interpretive Caveats.” *Psychophysiology* 34 (6): 623–48.

Billman, George E. 2013. “The Effect of Heart Rate on the Heart Rate Variability Response to Autonomic Interventions.” *Frontiers in Physiology* 4: 222. doi:10.3389/fphys.2013.00222.

Birkett, C.L., M.G. Kienzle, and G.A. Myers. 1991. “Interpolation over Ectopic Beats Increases Low Frequency Power in Heart Rate Variability Spectra.” In *Computers in Cardiology 1991, Proceedings.*, 257–59. doi:10.1109/CIC.1991.169094.

Björ, Bodil, Lage Burström, Marcus Karlsson, Tohr Nilsson, Ulf Näslund, and Urban Wiklund. 2007. “Acute Effects on Heart Rate Variability When Exposed to Hand Transmitted Vibration and Noise.” *International Archives of Occupational and Environmental Health* 81 (2): 193–99. doi:10.1007/s00420-007-0205-0.

Blain, G, O Meste, T Bouchard, and S Bermon. 2005. “Assessment of Ventilatory Thresholds during Graded and Maximal Exercise Test Using Time Varying Analysis of Respiratory Sinus Arrhythmia.” *British Journal of Sports Medicine* 39 (7): 448–52; discussion 448–52. doi:10.1136/bjsm.2004.014134.

Blain, Grégory, Olivier Meste, and Stéphane Bermon. 2005. “Influences of Breathing Patterns on Respiratory Sinus Arrhythmia in Humans during Exercise.” *American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology* 288 (2): H887–95. doi:10.1152/ajpheart.00767.2004.

Blain, Grégory, Olivier Meste, Alexandre Blain, and Stéphane Bermon. 2009. “Time-Frequency Analysis of Heart Rate Variability Reveals Cardiolocomotor Coupling during Dynamic Cycling Exercise in Humans.” *American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology* 296 (5): H1651–59. doi:10.1152/ajpheart.00881.2008.

Blain, Grégory, and Université d’Aix-Marseille II. Faculté des Sciences du sport. 2004. *Analyse et Modélisation Temps-Fréquence Du Couplage Cardiorespiratoire Humain En Situation D’exercice Physique*. Marseille 2 : 2004.

Bland, J M, and D G Altman. 1995. “Comparing Methods of Measurement: Why Plotting Difference against Standard Method Is Misleading.” *Lancet* 346 (8982): 1085–87.

Boer, C. A., A. J. Mocelin, and T. Matsuo. 1998. “[Ewing’s tests validation for autonomic dysfunction assessment].” *Arquivos De Neuro-Psiquiatria* 56 (2): 250–54.

Bonnemeier, Hendrik, Gert Richardt, Jürgen Potratz, Uwe K H Wiegand, Axel Brandes, Nina Kluge, and Hugo A Katus. 2003. “Circadian Profile of Cardiac Autonomic Nervous Modulation in Healthy Subjects: Differing Effects of Aging and Gender on Heart Rate Variability.” *Journal of Cardiovascular Electrophysiology* 14 (8): 791–99.

Borges, J, P Soares, and P Farinatti. 2012. “Autonomic Modulation Following Exercise Is Impaired in HIV Patients.” *International Journal of Sports Medicine* 33 (4): 320–24. doi:10.1055/s-0031-1297954.

Bosquet, L., S. Merkari, D. Arvisais, and A. E. Aubert. 2008. “Is Heart Rate a Convenient Tool to Monitor over-Reaching? A Systematic Review of the Literature.” *British Journal of Sports Medicine* 42 (9): 709–14. doi:10.1136/bjsm.2007.042200.

Bosquet, L, Y Papelier, L Léger, and P Legros. 2003. “Night Heart Rate Variability during Overtraining in Male Endurance Athletes.” *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 43 (4): 506–12.

Boudet, G, and A Chamoux. 2001. “Analyse En Laboratoire Des Performances de Certains Cardiofréquencemètres.” *EM-Consulte*. http://www.em-consulte.com/article/23980/article/analyse-en-laboratoire-des-performances-de-certain.

Boudreau, Philippe, Wei-Hsien Yeh, Guy A. Dumont, and Diane B. Boivin. 2013. “Circadian Variation of Heart Rate Variability across Sleep Stages.” *Sleep* 36 (12): 1919–28. doi:10.5665/sleep.3230.

Boullosa, D. A., E. S. Barros, S. del Rosso, F. Y. Nakamura, and A. S. Leicht. 2014. “Reliability of Heart Rate Measures during Walking before and after Running Maximal Efforts.” *International Journal of Sports Medicine* 35 (12): 999–1005. doi:10.1055/s-0034-1372637.

Brainard, G. C., J. P. Hanifin, J. M. Greeson, B. Byrne, G. Glickman, E. Gerner, and M. D. Rollag. 2001. “Action Spectrum for Melatonin Regulation in Humans: Evidence for a Novel Circadian Photoreceptor.” *The Journal of Neuroscience: The Official Journal of the Society for Neuroscience* 21 (16): 6405–12.

Brandenberger, Gabrielle, Martin Buchheit, Jean Ehrhart, Chantal Simon, and François Piquard. 2005. “Is Slow Wave Sleep an Appropriate Recording Condition for Heart Rate Variability Analysis?” *Autonomic Neuroscience: Basic & Clinical* 121 (1-2): 81–86. doi:10.1016/j.autneu.2005.06.002.

Brandenberger, Gabrielle, Jean Ehrhart, and Martin Buchheit. 2005. “Sleep Stage 2: An Electroencephalographic, Autonomic, and Hormonal Duality.” *Sleep* 28 (12): 1535–40.

Brenner, I K, S Thomas, and R J Shephard. 1997. “Spectral Analysis of Heart Rate Variability during Heat Exposure and Repeated Exercise.” *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 76 (2): 145–56.

Breuer, H. W., A. Skyschally, R. Schulz, C. Martin, M. Wehr, and G. Heusch. 1993. “Heart Rate Variability and Circulating Catecholamine Concentrations during Steady State Exercise in Healthy Volunteers.” *British Heart Journal* 70 (2): 144–49.

Bricout, V-A, I Charrier, and A Favre-Juvin. 2008. “A Fatigue Questionnaire (QFES) for Child Athletes: A Four-Year Follow-up Study in Young Skiers.” *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique: Revue*

Scientifique de La Société Française de Rééducation Fonctionnelle de Réadaptation et de Médecine Physique 51 (3): 193–200. doi:10.1016/j.annrmp.2008.01.006.

Bricout, Véronique-Aurélie, Simon Dechenaud, and Anne Favre-Juvin. 2010. "Analyses of Heart Rate Variability in Young Soccer Players: The Effects of Sport Activity." *Autonomic Neuroscience: Basic & Clinical* 154 (1-2): 112–16. doi:10.1016/j.autneu.2009.12.001.

Britton, Annie, Martin Shipley, Marek Malik, Katerina Hnatkova, Harry Hemingway, and Mlichael Marmot. 2007. "Changes in Heart Rate and Heart Rate Variability over Time in Middle-Aged Men and Women in the General Population (from the Whitehall II Cohort Study)." *The American Journal of Cardiology* 100 (3): 524–27. doi:10.1016/j.amjcard.2007.03.056.

Brown, T E, L A Beightol, J Koh, and D L Eckberg. 1993. "Important Influence of Respiration on Human R-R Interval Power Spectra Is Largely Ignored." *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)* 75 (5): 2310–17.

Bruce-Low, Stewart S, David Cotterrell, and Gareth E Jones. 2006. "Heart Rate Variability during High Ambient Heat Exposure." *Aviation, Space, and Environmental Medicine* 77 (9): 915–20.

Buchheit, Martin. 2014. "Monitoring Training Status with HR Measures: Do All Roads Lead to Rome?" *Frontiers in Physiology* 5 (February). doi:10.3389/fphys.2014.00073.

Buchheit, Martin, A Chivot, J Parouty, D Mercier, H Al Haddad, P B Laursen, and S Ahmaidi. 2010. "Monitoring Endurance Running Performance Using Cardiac Parasympathetic Function." *European Journal of Applied Physiology* 108 (6): 1153–67. doi:10.1007/s00421-009-1317-x.

Buchheit, Martin, and Cyrille Gindre. 2006. "Cardiac Parasympathetic Regulation: Respective Associations with Cardiorespiratory Fitness and Training Load." *American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology* 291 (1): H451–58. doi:10.1152/ajpheart.00008.2006.

Buchheit, Martin, Paul B Laursen, and Saïd Ahmaidi. 2007. "Parasympathetic Reactivation after Repeated Sprint Exercise." *American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology* 293 (1): H133–41. doi:10.1152/ajpheart.00062.2007.

Buchheit, Martin, Alberto Mendez-Villanueva, Marc J Quod, Nicholas Poulos, and Pitre Bourdon. 2010. "Determinants of the Variability of Heart Rate Measures during a Competitive Period in Young Soccer Players." *European Journal of Applied Physiology* 109 (5): 869–78. doi:10.1007/s00421-010-1422-x.

Buchheit, Martin, Yves Papelier, Paul B Laursen, and Saïd Ahmaidi. 2007. "Noninvasive Assessment of Cardiac Parasympathetic Function: Postexercise Heart Rate Recovery or Heart Rate Variability?" *American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology* 293 (1): H8–10. doi:10.1152/ajpheart.00335.2007.

Buchheit, Martin, Chantal Simon, Anne Charloux, Stéphane Doutreleau, François Piquard, and Gabrielle Brandenberger. 2005. "Heart Rate Variability and Intensity of Habitual Physical Activity in Middle-Aged Persons." *Medicine and Science in Sports and Exercise* 37 (9): 1530–34.

Buchheit, Martin, Roberto Solano, and Grégoire Paul Millet. 2007. "Heart-Rate Deflection Point and the Second Heart-Rate Variability Threshold during Running Exercise in Trained Boys." *Pediatric Exercise Science* 19 (2): 192–204.

Buchheit, M, R Richard, S Doutreleau, E Lonsdorfer-Wolf, G Brandenberger, and C Simon. 2004. "Effect of Acute Hypoxia on Heart Rate Variability at Rest and during Exercise." *International Journal of Sports Medicine* 25 (4): 264–69. doi:10.1055/s-2004-819938.

Buchheit, M, C Simon, F Piquard, J Ehrhart, and G Brandenberger. 2004. "Effects of Increased Training Load on Vagal-Related Indexes of Heart Rate Variability: A Novel Sleep Approach." *American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology* 287 (6): H2813–18. doi:10.1152/ajpheart.00490.2004.

Buchheit, M, S C Voss, L Nybo, M Mohr, and S Racinais. 2011. "Physiological and Performance Adaptations to an in-Season Soccer Camp in the Heat: Associations with Heart Rate and Heart Rate Variability." *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 21 (6): e477–85. doi:10.1111/j.1600-0838.2011.01378.x.

Carter, James B, Eric W Banister, and Andrew P Blaber. 2003. “The Effect of Age and Gender on Heart Rate Variability after Endurance Training.” *Medicine and Science in Sports and Exercise* 35 (8): 1333–40. doi:10.1249/01.MSS.0000079046.01763.8F.

Casadei, B, J Moon, J Johnston, A Caiazza, and P Sleight. 1996. “Is Respiratory Sinus Arrhythmia a Good Index of Cardiac Vagal Tone in Exercise?” *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)* 81 (2): 556–64.

Casonatto, Juliano, Taís Tinucci, Antônio Carlos Dourado, and Marcos Polito. 2011. “Cardiovascular and Autonomic Responses after Exercise Sessions with Different Intensities and Durations.” *Clinics (São Paulo, Brazil)* 66 (3): 453–58.

Cassirame, Johan, Nicolas Tordi, Nicolas Fabre, Sébastien Duc, Fabienne Durand, and Laurent Mourot. 2014. “Heart Rate Variability to Assess Ventilatory Threshold in Ski-Mountaineering.” *European Journal of Sport Science*, September, 1–8. doi:10.1080/17461391.2014.957729.

Cassirame, J., M. I. Stuckey, F. Sheppard, and N. Tordi. 2013. “Accuracy of the Minicardio System for Heart Rate Variability Analysis Compared to ECG.” *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 53 (3): 248–54.

Cassirame, J., N. Tordi, L. Mourot, M. Rakobowchuk, and J. Regnard. 2007. “L’utilisation D’un Nouveau Système D’enregistrement de Fréquence Cardiaque Battement À Battement Pour L’analyse Traditionnelle de Variabilité de Fréquence Cardiaque.” *Science & Sports* 22 (5): 238–42. doi:10.1016/j.scispo.2007.07.006.

Cervantes Blásquez, Julio César, Gil Rodas Font, and Lluís Capdevila Ortís. 2009. “Heart-Rate Variability and Precompetitive Anxiety in Swimmers.” *Psicothema* 21 (4): 531–36.

Chalencon, Sébastien, Thierry Busso, Jean-René Lacour, Martin Garet, Vincent Pichot, Philippe Connes, Charles Philip Gabel, Frédéric Roche, and Jean Claude Barthélémy. 2012. “A Model for the Training Effects in Swimming Demonstrates a Strong Relationship between Parasympathetic Activity, Performance and Index of Fatigue.” *PLoS ONE* 7 (12): e52636. doi:10.1371/journal.pone.0052636.

Chang, C. S., C. W. Ko, H. C. Lien, and M. C. Chou. 2010. “Varying Postprandial Abdominovagal and Cardiovagal Activity in Normal Subjects.” *Neurogastroenterology & Motility* 22 (5): 546–e119. doi:10.1111/j.1365-2982.2009.01455.x.

Chang, Li-Ren, Yu-Hsuan Lin, Terry B J Kuo, Yen-Cheng Ho, Shiuan-Horng Chen, Hung-Chieh Wu Chang, Chih-Min Liu, and Cheryl C H Yang. 2012. “Cardiac Autonomic Modulation during Methadone Therapy among Heroin Users: A Pilot Study.” *Progress in Neuro-Psychopharmacology & Biological Psychiatry* 37 (1): 188–93. doi:10.1016/j.pnpbp.2012.01.006.

Charlot, K, J Cornolo, J V Brugniaux, J P Richalet, and A Pichon. 2009. “Interchangeability between Heart Rate and Photoplethysmography Variabilities during Sympathetic Stimulations.” *Physiological Measurement* 30 (12): 1357–69. doi:10.1088/0967-3334/30/12/005.

Cheema, Birinder S, Paul W Marshall, Dennis Chang, Ben Colagiuri, and Bianca Machliss. 2011. “Effect of an Office Worksite-Based Yoga Program on Heart Rate Variability: A Randomized Controlled Trial.” *BMC Public Health* 11: 578. doi:10.1186/1471-2458-11-578.

Chen, Chih J., Terry B.J. Kuo, Yi-Jhan Tseng, and Cheryl C.H. Yang. 2009. “Combined Cardiac Sympathetic Excitation and Vagal Impairment in Patients with Non-Organic Erectile Dysfunction.” *Clinical Neurophysiology* 120 (2): 348–52. doi:10.1016/j.clinph.2008.10.155.

Cheng, B, H Kuipers, A C Snyder, H A Keizer, A Jeukendrup, and M Hesselink. 1992. “A New Approach for the Determination of Ventilatory and Lactate Thresholds.” *International Journal of Sports Medicine* 13 (7): 518–22. doi:10.1055/s-2007-1021309.

Chiba, S., Y. Yabuuchi, and K. Hashimoto. 1975. “Comparison of the Effects of Norepinephrine and Acetylcholine between Intraarterial and Extravascular Administration to the Isolated, Blood-Perfused Canine Atrium.” *Japanese Journal of Pharmacology* 25 (4): 433–39.

Choi, Chang-Jin, Kyung-Soo Kim, Chul-Min Kim, Se-Hong Kim, and Whan-Seok Choi. 2011. “Reactivity of Heart Rate Variability after Exposure to Colored Lights in Healthy Adults with Symptoms of Anxiety and Depression.” *International Journal of Psychophysiology: Official Journal of the International Organization of Psychophysiology* 79 (2): 83–88. doi:10.1016/j.ijpsycho.2010.09.011.

Cipryan, Lukas, and Martina Litschmannova. 2013. “Intra-Day and Inter-Day Reliability of Heart Rate Variability Measurement.” *Journal of Sports Sciences* 31 (2): 150–58. doi:10.1080/02640414.2012.721931.

Citi, Luca, Matt T Bianchi, Elizabeth B Klerman, and Riccardo Barbieri. 2011. “Instantaneous Monitoring of Sleep Fragmentation by Point Process Heart Rate Variability and Respiratory Dynamics.” *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference* 2011: 7735–38. doi:10.1109/IEMBS.2011.6091906.

Clifford, Gari D. 2002. “Signal Processing Methods for Heart Rate Variability.”

Clifford, G. D, and L. Tarassenko. 2005. “Quantifying Errors in Spectral Estimates of HRV due to Beat Replacement and Resampling.” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 52 (4): 630–38. doi:10.1109/TBME.2005.844028.

Cooke, W H. 1998. “Respiratory Sinus Arrhythmia and Cardiovascular Neural Regulation in Athletes.” *Medicine and Science in Sports and Exercise* 30 (7): 1179–80.

Cottin, F, P-M Leprêtre, P Lopes, Y Papelier, C Médigue, and V Billat. 2006. “Assessment of Ventilatory Thresholds from Heart Rate Variability in Well-Trained Subjects during Cycling.” *International Journal of Sports Medicine* 27 (12): 959–67.

Cottin, F, C Médigue, P Lopes, P-M Leprêtre, R Heubert, and V Billat. 2007. “Ventilatory Thresholds Assessment from Heart Rate Variability during an Incremental Exhaustive Running Test.” *International Journal of Sports Medicine* 28 (4): 287–94. doi:10.1055/s-2006-924355.

Cottin, F, C Médigue, P Lopes, E Petit, Y Papelier, and V L Billat. 2005. “Effect of Exercise Intensity and Repetition on Heart Rate Variability during Training in Elite Trotting Horse.” *International Journal of Sports Medicine* 26 (10): 859–67. doi:10.1055/s-2005-837462.

Cottin, Francois, Claire Médigue, Pierre-Marie Leprêtre, Yves Papelier, Jean-Pierre Koralsztein, and Véronique Billat. 2004a. “Heart Rate Variability during Exercise Performed below and above Ventilatory Threshold.” *Medicine and Science in Sports and Exercise* 36 (4): 594–600.

Cottin, François, Claire Médigue, and Yves Papelier. 2008. “Effect of Heavy Exercise on Spectral Baroreflex Sensitivity, Heart Rate, and Blood Pressure Variability in Well-Trained Humans.” *American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology* 295 (3): H1150–55. doi:10.1152/ajpheart.00003.2008.

Cottin, François, Jean Slawinski, Philippe Lopes, Andry Van de Louw, and Véronique Billat. 2007. “Effect of a 24-H Continuous Walking Race on Cardiac Autonomic Control.” *European Journal of Applied Physiology* 99 (3): 245–50. doi:10.1007/s00421-006-0341-3.

Dantas, E. M., C. P. Gonçalves, A. B. T. Silva, S. L. Rodrigues, M. S. Ramos, R. V. Andreão, E. B. Pimentel, W. Lunz, and J. G. Mill. 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 = Revista Brasileira De Pesquisas Médicas E Biológicas / Sociedade Brasileira De Biofísica ... [et Al.]* 43 (10): 982–88.

Da Silva, Carla Cristiane, Ligia Maxwell Pereira, Jefferson Rosa Cardoso, Jonathan Patrick Moore, and Fábio Yuzo Nakamura. 2014. “The Effect of Physical Training on Heart Rate Variability in Healthy Children: A Systematic Review with Meta-Analysis.” *Pediatric Exercise Science* 26 (2): 147–58. doi:10.1123/pes.2013-0063.

De Jonckheere, J, T Rakza, R Logier, M Jeanne, R Jounwaz, and L Storme. 2011. “Heart Rate Variability Analysis for Newborn Infants Prolonged Pain Assessment.” *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference* 2011: 7747–50. doi:10.1109/IEMBS.2011.6091909.

De Meersman, R E. 1992. “Respiratory Sinus Arrhythmia Alteration Following Training in Endurance Athletes.” *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 64 (5): 434–36.

Dibner, Bern. 1971. *Luigi Galvani : An Expanded Version of a Biography Prepared for the Forthcoming Edition of the Encyclopaedia Britannica : With a Supplement Reproducing Three of the Four Original Drawings Illustrating the 1791 Edition of De Viribus Electricitatis /*. Publication (Burndy Library) ; Burndy Library,.

Di Michele, Rocco, Giorgio Gatta, Antonino Di Leo, Matteo Cortesi, Francesca Andina, Enrico Tam, Mariasole Da Boit, and Franco Merni. 2012. “Estimation of the Anaerobic Threshold from Heart Rate Variability in an Incremental Swimming Test.” *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association* 26 (11): 3059–66. doi:10.1519/JSC.0b013e318245bde1.

Dinas, Petros C, Yiannis Koutedakis, and Andreas D Flouris. 2011. “Effects of Active and Passive Tobacco Cigarette Smoking on Heart Rate Variability.” *International Journal of Cardiology*, November. doi:10.1016/j.ijcard.2011.10.140.

Dishman, R K, Y Nakamura, M E Garcia, R W Thompson, A L Dunn, and S N Blair. 2000. “Heart Rate Variability, Trait Anxiety, and Perceived Stress among Physically Fit Men and Women.” *International Journal of Psychophysiology: Official Journal of the International Organization of Psychophysiology* 37 (2): 121–33.

Donders, Franciscus Cornelis. n.d. “Zur Physiologie Des Nervus Vagus.” *Pfluegers. Arch Eur J Physiol* 1: 334–61.

Duc, S, J Cassirame, and F Durand. 2011. “Physiology of Ski Mountaineering Racing.” *International Journal of Sports Medicine*, October. doi:10.1055/s-0031-1279721.

Dupuy, Olivier, Saïd Mekary, Nicolas Berryman, Louis Bherer, Michel Audiffren, and Laurent Bosquet. 2012. “Reliability of Heart Rate Measures Used to Assess Post-Exercise Parasympathetic Reactivation.” *Clinical Physiology and Functional Imaging* 32 (4): 296–304. doi:10.1111/j.1475-097X.2012.01125.x.

Eckberg, D. L. 1997. “Sympathovagal Balance: A Critical Appraisal.” *Circulation* 96 (9): 3224–32.

Edelhauser, Friedrich, Florian Hak, Ullrich Kleinrath, Birgit Luhr, Peter F. Matthiessen, Johannes Weinzirl, and Dirk Cysarz. 2013. “Impact of Colored Light on Cardiorespiratory Coordination.” *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine : eCAM* 2013. doi:10.1155/2013/810876.

Ehmen, Hilko, Marten Haesner, Ines Steinke, Mario Dorn, Mehmet Gövercin, and Elisabeth Steinhagen-Thiessen. 2012. “Comparison of Four Different Mobile Devices for Measuring Heart Rate and ECG with Respect to Aspects of Usability and Acceptance by Older People.” *Applied Ergonomics* 43 (3): 582–87. doi:10.1016/j.apergo.2011.09.003.

Einthoven, W. 1906. “Le Telecardiogramme,” Arch Int de Physiol edition.

Evans, Karleyton C., Darin D. Dougherty, Annette M. Schmid, Elizabeth Scannell, Adrienne McCallister, Herbert Benson, Jeffery A. Dusek, and Sara W. Lazar. 2009. “Modulation of Spontaneous Breathing via Limbic/paralimbic-Bulbar Circuitry: An Event Related fMRI Study.” *NeuroImage* 47 (3): 961–71. doi:10.1016/j.neuroimage.2009.05.025.

Fabre, Nicolas, Lorenzo Bortolan, Barbara Pellegrini, Livio Zerbini, Laurent Mourot, and Federico Schena. 2012. “Anaerobic Threshold Assessment through the Ventilatory Method during Roller-Ski Skating Testing: Right or Wrong?” *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association* 26 (2): 381–87. doi:10.1519/JSC.0b013e3182260455.

Fabre, N, S Perrey, L Arbez, J Ruiz, N Tordi, and J D Rouillon. 2006. “Degree of Coordination between Breathing and Rhythmic Arm Movements during Hand Rim Wheelchair Propulsion.” *International Journal of Sports Medicine* 27 (1): 67–74. doi:10.1055/s-2005-837486.

Felber Dietrich, Denise, Christian Schindler, Joel Schwartz, Jean-Claude Barthélémy, Jean-Marie Tschopp, Frédéric Roche, Arnold von Eckardstein, et al. 2006. “Heart Rate Variability in an Ageing Population and Its Association with Lifestyle and Cardiovascular Risk Factors: Results of the SAPALDIA Study.” *Europace: European Pacing, Arrhythmias, and Cardiac Electrophysiology: Journal of the Working Groups on Cardiac Pacing, Arrhythmias, and Cardiac Cellular Electrophysiology of the European Society of Cardiology* 8 (7): 521–29. doi:10.1093/europace/eul063.

Firstbeat Technologies. 2005. “VO2 Estimation Method Based on Heart Rate Measurement.”

Firstbeat Technologies Ltd. 2005. “EPOC Based Training Effect Assessment.” White paper. http://www.firstbeat.fi/physiology/white-papers.

Fisher, James P, Ahmed M Adlan, Alena Shantsila, J Frederik Secher, Henrik Sørensen, and Niels H Secher. 2013. “Muscle Metaboreflex and Autonomic Regulation of Heart Rate in Humans.” *The Journal of Physiology*, May. doi:10.1113/jphysiol.2013.254722.

Flatt, Andrew A., and Michael R. Esco. 2015. “Smartphone-Derived Heart Rate Variability and Training Load in a Female Soccer Team.” *International Journal of Sports Physiology and Performance*, March. doi:10.1123/ijspp.2014-0556.

Frederiks, J., C. A. Swenne, B. J. TenVoorde, N. Honzíková, J. V. Levert, A. C. Maan, M. J. Schalij, and A. V. Bruschke. 2000. “The Importance of High-Frequency Paced Breathing in Spectral Baroreflex Sensitivity Assessment.” *Journal of Hypertension* 18 (11): 1635–44.

Freed, L. A., K. M. Stein, M. Gordon, M. Urban, and P. Kligfield. 1994. “Reproducibility of Power Spectral Measures of Heart Rate Variability Obtained from Short-Term Sampling Periods.” *The American Journal of Cardiology* 74 (9): 972–73.

Friedman, Bruce H. 2007. “An Autonomic Flexibility-Neurovisceral Integration Model of Anxiety and Cardiac Vagal Tone.” *Biological Psychology* 74 (2): 185–99. doi:10.1016/j.biopsycho.2005.08.009.

Fry, R W, A R Morton, and D Keast. 1991. “Overtraining in Athletes. An Update.” *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)* 12 (1): 32–65.

Fukuba, Yoshiyuki, Hironori Sato, Tomomi Sakiyama, Masako Yamaoka Endo, Masako Yamada, Hatsumi Ueoka, Akira Miura, and Shunsaku Koga. 2009. “Autonomic Nervous Activities Assessed by Heart Rate Variability in Pre- and Post-Adolescent Japanese.” *Journal of Physiological Anthropology* 28 (6): 269–73.

Fulco, C. S., P. B. Rock, and A. Cymerman. 1998. “Maximal and Submaximal Exercise Performance at Altitude.” *Aviation, Space, and Environmental Medicine* 69 (8): 793–801.

Furlan, R, S Guzzetti, W Crivellaro, S Dassi, M Tinelli, G Baselli, S Cerutti, F Lombardi, M Pagani, and A Malliani. 1990. “Continuous 24-Hour Assessment of the Neural Regulation of Systemic Arterial Pressure and RR Variabilities in Ambulant Subjects.” *Circulation* 81 (2): 537–47.

Furlan, R, S Piazza, S Dell’Orto, E Gentile, S Cerutti, M Pagani, and A Malliani. 1993. “Early and Late Effects of Exercise and Athletic Training on Neural Mechanisms Controlling Heart Rate.” *Cardiovascular Research* 27 (3): 482–88.

Gamelin, François-Xavier, Georges Baquet, Serge Berthoin, Delphine Thevenet, Cedric Nourry, Stéphane Nottin, and Laurent Bosquet. 2009. “Effect of High Intensity Intermittent Training on Heart Rate Variability in Prepubescent Children.” *European Journal of Applied Physiology* 105 (5): 731–38. doi:10.1007/s00421-008-0955-8.

Gamelin, François Xavier, Serge Berthoin, and Laurent Bosquet. 2006. “Validity of the Polar S810 Heart Rate Monitor to Measure R-R Intervals at Rest.” *Medicine and Science in Sports and Exercise* 38 (5): 887–93. doi:10.1249/01.mss.0000218135.79476.9c.

Gamelin, F-X, G Baquet, S Berthoin, and L Bosquet. 2008. “Validity of the Polar S810 to Measure R-R Intervals in Children.” *International Journal of Sports Medicine* 29 (2): 134–38. doi:10.1055/s-2007-964995.

Gamelin, F. -X., S. Berthoin, and L. Bosquet. 2009. “Effet de L’entraînement Aérobie Sur La Variabilité de La Fréquence Cardiaque Au Repos.” *Science & Sports* 24 (3–4): 128–36. doi:10.1016/j.scispo.2008.10.004.

Gibbs, D D. 1971. “The Physician’s Pulse Watch.” *Medical History* 15 (2): 187.

Gilissen, Renske, Marian J. Bakermans-Kranenburg, Marinus H. van IJzendoorn, and René van der Veer. 2008. “Parent-Child Relationship, Temperament, and Physiological Reactions to Fear-Inducing Film Clips: Further Evidence for Differential Susceptibility.” *Journal of Experimental Child Psychology* 99 (3): 182–95. doi:10.1016/j.jecp.2007.06.004.

Gimenez, M, E Servera, and W Salinas. 1982. “Square-Wave Endurance Exercise Test (SWEET) for Training and Assessment in Trained and Untrained Subjects. I. Description and Cardiorespiratory Responses.” *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 49 (3): 359–68.

Gladwell, V F, and J H Coote. 2002. “Heart Rate at the Onset of Muscle Contraction and during Passive Muscle Stretch in Humans: A Role for Mechanoreceptors.” *The Journal of Physiology* 540 (Pt 3): 1095–1102.

Gladwell, V F, G R H Sandercock, and S L Birch. 2010. “Cardiac Vagal Activity Following Three Intensities of Exercise in Humans.” *Clinical Physiology and Functional Imaging* 30 (1): 17–22. doi:10.1111/j.1475-097X.2009.00899.x.

Godsen, R, T Carroll, and S Stone. 1991. “How Well Does Polar Vantage XL Heart Rate Monitor Estimate Actual Heart Rate?” *Med Sci Sports Exercis*, “threshold” points and Exerc, 23 Suppl. 5: S14.

Goldberger, Ary L. 1990. “Nonlinear Dynamics, Fractals and Chaos: Applications to Cardiac Electrophysiology.” *Annals of Biomedical Engineering* 18 (2): 195–98. doi:10.1007/BF02368429.

Goldberger, Ary L., Luis A. N. Amaral, Leon Glass, Jeffrey M. Hausdorff, Plamen Ch Ivanov, Roger G. Mark, Joseph E. Mietus, George B. Moody, Chung-Kang Peng, and H. Eugene Stanley. 2000. “PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals.” *Circulation* 101 (23): e215–20. doi:10.1161/01.CIR.101.23.e215.

Goldberger, Jeffrey J., Sridevi Challapalli, Roderick Tung, Michele A. Parker, and Alan H. Kadish. 2001. “Relationship of Heart Rate Variability to Parasympathetic Effect.” *Circulation* 103 (15): 1977–83. doi:10.1161/01.CIR.103.15.1977.

Goldsmith, Rochelle L., J. Thomas Bigger, Daniel M. Bloomfield, and Richard C. Steinman. 1997. “Physical Fitness as a Determinant of Vagal Modulation:” *Medicine &amp Science in Sports &amp Exercise* 29 (6): 812–17. doi:10.1097/00005768-199706000-00012.

Gole, Yoann. 2009. “SYSTEME NEUROVEGETATIF ET PLONGEE : ASPECTS CARDIO-VASCULAIRES.”

Grant, Catharina C., Dina C. J. van Rensburg, Nina Strydom, and Margaretha Viljoen. 2011. “Importance of Tachogram Length and Period of Recording during Noninvasive Investigation of the Autonomic Nervous System.” *Annals of Noninvasive Electrocardiology* 16 (2): 131–39. doi:10.1111/j.1542-474X.2011.00422.x.

Grassi, G., and M. Esler. 1999. “How to Assess Sympathetic Activity in Humans.” *Journal of Hypertension* 17 (6): 719–34.

Grossman, P. 1992. “Respiratory and Cardiac Rhythms as Windows to Central and Autonomic Biobehavioral Regulation: Selection of Window Frames, Keeping the Panes Clean and Viewing the Neural Topography.” *Biological Psychology* 34 (2-3): 131–61.

Gruber, June, Christopher Oveis, Dacher Keltner, and Sheri L. Johnson. 2008. “Risk for Mania and Positive Emotional Responding: Too Much of a Good Thing?” *Emotion (Washington, D.C.)* 8 (1): 23–33. doi:10.1037/1528-3542.8.1.23.

Guasti, L, et al, Autonomic function and baroreflex sensitivity during a normal ovulatory cycle in humans, Acta Cardiol, 54(4):209-213, 1999.

Guijt, Alida M., Judith K. Sluiter, and Monique H.W. Frings-Dresen. 2007. “Test-Retest Reliability of Heart Rate Variability and Respiration Rate at Rest and during Light Physical Activity in Normal Subjects.” *Archives of Medical Research* 38 (1): 113–20. doi:10.1016/j.arcmed.2006.07.009.

Gujic, Marko, Dominique Laude, Anne Houssière, Sofia Beloka, Jean-François Argacha, Dionysios Adamopoulos, Olivier Xhaët, Jean-Luc Elghozi, and Philippe van de Borne. 2007. “Differential Effects of Metaboreceptor and Chemoreceptor Activation on Sympathetic and Cardiac Baroreflex Control Following Exercise in Hypoxia in Human.” *The Journal of Physiology* 585 (Pt 1): 165–74. doi:10.1113/jphysiol.2007.141002.

Habib, Safir. 2010. “Mise En Évidence D’une Hyperactivité Sympathique Chez Les Patients Présentant Un Risque de Développer Un Syndrome Métabolique.”

Hagen, K, J Langbein, C Schmied, D Lexer, and S Waiblinger. 2005. “Heart Rate Variability in Dairy Cows-Influences of Breed and Milking System.” *Physiology & Behavior* 85 (2): 195–204. doi:10.1016/j.physbeh.2005.03.019.

Hales, Stephen. 1733. *Statical Essays*.

Hales, Stephen. 1779. *La statique des végétaux et celle des animaux: expériences lues à la Société royale de Londres*.

Haouzi, Philippe, Bruno Chenuel, and Andrew Huszczuk. 2004. “Sensing Vascular Distension in Skeletal Muscle by Slow Conducting Afferent Fibers: Neurophysiological Basis and Implication for Respiratory Control.” *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)* 96 (2): 407–18. doi:10.1152/japplphysiol.00597.2003.

Haouzi, P, J M Hill, B K Lewis, and M P Kaufman. 1999. “Responses of Group III and IV Muscle Afferents to Distension of the Peripheral Vascular Bed.” *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)* 87 (2): 545–53.

Hautala, Arto J, Antti M Kiviniemi, and Mikko P Tulppo. 2009. “Individual Responses to Aerobic Exercise: The Role of the Autonomic Nervous System.” *Neuroscience and Biobehavioral Reviews* 33 (2): 107–15. doi:10.1016/j.neubiorev.2008.04.009.

Hautala, A, M P Tulppo, T H Mäkikallio, R Laukkanen, S Nissilä, and H V Huikuri. 2001. “Changes in Cardiac Autonomic Regulation after Prolonged Maximal Exercise.” *Clinical Physiology (Oxford, England)* 21 (2): 238–45.

Hayano, J., M. Yamada, Y. Sakakibara, T. Fujinami, K. Yokoyama, Y. Watanabe, and K. Takata. 1990. “Short- and Long-Term Effects of Cigarette Smoking on Heart Rate Variability.” *The American Journal of Cardiology* 65 (1): 84–88.

Hayano, J, F Yasuma, A Okada, S Mukai, and T Fujinami. 1996. “Respiratory Sinus Arrhythmia. A Phenomenon Improving Pulmonary Gas Exchange and Circulatory Efficiency.” *Circulation* 94 (4): 842–47.

“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.” 1996. *European Heart Journal* 17 (3): 354–81.

Heathers, James A. J. 2013. “Smartphone-Enabled Pulse Rate Variability: An Alternative Methodology for the Collection of Heart Rate Variability in Psychophysiological Research.” *International Journal of Psychophysiology: Official Journal of the International Organization of Psychophysiology* 89 (3): 297–304. doi:10.1016/j.ijpsycho.2013.05.017.

Hedelin, R, P Bjerle, and K Henriksson-Larsén. 2001. “Heart Rate Variability in Athletes: Relationship with Central and Peripheral Performance.” *Medicine and Science in Sports and Exercise* 33 (8): 1394–98.

Hedelin, R, G Kenttä, U Wiklund, P Bjerle, and K Henriksson-Larsén. 2000. “Short-Term Overtraining: Effects on Performance, Circulatory Responses, and Heart Rate Variability.” *Medicine and Science in Sports and Exercise* 32 (8): 1480–84.

Hedelin, R, U Wiklund, P Bjerle, and K Henriksson-Larsén. 2000. “Cardiac Autonomic Imbalance in an Overtrained Athlete.” *Medicine and Science in Sports and Exercise* 32 (9): 1531–33.

Hibino, G., T. Moritani, T. Kawada, and T. Fushiki. 1997. “Caffeine Enhances Modulation of Parasympathetic Nerve Activity in Humans: Quantification Using Power Spectral Analysis.” *The Journal of Nutrition* 127 (7): 1422–27.

Hildreth, Cara M. 2012. “Prognostic Indicators of Cardiovascular Risk in Renal Disease.” *Frontiers in Physiology* 2. doi:10.3389/fphys.2011.00121.

Hirsch, J A, and B Bishop. 1981. “Respiratory Sinus Arrhythmia in Humans: How Breathing Pattern Modulates Heart Rate.” *The American Journal of Physiology* 241 (4): H620–29.

Hofmann, Stefan G., David A. Moscovitch, and Hyo-Jin Kim. 2006. “Autonomic Correlates of Social Anxiety and Embarrassment in Shy and Non-Shy Individuals.” *International Journal of Psychophysiology: Official Journal of the International Organization of Psychophysiology* 61 (2): 134–42. doi:10.1016/j.ijpsycho.2005.09.003.

Hollmann, W. 1985. “Historical Remarks on the Development of the Aerobic-Anaerobic Threshold up to 1966.” *International Journal of Sports Medicine* 06 (03): 109–16. doi:10.1055/s-2008-1025823.

Hon, E H. 1996. “The Electronic Evaluation of the Fetal Heart Rate. Preliminary Report. 1958.” *American Journal of Obstetrics and Gynecology* 175 (3 Pt 1): 747–48.

Hon, E H, and S T LEE. 1963. “ELECTRONIC EVALUATION OF THE FETAL HEART RATE. VIII. PATTERNS PRECEDING FETAL DEATH, FURTHER OBSERVATIONS.” *American Journal of Obstetrics and Gynecology* 87 (November): 814–26.

Hon, E H, D Zannini, and E J Quilligan. 1975. “The Neontal Value of Fetal Monitoring.” *American Journal of Obstetrics and Gynecology* 122 (4): 508–19.

Hooper, S L, L T Mackinnon, A Howard, R D Gordon, and A W Bachmann. 1995. “Markers for Monitoring Overtraining and Recovery.” *Medicine and Science in Sports and Exercise* 27 (1): 106–12.

Hopkins, William G., Stephen W. Marshall, Alan M. Batterham, and Juri Hanin. 2009. “Progressive Statistics for Studies in Sports Medicine and Exercise Science.” *Medicine and Science in Sports and Exercise* 41 (1): 3–13. doi:10.1249/MSS.0b013e31818cb278.

Huang, Jing, Furong Deng, Shaowei Wu, Henry Lu, Yu Hao, and Xinbiao Guo. 2013. “The Impacts of Short-Term Exposure to Noise and Traffic-Related Air Pollution on Heart Rate Variability in Young Healthy Adults.” *Journal of Exposure Science & Environmental Epidemiology* 23 (5): 559–64. doi:10.1038/jes.2013.21.

Huikuri, Heikki V, Timo Mäkikallio, K.E.Juhani Airaksinen, Raul Mitrani, Agustin Castellanos, and Robert J Myerburg. 1999. “Measurement of Heart Rate Variability: A Clinical Tool or a Research Toy?” *Journal of the American College of Cardiology* 34 (7): 1878–83. doi:10.1016/S0735-1097(99)00468-4.

Huikuri, Heikki V, Timo H Mäkikallio, and Juha Perkiömäki. 2003. “Measurement of Heart Rate Variability by Methods Based on Nonlinear Dynamics.” *Journal of Electrocardiology* 36 Suppl: 95–99.

Huikuri, Heikki V., Sirkku M. Pikkuja¨msa¨, K. E. Juhani Airaksinen, Markku J. Ika¨heimo, Asko O. Rantala, Heikki Kauma, Mauno Lilja, and Y. Antero Kesa¨niemi. 1996. “Sex-Related Differences in Autonomic Modulation of Heart Rate in Middle-Aged Subjects.” *Circulation* 94 (2): 122–25. doi:10.1161/01.CIR.94.2.122.

Huikuri, H. V., M. J. Niemelä, S. Ojala, A. Rantala, M. J. Ikäheimo, and K. E. Airaksinen. 1994. “Circadian Rhythms of Frequency Domain Measures of Heart Rate Variability in Healthy Subjects and Patients with Coronary Artery Disease. Effects of Arousal and Upright Posture.” *Circulation* 90 (1): 121–26.

Hynynen, Esa, Arja Uusitalo, Niilo Konttinen, and Heikki Rusko. 2006a. “Heart Rate Variability during Night Sleep and after Awakening in Overtrained Athletes.” *Medicine and Science in Sports and Exercise* 38 (2): 313–17. doi:10.1249/01.mss.0000184631.27641.b5.

Hynynen, E, A Uusitalo, N Konttinen, and H Rusko. 2008. “Cardiac Autonomic Responses to Standing up and Cognitive Task in Overtrained Athletes.” *International Journal of Sports Medicine* 29 (7): 552–58. doi:10.1055/s-2007-989286.

Hynynen, E, V Vesterinen, H Rusko, and A Nummela. 2010. “Effects of Moderate and Heavy Endurance Exercise on Nocturnal HRV.” *International Journal of Sports Medicine* 31 (6): 428–32. doi:10.1055/s-0030-1249625.

Iellamo, F. 2001. “Neural Mechanisms of Cardiovascular Regulation during Exercise.” *Autonomic Neuroscience: Basic & Clinical* 90 (1-2): 66–75. doi:10.1016/S1566-0702(01)00269-7.

Israel, S. 1976. “The Problems of Overtraining in a Medicial and Sports Physiological Point of View,” Medizin und Sport 16 edition.

Iwasaki, Ken-Ichi, Rong Zhang, Julie H Zuckerman, and Benjamin D Levine. 2003. “Dose-Response Relationship of the Cardiovascular Adaptation to Endurance Training in Healthy Adults: How Much Training for What Benefit?” *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)* 95 (4): 1575–83. doi:10.1152/japplphysiol.00482.2003.

Jackowska, Marta, Samantha Dockray, Romano Endrighi, Hilde Hendrickx, and Andrew Steptoe. 2012. “Sleep Problems and Heart Rate Variability over the Working Day.” *Journal of Sleep Research*, February. doi:10.1111/j.1365-2869.2012.00996.x.

Jain, Samay, Greg J. Siegle, Chen Gu, Charity G. Moore, Larry S. Ivanco, J. Richard Jennings, Stuart R. Steinhauer, Stephanie Studenski, and J. Timothy Greenamyre. 2011. “Autonomic Insufficiency in Pupillary and Cardiovascular Systems in Parkinson’s Disease.” *Parkinsonism & Related Disorders* 17 (2): 119–22. doi:10.1016/j.parkreldis.2010.11.005.

James, D V B, A J Barnes, P Lopes, and D M Wood. 2002. “Heart Rate Variability: Response Following a Single Bout of Interval Training.” *International Journal of Sports Medicine* 23 (4): 247–51. doi:10.1055/s-2002-29077.

Janssen, M. J., J. de Bie, C. A. Swenne, and J. Oudhof. 1993. “Supine and Standing Sympathovagal Balance in Athletes and Controls.” *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 67 (2): 164–67.

Jonckheer-Sheehy, Valerie S.M., Claudia M. Vinke, and Alessia Ortolani. 2012. “Validation of a Polar® Human Heart Rate Monitor for Measuring Heart Rate and Heart Rate Variability in Adult Dogs under Stationary Conditions.” *Journal of Veterinary Behavior: Clinical Applications and Research* 7 (4): 205–12. doi:10.1016/j.jveb.2011.10.006.

Julian Koenig, Marc N. Jarczok. 2013. “Impact of Caffeine on Heart Rate Variability: A Systematic Review.” *Journal of Caffeine Research*. doi:10.1089/jcr.2013.0009.

Kahneman, Daniel. 1973. *Attention and Effort*. Prentice-Hall.

Kaikkonen, Piia, Esa Hynynen, Theresa Mann, Heikki Rusko, and Ari Nummela. 2010. “Can HRV Be Used to Evaluate Training Load in Constant Load Exercises?” *European Journal of Applied Physiology* 108 (3): 435–42. doi:10.1007/s00421-009-1240-1.

Kaikkonen, Piia, Esa Hynynen, Theresa Mann, Heikki Rusko, and Ari Nummela. 2011. “Heart Rate Variability Is Related to Training Load Variables in Interval Running Exercises.” *European Journal of Applied Physiology*, June. doi:10.1007/s00421-011-2031-z.

Kaikkonen, Piia, Ari Nummela, and Heikki Rusko. 2007. “Heart Rate Variability Dynamics during Early Recovery after Different Endurance Exercises.” *European Journal of Applied Physiology* 102 (1): 79–86. doi:10.1007/s00421-007-0559-8.

Kamath, Markad V., Carlos A. Morillo, and Adrian R. M. Upton. 2012. *Heart Rate Variability (Hrv) Signal Analysis: Clinical Applications*. CRC Press.

Kamath, M V, E L Fallen, and R McKelvie. 1991. “Effects of Steady State Exercise on the Power Spectrum of Heart Rate Variability.” *Medicine and Science in Sports and Exercise* 23 (4): 428–34.

Karapetian, G K, H J Engels, and R J Gretebeck. 2008. “Use of Heart Rate Variability to Estimate LT and VT.” *International Journal of Sports Medicine* 29 (8): 652–57. doi:10.1055/s-2007-989423.

Kaufmann, Tobias, Stefan Sütterlin, Stefan M Schulz, and Claus Vögele. 2011. “ARTiiFACT: A Tool for Heart Rate Artifact Processing and Heart Rate Variability Analysis.” *Behavior Research Methods*, May. doi:10.3758/s13428-011-0107-7.

Kay, S.M., and Jr. Marple, S.L. 1981. “Spectrum Analysis #8212;A Modern Perspective.” *Proceedings of the IEEE* 69 (11): 1380–1419. doi:10.1109/PROC.1981.12184.

Kesaniemi, Y. K., E. Danforth, M. D. Jensen, P. G. Kopelman, P. Lefèbvre, and B. A. Reeder. 2001. “Dose-Response Issues Concerning Physical Activity and Health: An Evidence-Based Symposium.” *Medicine and Science in Sports and Exercise* 33 (6 Suppl): S351–58.

Kim, J-H, R Roberge, J B Powell, A B Shafer, and W Jon Williams. 2012. “Measurement Accuracy of Heart Rate and Respiratory Rate during Graded Exercise and Sustained Exercise in the Heat Using the Zephyr BioHarnessTM.” *International Journal of Sports Medicine*, November. doi:10.1055/s-0032-1327661.

Kim, Joon Chul, Kwan-Joong Joo, Jin Tae Kim, Jong Bo Choi, Dae Sung Cho, and Yong-Yeun Won. 2010. “Alteration of Autonomic Function in Female Urinary Incontinence.” *International Neurourology Journal* 14 (4): 232. doi:10.5213/inj.2010.14.4.232.

Kingsley, M., M. J. Lewis, and R. E. Marson. 2005. “Comparison of Polar 810 S and an Ambulatory ECG System for RR Interval Measurement During Progressive Exercise.” *International Journal of Sports Medicine* 26 (01/02): 39–44. doi:10.1055/s-2004-817878.

Kinnunen, H, and I Heikkila. 1998. “The Timing Accuracy of the Polar Vantage NV Heart Rate Monitor.” *J Sports Sci* 16: S107-10 (16: S107-10).

Kiviniemi, Antti M, Arto J Hautala, Hannu Kinnunen, Juuso Nissilä, Paula Virtanen, Jaana Karjalainen, and Mikko P Tulppo. 2010. “Daily Exercise Prescription on the Basis of HR Variability among Men and Women.” *Medicine and Science in Sports and Exercise* 42 (7): 1355–63.

Kiviniemi, Antti M, Arto J Hautala, Hannu Kinnunen, and Mikko P Tulppo. 2007. “Endurance Training Guided Individually by Daily Heart Rate Variability Measurements.” *European Journal of Applied Physiology* 101 (6): 743–51. doi:10.1007/s00421-007-0552-2.

Kleine, Dietmar. 1990. “Anxiety and Sport Performance: A Meta-Analysis.” *Anxiety Research* 2 (2): 113–31. doi:10.1080/08917779008249330.

Kobayashi, Hiromitsu. 2007. “Inter- and Intra-Individual Variations of Heart Rate Variability in Japanese Males.” *Journal of Physiological Anthropology* 26 (2): 173–77.

Kobayashi, Hiromitsu. 2009. “Does Paced Breathing Improve the Reproducibility of Heart Rate Variability Measurements?” *Journal of Physiological Anthropology* 28 (5): 225–30.

Koh, J, T E Brown, L A Beightol, C Y Ha, and D L Eckberg. 1994. “Human Autonomic Rhythms: Vagal Cardiac Mechanisms in Tetraplegic Subjects.” *The Journal of Physiology* 474 (3): 483–95.

Koizumi, K, T Ishikawa, H Nishino, and C M Brooks. 1975. “Cardiac and Autonomic System Reactions to Stretch of the Atria.” *Brain Research* 87 (2-3): 247–61.

Kotecha, D, G New, M D Flather, D Eccleston, J Pepper, and H Krum. 2012. “Five-Minute Heart Rate Variability Can Predict Obstructive Angiographic Coronary Disease.” *Heart (British Cardiac Society)* 98 (5): 395–401. doi:10.1136/heartjnl-2011-300033.

Kreibig, Sylvia D. 2010. “Autonomic Nervous System Activity in Emotion: A Review.” *Biological Psychology* 84 (3): 394–421. doi:10.1016/j.biopsycho.2010.03.010.

Kristiansen, Jesper, Mette Korshøj, Jørgen H Skotte, Tobias Jespersen, Karen Søgaard, Ole S Mortensen, and Andreas Holtermann. 2011. “Comparison of Two Systems for Long-Term Heart Rate Variability Monitoring in Free-Living Conditions--a Pilot Study.” *Biomedical Engineering Online* 10: 27. doi:10.1186/1475-925X-10-27.

Krstacic, Goran, Antonija Krstacic, Anton Smalcelj, Davor Milicic, and Mirjana Jembrek-Gostovic. 2007. “The ‘Chaos Theory’ and Nonlinear Dynamics in Heart Rate Variability Analysis: Does It Work in Short-Time Series in Patients with Coronary Heart Disease?.” *Annals of Noninvasive Electrocardiology: The Official Journal of the International Society for Holter and Noninvasive Electrocardiology, Inc* 12 (2): 130–36. doi:10.1111/j.1542-474X.2007.00151.x.

Kunikullaya, Kirthana U, Suresh K Kirthi, D. Venkatesh, and Jaisri Goturu. 2010. “Heart Rate Variability Changes in Business Process Outsourcing Employees Working in Shifts.” *Indian Pacing and Electrophysiology Journal* 10 (10): 439.

Kurths, J., A. Voss, P. Saparin, A. Witt, H. J. Kleiner, and N. Wessel. 1995. “Quantitative Analysis of Heart Rate Variability.” *Chaos (Woodbury, N.Y.)* 5 (1): 88–94. doi:10.1063/1.166090.

Lamberts, R P, J Swart, T D Noakes, and M I Lambert. 2011. “A Novel Submaximal Cycle Test to Monitor Fatigue and Predict Cycling Performance.” *British Journal of Sports Medicine* 45 (10): 797–804. doi:10.1136/bjsm.2009.061325.

Langbein, Jan, G Nürnberg, and G Manteuffel. 2004. “Visual Discrimination Learning in Dwarf Goats and Associated Changes in Heart Rate and Heart Rate Variability.” *Physiology & Behavior* 82 (4): 601–9. doi:10.1016/j.physbeh.2004.05.007.

Langley, J N. 1903. “On the Sympathetic System of Birds, and on the Muscles Which Move the Feathers.” *The Journal of Physiology* 30 (3-4): 221–52.

Lantelme, P, H Milon, C Gharib, C Gayet, and J O Fortrat. 1998. “White Coat Effect and Reactivity to Stress: Cardiovascular and Autonomic Nervous System Responses.” *Hypertension* 31 (4): 1021–29.

La Rovere, Maria Teresa, Gian Domenico Pinna, Roberto Maestri, Andrea Mortara, Soccorso Capomolla, Oreste Febo, Roberto Ferrari, et al. 2003. “Short-Term Heart Rate Variability Strongly Predicts Sudden Cardiac Death in Chronic Heart Failure Patients.” *Circulation* 107 (4): 565–70.

Larsen, P D, Y C Tzeng, P Y W Sin, and D C Galletly. 2010. “Respiratory Sinus Arrhythmia in Conscious Humans during Spontaneous Respiration.” *Respiratory Physiology & Neurobiology* 174 (1-2): 111–18. doi:10.1016/j.resp.2010.04.021.

Laughlin, M H. 1999. “Cardiovascular Response to Exercise.” *The American Journal of Physiology* 277 (6 Pt 2): S244–59.

Laukkanen, Raija M. T., and Paula K. Virtanen. 1998. “Heart Rate Monitors: State of the Art.” *Journal of Sports Sciences* 16 (sup1): 3–7. doi:10.1080/026404198366920.

Lee, Chia-Lun, and Wen-Dien Chang. 2013. “The Effects of Cigarette Smoking on Aerobic and Anaerobic Capacity and Heart Rate Variability among Female University Students.” *International Journal of Women’s Health* 5: 667–79. doi:10.2147/IJWH.S49220.

Lee, Ji Yong, Kwan-Joong Joo, Jin Tae Kim, Sung Tae Cho, Dae Sung Cho, Yong-Yeun Won, and Jong Bo Choi. 2011. “Heart Rate Variability in Men with Erectile Dysfunction.” *International Neurourology Journal* 15 (2): 87–91. doi:10.5213/inj.2011.15.2.87.

Lee, Yaw-Chern, Chun-Yang Lei, Yi-Sen Shih, Wen-Chih Zhang, Hui-Min Wang, Cheng-Lung Tseng, Mark C Hou, Hui-Ya Chiang, and Sheng-Chieh Huang. 2011. “HRV Response of Vegetative State Patient with Music Therapy.” *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference* 2011: 1701–4. doi:10.1109/IEMBS.2011.6090488.

Leicht, Anthony S, Wade H Sinclair, and Warwick L Spinks. 2008. “Effect of Exercise Mode on Heart Rate Variability during Steady State Exercise.” *European Journal of Applied Physiology* 102 (2): 195–204. doi:10.1007/s00421-007-0574-9.

Leicht, A.S, Hirning, D.A, Allen, D.A, Heart rate variability and endogenous sex hormones during the menstrual cycle in young women, Experimental Physiology, 88(3):441-446, 2003

Lemaître, Frédéric, Martin Buchheit, Fabrice Joulia, Pierre Fontanari, and Claire Tourny-Chollet. 2008. “Static Apnea Effect on Heart Rate and Its Variability in Elite Breath-Hold Divers.” Aviation, Space, and *Environmental Medicine* 79 (2): 99–104.

Le Meur, Yann, Aurélien Pichon, Karine Schaal, Laurent Schmitt, Julien Louis, Jacques Gueneron, Pierre Paul Vidal, and Christophe Hausswirth. 2013a. “Evidence of Parasympathetic Hyperactivity in Functionally Overreached Athletes.” *Medicine and Science in Sports and Exercise* 45 (11): 2061–71. doi:10.1249/MSS.0b013e3182980125.

Le Meur, Yann, Aurélie Pichon, Karine Schaal, Laurent Schmitt, Julien Louis, Jacques Gueneron, Pierre Paul Vidal, and Christophe Hausswirth. 2013b. “Evidence of Parasympathetic Hyperactivity in Functionally Overreached Athletes.” *Medicine and Science in Sports and Exercise*, May. doi:10.1097/MSS.0b013e3182980125.

Leti, Thomas, and Véronique A Bricout. 2013. “Interest of Analyses of Heart Rate Variability in the Prevention of Fatigue States in Senior Runners.” *Autonomic Neuroscience: Basic & Clinical* 173 (1-2): 14–21. doi:10.1016/j.autneu.2012.10.007.

Liao, D, J Creason, C Shy, R Williams, R Watts, and R Zweidinger. 1999. “Daily Variation of Particulate Air Pollution and Poor Cardiac Autonomic Control in the Elderly.” *Environmental Health Perspectives* 107 (7): 521–25.

Liden, R J. 1975. “Reflexes from the Heart.” *Progress in Cardiovascular Diseases* 18 (3): 201–21.

Lippman, N, K M Stein, and B B Lerman. 1994. “Comparison of Methods for Removal of Ectopy in Measurement of Heart Rate Variability.” *The American Journal of Physiology* 267 (1 Pt 2): H411–18.

Li, R., P. Deurenberg, and J. G. Hautvast. 1993. “A Critical Evaluation of Heart Rate Monitoring to Assess Energy Expenditure in Individuals.” *The American Journal of Clinical Nutrition* 58 (5): 602–7.

Lister, U M, and M F Buchanan. 1957. “Foetal Distress and Neonatal Asphyxia.” *The Journal of Obstetrics and Gynaecology of the British Empire* 64 (2): 233–40.

Liu, X. X., L. L. Lu, C. F. Zhong, Z. H. Cheng, Q. Yuan, and H. R. Ren. 2001. “[Analysis of heart rate variability during acute exposure to hypoxia].” *Hang Tian Yi Xue Yu Yi Xue Gong Cheng = Space Medicine & Medical Engineering* 14 (5): 328–31.

Li, Xian, Michele L Shaffer, Sol Rodriguez-Colon, Fan He, Deborah L Wolbrette, Peter Alagona Jr, Chuntao Wu, and Duanping Liao. 2011. “The Circadian Pattern of Cardiac Autonomic Modulation in a Middle-Aged Population.” *Clinical Autonomic Research: Official Journal of the Clinical Autonomic Research Society* 21 (3): 143–50. doi:10.1007/s10286-010-0112-4.

Lotufo, Paulo A, Leandro Valiengo, Isabela M Benseñor, and Andre R Brunoni. 2012. “A Systematic Review and Meta-Analysis of Heart Rate Variability in Epilepsy and Antiepileptic Drugs.” *Epilepsia* 53 (2): 272–82. doi:10.1111/j.1528-1167.2011.03361.x.

Lu, Ching-Liang, Xiaoping Zou, William C. Orr, and J. D. Z. Chen. 1999. “Postprandial Changes of Sympathovagal Balance Measured by Heart Rate Variability.” *Digestive Diseases and Sciences* 44 (4): 857–61. doi:10.1023/A:1026698800742.

Lucini, D., F. Bertocchi, A. Malliani, and M. Pagani. 1996. “A Controlled Study of the Autonomic Changes Produced by Habitual Cigarette Smoking in Healthy Subjects.” *Cardiovascular Research* 31 (4): 633–39.

Lüderitz, Berndt. 2002. *History of the Disorders of Cardiac Rhythm*. Wiley-Blackwell.

Ludwig, Carl. 1847. “Beiträge Zur Kenntniss Des Einflusses Der Respirationsbewegungen Auf Den Blutlauf Im Aortensysteme.” *Arch Anat Physiol Wiss Med*, 242–302.

Lunt, Heather C, Jo Corbett, Martin J Barwood, and Michael J Tipton. 2011. “Cycling Cadence Affects Heart Rate Variability.” *Physiological Measurement* 32 (8): 1133–45. doi:10.1088/0967-3334/32/8/009.

Macfarlane, DJ, B Fogarty, and WG Hopkins. 1989. “The Accuracy and Variability of Commercially Available Heart Rate Monitors.” *N Z J Sports Med*, 17 (4): 51-3, .

Maciel, B. C., L. Gallo, J. A. Marin Neto, E. C. Lima Filho, and L. E. Martins. 1986. “Autonomic Nervous Control of the Heart Rate during Dynamic Exercise in Normal Man.” *Clinical Science (London, England: 1979)* 71 (4): 457–60.

Mackinnon, L T. 2000. “Chronic Exercise Training Effects on Immune Function.” *Medicine and Science in Sports and Exercise* 32 (7 Suppl): S369–76.

Macor, F, R Fagard, and A Amery. 1996. “Power Spectral Analysis of RR Interval and Blood Pressure Short-Term Variability at Rest and during Dynamic Exercise: Comparison between Cyclists and Controls.” *International Journal of Sports Medicine* 17 (3): 175–81. doi:10.1055/s-2007-972828.

Magagnin, Valentina, Tito Bassani, Vlasta Bari, Maurizio Turiel, Roberto Maestri, Gian Domenico Pinna, and Alberto Porta. 2011. “Non-Stationarities Significantly Distort Short-Term Spectral, Symbolic and Entropy Heart Rate Variability Indices.” *Physiological Measurement* 32 (11): 1775–86. doi:10.1088/0967-3334/32/11/S05.

Malliani, A, F Lombardi, and M Pagani. 1994. “Power Spectrum Analysis of Heart Rate Variability: A Tool to Explore Neural Regulatory Mechanisms.” *British Heart Journal* 71 (1): 1–2.

Malliani, A, M Pagani, and F Lombardi. 1995. “Power Spectral Analysis of Heart Rate Variability and Baroreflex Gain.” *Clinical Science (London, England: 1979)* 89 (5): 555–56.

Manzi, Vincenzo, Carlo Castagna, Elvira Padua, Mauro Lombardo, Stefano D’Ottavio, Michele Massaro, Maurizio Volterrani, and Ferdinando Iellamo. 2009. “Dose-Response Relationship of Autonomic Nervous System Responses to Individualized Training Impulse in Marathon Runners.” *American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology* 296 (6): H1733–40. doi:10.1152/ajpheart.00054.2009.

Marchant-Forde, R.M., D.J. Marlin, and J.N. Marchant-Forde. 2004. “Validation of a Cardiac Monitor for Measuring Heart Rate Variability in Adult Female Pigs: Accuracy, Artefacts and Editing.” *Physiology & Behavior* 80 (4): 449–58. doi:10.1016/j.physbeh.2003.09.007.

Marks, B L, and J T Lightfoot. 1999. “Reproducibility of Resting Heart Rate Variability with Short Sampling Periods.” *Canadian Journal of Applied Physiology = Revue Canadienne De Physiologie Appliquée* 24 (4): 337–48.

Martinmäki, Kaisu, Keijo Häkkinen, Jussi Mikkola, and Heikki Rusko. 2008. “Effect of Low-Dose Endurance Training on Heart Rate Variability at Rest and during an Incremental Maximal Exercise Test.” *European Journal of Applied Physiology* 104 (3): 541–48. doi:10.1007/s00421-008-0804-9.

Martinmäki, Kaisu, Heikki Rusko, Libbe Kooistra, Joni Kettunen, and Sami Saalasti. 2006. “Intraindividual Validation of Heart Rate Variability Indexes to Measure Vagal Effects on Hearts.” *American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology* 290 (2): H640–47. doi:10.1152/ajpheart.00054.2005.

Martinmäki, K, and Hannu Kinnunen. 2011. “R-R Interval Measurement and Heart Rate Variability in Polar Products.”

Massin, M M, K Maeyns, N Withofs, F Ravet, and P Gérard. 2000a. “Circadian Rhythm of Heart Rate and Heart Rate Variability.” *Archives of Disease in Childhood* 83 (2): 179–82.

Massin, M. M., K. Maeyns, N. Withofs, F. Ravet, and P. Gérard. 2000b. “Circadian Rhythm of Heart Rate and Heart Rate Variability.” *Archives of Disease in Childhood* 83 (2): 179–82.

Mateo, Manuel, Cristina Blasco-Lafarga, Ignacio Martínez-Navarro, José F Guzmán, and Mikel Zabala. 2012. “Heart Rate Variability and Pre-Competitive Anxiety in BMX Discipline.” *European Journal of Applied Physiology* 112 (1): 113–23. doi:10.1007/s00421-011-1962-8.

Matveev, Mikhail, and Rada Prokopova. 2007. “Normal and Abnormal Circadian Profiles of Heart Autonomic Balance, Evaluated by Time-Related Common Indicator of Heart Rate Variability.” *Anadolu Kardiyoloji Dergisi: AKD = the Anatolian Journal of Cardiology* 7 Suppl 1 (July): 125–29.

Mazzeo, Anna Teresa, E La Monaca, R Di Leo, G Vita, and L B Santamaria. 2011. “Heart Rate Variability: A Diagnostic and Prognostic Tool in Anesthesia and Intensive Care.” *Acta Anaesthesiologica Scandinavica* 55 (7): 797–811. doi:10.1111/j.1399-6576.2011.02466.x.

McNair, Douglas, Maurice Lorr, and Leo Droppleman. 1989. “Profile of Mood States (POMS).” http://ubir.buffalo.edu/xmlui/handle/10477/1888.

McNarry, Melitta A, and Michael J Lewis. 2012. “Heart Rate Variability Reproducibility during Exercise.” *Physiological Measurement* 33 (7): 1123–33. doi:10.1088/0967-3334/33/7/1123.

Meeusen, Romain, Martine Duclos, Carl Foster, Andrew Fry, Michael Gleeson, David Nieman, John Raglin, et al. 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 (1): 186–205. doi:10.1249/MSS.0b013e318279a10a.

Melanson, E L, and P S Freedson. 2001. “The Effect of Endurance Training on Resting Heart Rate Variability in Sedentary Adult Males.” *European Journal of Applied Physiology* 85 (5): 442–49.

Melillo, Paolo, Marcello Bracale, and Leandro Pecchia. 2011. “Nonlinear Heart Rate Variability Features for Real-Life Stress Detection. Case Study: Students under Stress due to University Examination.” *Biomedical Engineering Online* 10: 96. doi:10.1186/1475-925X-10-96.

Mendonca, Goncalo Vilhena, Bo Fernhall, Kevin S Heffernan, and Fernando D Pereira. 2009. “Spectral Methods of Heart Rate Variability Analysis during Dynamic Exercise.” *Clinical Autonomic Research: Official Journal of the Clinical Autonomic Research Society* 19 (4): 237–45. doi:10.1007/s10286-009-0018-1.

Meste, Olivier, Gregory Blain, and Stephane Bermon. 2007a. “Influence of the Pedalling Frequency on the Heart Rate Variability.” *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference* 2007: 279–82. doi:10.1109/IEMBS.2007.4352278.

———. 2007b. “Influence of the Pedalling Frequency on the Heart Rate Variability.” *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference* 2007: 279–82. doi:10.1109/IEMBS.2007.4352278.

Middleton, N., and G. De Vito. 2005. “Cardiovascular Autonomic Control in Endurance-Trained and Sedentary Young Women.” *Clinical Physiology and Functional Imaging* 25 (2): 83–89. doi:10.1111/j.1475-097X.2004.00594.x.

Mitchell, J H. 1985. “Cardiovascular Control during Exercise: Central and Reflex Neural Mechanisms.” *The American Journal of Cardiology* 55 (10): 34D – 41D.

Monda, M., An Viggiano, C. Vicidomini, Al Viggiano, T. Iannaccone, D. Tafuri, and B. De Luca. 2009. “Espresso Coffee Increases Parasympathetic Activity in Young, Healthy People.” *Nutritional Neuroscience* 12 (1): 43–48. doi:10.1179/147683009X388841.

Montano, N, TG Ruscone, A Porta, F Lombardi, M Pagani, and A Malliani. 1994. “Power Spectrum Analysis of Heart Rate Variability to Assess the Changes in Sympathovagal Balance during Graded Orthostatic Tilt.” *Circulation* 90 (4): 1826–31. doi:10.1161/01.CIR.90.4.1826.

Mourot, Laurent, Malika Bouhaddi, Stéphane Perrey, Sylvie Cappelle, Marie-Thérèse Henriet, Jean-Pierre Wolf, Jean-Denis Rouillon, and Jacques Regnard. 2004. “Decrease in Heart Rate Variability with Overtraining: Assessment by the Poincaré Plot Analysis.” *Clinical Physiology and Functional Imaging* 24 (1): 10–18.

Mourot, Laurent, Malika Bouhaddi, Stéphane Perrey, Jean-Denis Rouillon, and Jacques Regnard. 2004. “Quantitative Poincaré Plot Analysis of Heart Rate Variability: Effect of Endurance Training.” *European Journal of Applied Physiology* 91 (1): 79–87. doi:10.1007/s00421-003-0917-0.

Mourot, Laurent, Malika Bouhaddi, Nicolas Tordi, Jean-Denis Rouillon, and Jacques Regnard. 2004. “Short- and Long-Term Effects of a Single Bout of Exercise on Heart Rate Variability: Comparison between Constant and Interval Training Exercises.” *European Journal of Applied Physiology* 92 (4-5): 508–17.

Mourot, Laurent, Nicolas Fabre, Aldo Savoldelli, and Federico Schena. 2013. “Second Ventilatory Threshold From Heart Rate Variability: Valid When the Upper Body Is Involved?” *International Journal of Sports Physiology and Performance*, November.

Mourot, L, N Tordi, M Bouhaddi, D Teffaha, C Monpere, and J Regnard. 2011. “Heart Rate Variability to Assess Ventilatory Thresholds: Reliable in Cardiac Disease?” *European Journal of Cardiovascular Prevention and Rehabilitation: Official Journal of the European Society of Cardiology, Working Groups on Epidemiology & Prevention and Cardiac Rehabilitation and Exercise Physiology*, September.

Mukai, S., and J. Hayano. 1995. “Heart Rate and Blood Pressure Variabilities during Graded Head-up Tilt.” *Journal of Applied Physiology* 78 (1): 212–16.

Murakami, Hiroki, and Hideki Ohira. 2007. “Influence of Attention Manipulation on Emotion and Autonomic Responses.” *Perceptual and Motor Skills* 105 (1): 299–308. doi:10.2466/pms.105.1.299-308.

Myllymäki, Tero, Heikki Rusko, Heidi Syväoja, Tanja Juuti, Marja-Liisa Kinnunen, and Heikki Kyröläinen. 2011. “Effects of Exercise Intensity and Duration on Nocturnal Heart Rate Variability and Sleep Quality.” *European Journal of Applied Physiology*, June. doi:10.1007/s00421-011-2034-9.

Nakagawa, M, T Iwao, S Ishida, H Yonemochi, T Fujino, T Saikawa, and M Ito. 1998. “Circadian Rhythm of the Signal Averaged Electrocardiogram and Its Relation to Heart Rate Variability in Healthy Subjects.” *Heart (British Cardiac Society)* 79 (5): 493–96.

Neves, Victor R, Antti M Kiviniemi, Arto J Hautala, Jaana Karjalainen, Olli-Pekka Piira, Aparecida M Catai, Timo H Mäkikallio, Heikki Veli Huikuri, and Mikko P Tulppo. 2011. “Heart Rate Dynamics after Exercise in Cardiac Patients with and without Type 2 Diabetes.” *Frontiers in Physiology* 2: 57. doi:10.3389/fphys.2011.00057.

Niedermaier, O. N., M. L. Smith, L. A. Beightol, Z. Zukowska-Grojec, D. S. Goldstein, and D. L. Eckberg. 1993. “Influence of Cigarette Smoking on Human Autonomic Function.” *Circulation* 88 (2): 562–71.

Niwa, Fumitoshi, Nagato Kuriyama, Masanori Nakagawa, and Jiro Imanishi. 2011. “Circadian Rhythm of Rest Activity and Autonomic Nervous System Activity at Different Stages in Parkinson’s Disease.” *Autonomic Neuroscience: Basic & Clinical* 165 (2): 195–200. doi:10.1016/j.autneu.2011.07.010.

Nocua, ronald. 2011. “Conception et Developpement D’un Système Ambulatoire Pour La Mesure de L’activité Du Système Nerveux Autonome Pour La Surveillance de Personnes Âgées À Domicile.”

Nolan, J., A. D. Flapan, N. E. Goodfield, R. J. Prescott, P. Bloomfield, J. M. Neilson, and D. J. Ewing. 1996. “Measurement of Parasympathetic Activity from 24-Hour Ambulatory Electrocardiograms and Its Reproducibility and Sensitivity in Normal Subjects, Patients with Symptomatic Myocardial Ischemia, and Patients with Diabetes Mellitus.” *The American Journal of Cardiology* 77 (2): 154–58.

Nummela, A, E Hynynen, P Kaikkonen, and H Rusko. 2010. “Endurance Performance and Nocturnal HRV Indices.” *International Journal of Sports Medicine* 31 (3): 154–59. doi:10.1055/s-0029-1243221.

Nunan, David, Gay Donovan, Djordje G. Jakovljevic, Lynette D. Hodges, Gavin R. H. Sandercock, and David A. Brodie. 2009. “Validity and Reliability of Short-Term Heart-Rate Variability from the Polar S810.” *Medicine & Science in Sports & Exercise* 41 (January): 243–50. doi:10.1249/MSS.0b013e318184a4b1.

Nussinovitch, Udi, Keren Politi Elishkevitz, Keren Kaminer, Moshe Nussinovitch, Shlomo Segev, Benjamin Volovitz, and Naomi Nussinovitch. 2011. “The Efficiency of 10-Second Resting Heart Rate for the Evaluation of Short-Term Heart Rate Variability Indices.” *Pacing and Clinical Electrophysiology:*

Okazaki, Kazunobu, Ken-ichi Iwasaki, Anand Prasad, M Dean Palmer, Emily R Martini, Qi Fu, Armin Arbab-Zadeh, Rong Zhang, and Benjamin D Levine. 2005. “Dose-Response Relationship of Endurance Training for Autonomic Circulatory Control in Healthy Seniors.” *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)* 99 (3): 1041–49. doi:10.1152/japplphysiol.00085.2005.

O’Leary, D S. 1993. “Autonomic Mechanisms of Muscle Metaboreflex Control of Heart Rate.” *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)* 74 (4): 1748–54.

Parati, G., S. Omboni, A. Villani, F. Glavina, P. Castiglioni, M. Di Rienzo, and G. Mancia. 2001. “Reproducibility of Beat-by-Beat Blood Pressure and Heart Rate Variability.” *Blood Pressure Monitoring* 6 (4): 217–20.

Patwardhan, A R, J M Evans, E N Bruce, D L Eckberg, and C F Knapp. 1995. “Voluntary Control of Breathing Does Not Alter Vagal Modulation of Heart Rate.” *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)* 78 (6): 2087–94.

Pauls, Cornelia A., and Gerhard Stemmler. 2003. “Repressive and Defensive Coping during Fear and Anger.” *Emotion (Washington, D.C.)* 3 (3): 284–302. doi:10.1037/1528-3542.3.3.284.

Peltola, Mirja A. 2012. “Role of Editing of R–R Intervals in the Analysis of Heart Rate Variability.” *Frontiers in Physiology* 3. doi:10.3389/fphys.2012.00148.

Penttilä, J, A Helminen, T Jartti, T Kuusela, H V Huikuri, M P Tulppo, R Coffeng, and H Scheinin. 2001. “Time Domain, Geometrical and Frequency Domain Analysis of Cardiac Vagal Outflow: Effects of Various Respiratory Patterns.” *Clinical Physiology (Oxford, England)* 21 (3): 365–76.

Perini, Renza, and Arsenio Veicsteinas. 2003. “Heart Rate Variability and Autonomic Activity at Rest and during Exercise in Various Physiological Conditions.” *European Journal of Applied Physiology* 90 (3-4): 317–25. doi:10.1007/s00421-003-0953-9.

Perini, R, C Orizio, G Baselli, S Cerutti, and A Veicsteinas. 1990. “The Influence of Exercise Intensity on the Power Spectrum of Heart Rate Variability.” *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 61 (1-2): 143–48.

Pichon, Aurélien, Frédéric Nuissier, and Didier Chapelot. 2010. “Heart Rate Variability and Depressed Mood in Physical Education Students: A Longitudinal Study.” *Autonomic Neuroscience: Basic & Clinical* 156 (1-2): 117–23. doi:10.1016/j.autneu.2010.03.019.

Pichon, Aurélien, Manuel Roulaud, Sophie Antoine-Jonville, Claire de Bisschop, and André Denjean. 2006. “Spectral Analysis of Heart Rate Variability: Interchangeability between Autoregressive Analysis and Fast Fourier Transform.” *Journal of Electrocardiology* 39 (1): 31–37. doi:10.1016/j.jelectrocard.2005.08.001.

Pichot, Vincent, Thierry Busso, Frédéric Roche, Martin Garet, Frédéric Costes, David Duverney, Jean-René Lacour, and Jean-Claude Barthélémy. 2002. “Autonomic Adaptations to Intensive and Overload Training Periods: A Laboratory Study.” *Medicine and Science in Sports and Exercise* 34 (10): 1660–66. doi:10.1249/01.MSS.0000035993.08625.31.

Pichot, V., F. Roche, J. M. Gaspoz, F. Enjolras, A. Antoniadis, P. Minini, F. Costes, T. Busso, J. R. Lacour, and J. C. Barthélémy. 2000. “Relation between Heart Rate Variability and Training Load in Middle-Distance Runners.” *Medicine and Science in Sports and Exercise* 32 (10): 1729–36.

Pimentel, Alan Santos, Eduardo da Silva Alves, Rafael de Oliveira Alvim, Rogério Tasca Nunes, Carlos Magno Amaral Costa, Júlio Cesar Moraes Lovisi, and Jorge Roberto Perrout de Lima. 2010. “[Polar S810 as an Alternative Resource to the Use of the Electrocardiogram in the 4-Second Exercise Test].” *Arquivos Brasileiros de Cardiologia* 94 (5): 580–84.

Pincus, S M, and A L Goldberger. 1994. “Physiological Time-Series Analysis: What Does Regularity Quantify?” *The American Journal of Physiology* 266 (4 Pt 2): H1643–56.

Pinna, G D, R Maestri, A Di Cesare, R Colombo, and G Minuco. 1994. “The Accuracy of Power-Spectrum Analysis of Heart-Rate Variability from Annotated RR Lists Generated by Holter Systems.” *Physiological Measurement* 15 (May): 163–79. doi:10.1088/0967-3334/15/2/006.

Pinna, Gian Domenico, Roberto Maestri, Antoni Torunski, Ludmila Danilowicz-Szymanowicz, Malgorzata Szwoch, Maria Teresa La Rovere, and Grzegorz Raczak. 2007. “Heart Rate Variability Measures: A Fresh Look at Reliability.” *Clinical Science* 113 (3): 131. doi:10.1042/CS20070055.

Pitzalis, M. V., F. Mastropasqua, F. Massari, C. Forleo, M. Di Maggio, A. Passantino, R. Colombo, M. Di Biase, and P. Rizzon. 1996. “Short- and Long-Term Reproducibility of Time and Frequency Domain Heart Rate Variability Measurements in Normal Subjects.” *Cardiovascular Research* 32 (2): 226–33.

Plews, Daniel J, Paul B Laursen, Andrew E Kilding, and Martin Buchheit. 2012a. “Heart Rate Variability in Elite Triathletes, Is Variation in Variability the Key to Effective Training? A Case Comparison.” *European Journal of Applied Physiology* 112 (11): 3729–41. doi:10.1007/s00421-012-2354-4.

Plews, Daniel J., Paul B. Laursen, Andrew E. Kilding, and Martin Buchheit. 2012b. “Heart Rate Variability in Elite Triathletes, Is Variation in Variability the Key to Effective Training? A Case Comparison.” *European Journal of Applied Physiology* 112 (11): 3729–41. doi:10.1007/s00421-012-2354-4.

Plews, Daniel J, Paul B Laursen, Andrew E Kilding, and Martin Buchheit. 2013. “Evaluating Training Adaptation with Heart-Rate Measures: A Methodological Comparison.” *International Journal of Sports Physiology and Performance* 8 (6): 688–91.

Plews, Daniel J, Paul B Laursen, Jamie Stanley, Andrew E Kilding, and Martin Buchheit. 2013. “Training Adaptation and Heart Rate Variability in Elite Endurance Athletes: Opening the Door to Effective Monitoring.” *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)* 43 (9): 773–81. doi:10.1007/s40279-013-0071-8.

Pober, David M, Barry Braun, and Patty S Freedson. 2004. “Effects of a Single Bout of Exercise on Resting Heart Rate Variability.” *Medicine and Science in Sports and Exercise* 36 (7): 1140–48.

Pomeranz, B, R J Macaulay, M A Caudill, I Kutz, D Adam, D Gordon, K M Kilborn, A C Barger, D C Shannon, and R J Cohen. 1985. “Assessment of Autonomic Function in Humans by Heart Rate Spectral Analysis.” *The American Journal of Physiology* 248 (1 Pt 2): H151–53.

Porges, S W, and D C Raskin. 1969. “Respiratory and Heart Rate Components of Attention.” *Journal of Experimental Psychology* 81 (3): 497–503.

Portier, H., and C.Y. Guézennec. 2007. “Étude de la variabilité de la fréquence cardiaque au cours d’une course au large en voilier avec privation de sommeil.” *Science & Sports* 22 (3-4): 163–65. doi:10.1016/j.scispo.2007.05.002.

Porto, Luiz Guilherme Grossi, and LUIZ F JUNQUEIRA Jr. 2009. “Comparison of Time-Domain Short-Term Heart Interval Variability Analysis Using a Wrist-Worn Heart Rate Monitor and the Conventional Electrocardiogram.” *Pacing and Clinical Electrophysiology* 32 (1): 43–51. doi:10.1111/j.1540-8159.2009.02175.x.

Princi, Tanja, Petra Zupet, Zarko Finderle, and Agostino Accardo. 2008. “Linear and Nonlinear Assessment of Heart Rate Variability in Nonacclimatized Middleaged Subjects at Different Hypoxic Levels.” *Biomedical Sciences Instrumentation* 44: 380–85.

Quinart, S, L Mourot, V Nègre, M-L Simon-Rigaud, M Nicolet-Guénat, A-M Bertrand, N Meneveau, and F Mougin. 2013. “Ventilatory Thresholds Determined from HRV: Comparison of 2 Methods in Obese Adolescents.” *International Journal of Sports Medicine*, August. doi:10.1055/s-0033-1345172.

Quintana, Daniel S., James A. J. Heathers, and Andrew H. Kemp. 2012. “On the Validity of Using the Polar RS800 Heart Rate Monitor for Heart Rate Variability Research.” *European Journal of Applied Physiology* 112 (12): 4179–80. doi:10.1007/s00421-012-2453-2.

Radespiel-Tröger, Martin, Robert Rauh, Christine Mahlke, Tim Gottschalk, and Michael Mück-Weymann. 2003. “Agreement of Two Different Methods for Measurement of Heart Rate Variability.” *Clinical Autonomic*

Research: Official Journal of the Clinical Autonomic Research Society 13 (2): 99–102. doi:10.1007/s10286-003-0085-7.

Rainville, Pierre, Antoine Bechara, Nasir Naqvi, and Antonio R. Damasio. 2006. "Basic Emotions Are Associated with Distinct Patterns of Cardiorespiratory Activity." *International Journal of Psychophysiology: Official Journal of the International Organization of Psychophysiology* 61 (1): 5–18. doi:10.1016/j.ijpsycho.2005.10.024.

Rajendra Acharya, U, K Paul Joseph, N Kannathal, Choo Min Lim, and Jasjit S Suri. 2006. "Heart Rate Variability: A Review." *Medical & Biological Engineering & Computing* 44 (12): 1031–51. doi:10.1007/s11517-006-0119-0.

Ramaekers, D., H. Ector, A. E. Aubert, A. Rubens, and F. Van de Werf. 1998. "Heart Rate Variability and Heart Rate in Healthy Volunteers. Is the Female Autonomic Nervous System Cardioprotective?" *European Heart Journal* 19 (9): 1334–41.

Rauh, Robert, Michaela Burkert, Martin Siepmann, and Michael Mueck-Weymann. 2006. "Acute Effects of Caffeine on Heart Rate Variability in Habitual Caffeine Consumers." *Clinical Physiology and Functional Imaging* 26 (3): 163–66. doi:10.1111/j.1475-097X.2006.00663.x.

Raven, Peter B. 2008. "Recent Advances in Baroreflex Control of Blood Pressure during Exercise in Humans: An Overview." *Medicine and Science in Sports and Exercise* 40 (12): 2033–36. doi:10.1249/MSS.0b013e318180bc41.

Raven, Peter B, Paul J Fadel, and Shigehiko Ogoh. 2006. "Arterial Baroreflex Resetting during Exercise: A Current Perspective." *Experimental Physiology* 91 (1): 37–49. doi:10.1113/expphysiol.2005.032250.

Ren, Cizao, Marie S. O'Neill, Sung Kyun Park, David Sparrow, Pantel Vokonas, and Joel Schwartz. 2011. "Ambient Temperature, Air Pollution, and Heart Rate Variability in an Aging Population." *American Journal of Epidemiology* 173 (9): 1013–21. doi:10.1093/aje/kwq477.

Rennie, Kirsten L., Harry Hemingway, Meena Kumari, Eric Brunner, Marek Malik, and Michael Marmot. 2003. "Effects of Moderate and Vigorous Physical Activity on Heart Rate Variability in a British Study of Civil Servants." *American Journal of Epidemiology* 158 (2): 135–43. doi:10.1093/aje/kwg120.

Richalet, Jean-Paul. 2012. "[Altitude and the cardiovascular system]." *Presse Médicale (Paris, France: 1983)* 41 (6 Pt 1): 638–43. doi:10.1016/j.lpm.2012.02.003.

Richalet, J. P., J. C. Souberbielle, A. M. Antezana, M. Déchaux, J. L. Le Trong, A. Bienvenu, F. Daniel, C. Blanchot, and J. Zittoun. 1994. "Control of Erythropoiesis in Humans during Prolonged Exposure to the Altitude of 6,542 M." *The American Journal of Physiology* 266 (3 Pt 2): R756–64.

Rickards, Caroline A., Kathy L. Ryan, and Victor A. Convertino. 2010. "Characterization of Common Measures of Heart Period Variability in Healthy Human Subjects: Implications for Patient Monitoring." *Journal of Clinical Monitoring and Computing* 24 (1): 61–70. doi:10.1007/s10877-009-9210-z.

Riniolo, T, and S W Porges. 1997. "Inferential and Descriptive Influences on Measures of Respiratory Sinus Arrhythmia: Sampling Rate, R-Wave Trigger Accuracy, and Variance Estimates." *Psychophysiology* 34 (5): 613–21.

Ritz, Thomas, Frank H. Wilhelm, Alexander L. Gerlach, Antje Kullowatz, and Walton T. Roth. 2005. "End-Tidal pCO2 in Blood Phobics during Viewing of Emotion- and Disease-Related Films." *Psychosomatic Medicine* 67 (4): 661–68. doi:10.1097/01.psy.0000170339.06281.07.

Robin, O., O. Alaoui-Ismaïli, A. Dittmar, and E. Vernet-Maury. 1998. "Emotional Responses Evoked by Dental Odors: An Evaluation from Autonomic Parameters." *Journal of Dental Research* 77 (8): 1638–46.

Roche, Frédéric, Claire Reynaud, Martin Garet, Vincent Pichot, Frédéric Costes, and Jean-Claude Barthélémy. 2002. "Cardiac Baroreflex Control in Humans during and Immediately after Brief Exposure to Simulated High Altitude." *Clinical Physiology and Functional Imaging* 22 (5): 301–6.

Roose, Jolanda, Wouter R. de Vries, Sandor L. Schmikli, Frank J.G. Backx, and Lorenz J.P. van Doornen. 2009. "Evaluation and Opportunities in Overtraining Approaches." *Research Quarterly for Exercise and Sport* 80 (4): 756–64. doi:10.1080/02701367.2009.10599617.

Ryan, Mark L, Michael P Ogilvie, Bruno M T Pereira, Juan Carlos Gomez-Rodriguez, Ronald J Manning, Paola A Vargas, Robert C Duncan, and Kenneth G Proctor. 2011. "Heart Rate Variability Is an Independent Predictor of Morbidity and Mortality in Hemodynamically Stable Trauma Patients." *The Journal of Trauma* 70 (6): 1371–80. doi:10.1097/TA.0b013e31821858e6.

Saboul, Damien. 2013. "APPORTS DE LA VARIABILITÉ DE LA FRÉQUENCE CARDIAQUE DANS L'ÉVALUATION DE LA CHARGE D'ENTRAÎNEMENT ET LE SUIVI D'ATHLÈTES : ASPECTS MÉTHODOLOGIQUES ET APPLICATIONS PRATIQUES." Lyon: L'Université Claude Bernard – LYON 1.

Saboul, Damien, Vincent Pialoux, and Christophe Hautier. 2013. "The Impact of Breathing on HRV Measurements: Implications for the Longitudinal Follow-up of Athletes." *European Journal of Sport Science* 13 (5): 534–42. doi:10.1080/17461391.2013.767947.

Saboul, Damien, Vincent Pialoux, and Christophe Hautie. 2014. "The Breathing Effect of the LF/HF Ratio in the Heart Rate Variability Measurements of Athletes." *European Journal of Sport Science* 14 Suppl 1: S282–88. doi:10.1080/17461391.2012.691116.

Sacha, Jerzy. 2013. "Why Should One Normalize Heart Rate Variability with Respect to Average Heart Rate." *Frontiers in Physiology* 4 (October). doi:10.3389/fphys.2013.00306.

Sacha, Jerzy, and Władysław Pluta. 2005. "Different Methods of Heart Rate Variability Analysis Reveal Different Correlations of Heart Rate Variability Spectrum with Average Heart Rate." *Journal of Electrocardiology* 38 (1): 47–53. doi:10.1016/j.jelectrocard.2004.09.015.

Sacha, Jerzy, and Władysław Pluta. 2008. "Alterations of an Average Heart Rate Change Heart Rate Variability due to Mathematical Reasons." *International Journal of Cardiology* 128 (3): 444–47. doi:10.1016/j.ijcard.2007.06.047.

Sacha, Jerzy, Jacek Sobon, Krzysztof Sacha, and Szymon Barabach. 2013. "Heart Rate Impact on the Reproducibility of Heart Rate Variability Analysis." *International Journal of Cardiology* 168 (4): 4257–59. doi:10.1016/j.ijcard.2013.04.160.

Sales, Marcelo M, Carmen Sílvia G Campbell, Pâmella K Morais, Carlos Ernesto, Lúcio F Soares-Caldeira, Paulo Russo, Daisy F Motta, Sérgio R Moreira, Fábio Y Nakamura, and Herbert G Simões. n.d. "Noninvasive Method to Estimate Anaerobic Threshold in Individuals with Type 2 Diabetes" 3: 1–1. doi:10.1186/1758-5996-3-1.

Salo, M A, H V Huikuri, and T Seppänen. 2001. "Ectopic Beats in Heart Rate Variability Analysis: Effects of Editing on Time and Frequency Domain Measures." *Annals of Noninvasive Electrocardiology: The Official Journal of the International Society for Holter and Noninvasive Electrocardiology, Inc* 6 (1): 5–17.

Sandercock, G. R. H, P. Bromley, and D. A Brodie. 2004. "Reliability of Three Commercially Available Heart Rate Variability Instruments Using Short-term (5-min) Recordings." *Clinical Physiology and Functional Imaging* 24 (6): 359–67. doi:10.1111/j.1475-097X.2004.00584.x.

Sanya, E O, A Soladoye, T O Olanrewaju, P M Kolo, and I Durotoye. 2010. "Cardiovascular Autonomic Reflex Function in Sickle Cell Anaemia Patients." The Nigerian Postgraduate Medical Journal 17 (4): 266–69.

Sato, N, Miyake, S, Akatsu, J, Kumashiro, M, Power spectral analysis of heart rate variability inhealthy young women during the normal menstrual cycle, Psychosomatic Medicine, 57:331-335, 1995.

Sayers, B. M. 1971. "The Analysis of Cardiac Interbeat Interval Sequences and the Effects of Mental Work Load." *Proceedings of the Royal Society of Medicine* 64 (7): 707–10.

Sayers, B M. 1973. "Analysis of Heart Rate Variability." *Ergonomics* 16 (1): 17–32. doi:10.1080/00140137308924479.

Schäfer, Axel, and Karl W. Kratky. 2006. "The Effect of Colored Illumination on Heart Rate Variability." *Forschende Komplementärmedizin (2006)* 13 (3): 167–73. doi:10.1159/000092644.

Schmitt, Laurent, Jacques Regnard, Maxime Desmarets, Fréderic Mauny, Laurent Mourot, Jean-Pierre Fouillot, Nicolas Coulmy, and Grégoire Millet. 2013. "Fatigue Shifts and Scatters Heart Rate Variability in Elite Endurance Athletes." *PloS One* 8 (8): e71588. doi:10.1371/journal.pone.0071588.

Schnell, Izhak, Oded Potchter, Yoram Epstein, Yaron Yaakov, Hagai Hermesh, Shmuel Brenner, and Emanuel Tirosh. 2013. "The Effects of Exposure to Environmental Factors on Heart Rate Variability: An Ecological Perspective." *Environmental Pollution (Barking, Essex: 1987)* 183 (December): 7–13. doi:10.1016/j.envpol.2013.02.005.

Schönfelder, Martin, Georg Hinterseher, Philipp Peter, and Peter Spitzenpfeil. 2011. "Scientific Comparison of Different Online Heart Rate Monitoring Systems." *International Journal of Telemedicine and Applications* 2011: 1–6. doi:10.1155/2011/631848.

Schroeder, Emily B., Eric A. Whitsel, Gregory W. Evans, Ronald J. Prineas, Lloyd E. Chambless, and Gerardo Heiss. 2004. "Repeatability of Heart Rate Variability Measures." *Journal of Electrocardiology* 37 (3): 163–72.

Schwartz, Janice B., William J. Gibb, and Ton Tran. 1991. "Aging Effects on Heart Rate Variation." *Journal of Gerontology* 46 (3): M99–106. doi:10.1093/geronj/46.3.M99.

Schwartz, J., A. Litonjua, H. Suh, M. Verrier, A. Zanobetti, M. Syring, B. Nearing, et al. 2005. "Traffic Related Pollution and Heart Rate Variability in a Panel of Elderly Subjects." *Thorax* 60 (6): 455–61. doi:10.1136/thx.2004.024836.

Schwarz, Alfons M., Hartmut Schächinger, Rolf H. Adler, and Stefan M. Goetz. 2003. "Hopelessness Is Associated with Decreased Heart Rate Variability during Championship Chess Games." *Psychosomatic Medicine* 65 (4): 658–61.

Seaward, B, R Sleamakee, and T McAuliffe. 1990. "The Precision and Accuracy of a Portable Heart Rate Monitor." *Biomed Instrument Technol* 24: 37-41 (24: 37-41).

Seiler, Stephen, Olav Haugen, and Erin Kuffel. 2007. "Autonomic Recovery after Exercise in Trained Athletes: Intensity and Duration Effects." *Medicine and Science in Sports and Exercise* 39 (8): 1366–73. doi:10.1249/mss.0b013e318060f17d.

Selig, Fabio Augusto, Emanuele Renata Tonolli, Erico Vinicius Campos Moreira da Silva, and Moacir Fernandes de Godoy. 2011. "Heart Rate Variability in Preterm and Term Neonates." *Arquivos Brasileiros De Cardiologia* 96 (6): 443–49.

Sforza, Emilia, Florian Chouchou, Vincent Pichot, Jean Claude Barthélémy, and Frédéric Roche. 2012. "Heart Rate Increment in the Diagnosis of Obstructive Sleep Apnoea in an Older Population." *Sleep Medicine* 13 (1): 21–28. doi:10.1016/j.sleep.2011.04.011.

Shehab, Abdullah, and Abdishakur Abdulle. 2011. "Cognitive and Autonomic Dysfunction Measures in Normal Controls, White Coat and Borderline Hypertension." *BMC Cardiovascular Disorders* 11: 3. doi:10.1186/1471-2261-11-3.

Sinnreich, R., J. D. Kark, Y. Friedlander, D. Sapoznikov, and M. H. Luria. 1998. "Five Minute Recordings of Heart Rate Variability for Population Studies: Repeatability and Age-Sex Characteristics." *Heart (British Cardiac Society)* 80 (2): 156–62.

Sin, Peter Y. W., Matthew R. Webber, Duncan C. Galletly, Philip N. Ainslie, Stephen J. Brown, Chris K. Willie, Alexander Sasse, Peter D. Larsen, and Yu-Chieh Tzeng. 2010. "Interactions between Heart Rate Variability and Pulmonary Gas Exchange Efficiency in Humans." *Experimental Physiology* 95 (7): 788–97. doi:10.1113/expphysiol.2010.052910.

S, LORD, SENIOR R, DAS M, WHITTAM A, MURRAY A, and MCCOMB J. 2001. "Low-Frequency Heart Rate Variability: Reproducibility in Cardiac Transplant Recipients and Normal Subjects." January 1. http://www.clinsci.org/cs/100/cs1000043.htm.

Smith, Anne-Louise, Harry Owen, and Karen J. Reynolds. 2013. "Heart Rate Variability Indices for Very Short-Term (30 Beat) Analysis. Part 2: Validation." *Journal of Clinical Monitoring and Computing* 27 (5): 577–85. doi:10.1007/s10877-013-9473-2.

Smolander, Juhani, Marjo Ajoviita, Tanja Juuti, Ari Nummela, and Heikki Rusko. 2011. "Estimating Oxygen Consumption from Heart Rate and Heart Rate Variability without Individual Calibration." *Clinical Physiology and Functional Imaging* 31 (4): 266–71. doi:10.1111/j.1475-097X.2011.01011.x.

Smolander, Juhani, Tanja Juuti, Marja-Liisa Kinnunen, Kari Laine, Veikko Louhevaara, Kaisa Männikkö, and Heikki Rusko. 2008. “A New Heart Rate Variability-Based Method for the Estimation of Oxygen Consumption without Individual Laboratory Calibration: Application Example on Postal Workers.” *Applied Ergonomics* 39 (3): 325–31. doi:10.1016/j.apergo.2007.09.001.

Sondermeijer, Hugo P., Alexander G. J. van Marle, Peter Kamen, and Henry Krum. 2002. “Acute Effects of Caffeine on Heart Rate Variability.” *The American Journal of Cardiology* 90 (8): 906–7.

Sookan, T, and A J McKune. 2011. “Heart Rate Variability in Physically Active Individuals: Reliability and Gender Characteristics.” *Cardiovascular Journal of Africa* 22 (June): 1–7. doi:CVJ-21.108.

Spurr, G. B., A. M. Prentice, P. R. Murgatroyd, G. R. Goldberg, J. C. Reina, and N. T. Christman. 1988. “Energy Expenditure from Minute-by-Minute Heart-Rate Recording: Comparison with Indirect Calorimetry.” *The American Journal of Clinical Nutrition* 48 (3): 552–59.

Strano, S, S Lino, G Calcagnini, V Di Virgilio, R Ciardo, S Cerutti, G Calcagnini, and G Caselli. 1998. “Respiratory Sinus Arrhythmia and Cardiovascular Neural Regulation in Athletes.” *Medicine and Science in Sports and Exercise* 30 (2): 215–19.

Stuckey, M I, N Tordi, L Mourot, L J Gurr, M Rakobowchuk, P J Millar, R Toth, M J Macdonald, and M V Kamath. 2011. “Autonomic Recovery Following Sprint Interval Exercise.” *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, April. doi:10.1111/j.1600-0838.2011.01320.x.

Takahashi, T, A Okada, T Saitoh, J Hayano, and Y Miyamoto. 2000. “Difference in Human Cardiovascular Response between Upright and Supine Recovery from Upright Cycle Exercise.” *European Journal of Applied Physiology* 81 (3): 233–39. doi:10.1007/s004210050036.

Takken, T, S Stephens, A Balemans, M S Tremblay, D W Esliger, J Schneiderman, D Biggar, et al. 2010. “Validation of the Actiheart Activity Monitor for Measurement of Activity Energy Expenditure in Children and Adolescents with Chronic Disease.” *European Journal of Clinical Nutrition* 64 (12): 1494–1500. doi:10.1038/ejcn.2010.196.

Tarvainen, Mika P., Juha-Pekka Niskanen, Jukka A. Lipponen, Perttu O. Ranta-Aho, and Pasi A. Karjalainen. 2014. “Kubios HRV--Heart Rate Variability Analysis Software.” *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 113 (1): 210–20. doi:10.1016/j.cmpb.2013.07.024.

Taylor, J A, C W Myers, J R Halliwill, H Seidel, and D L Eckberg. 2001. “Sympathetic Restraint of Respiratory Sinus Arrhythmia: Implications for Vagal-Cardiac Tone Assessment in Humans.” *American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology* 280 (6): H2804–14.

Thivierge, M., and L. Leger. 1988. “Validité des cardiofréquencemètres.” *Science & sports* 3 (3): 211–21.

Tian, Ye, Zi-Hong He, Jie-Xiu Zhao, Da-Lang Tao, Kui-Yun Xu, Conrad P Earnest, and Lars R Mc Naughton. 2013. “Heart Rate Variability Threshold Values for Early-Warning Nonfunctional Overreaching in Elite Female Wrestlers.” *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association* 27 (6): 1511–19. doi:10.1519/JSC.0b013e31826caef8.

Togo, Fumiharu, and Masaya Takahashi. 2009. “Heart Rate Variability in Occupational Health --a Systematic Review.” *Industrial Health* 47 (6): 589–602.

Tonello, Laís, Fábio B. Rodrigues, Jeniffer W. S. Souza, Carmen S. G. Campbell, Anthony S. Leicht, and Daniel A. Boullosa. 2014. “The Role of Physical Activity and Heart Rate Variability for the Control of Work Related Stress.” *Frontiers in Physiology* 5: 67. doi:10.3389/fphys.2014.00067.

Trimmel, Karin. 2011. “Sensitivity of HRV Parameters Including pNNxx Proven by Short-Term Exposure to 2700 M Altitude.” *Physiological Measurement* 32 (3): 275–85. doi:10.1088/0967-3334/32/3/001.

Trulla, L.L., A. Giuliani, J.P. Zbilut, and C.L. Webber Jr. 1996. “Recurrence Quantification Analysis of the Logistic Equation with Transients.” *Physics Letters A* 223 (4): 255–60. doi:10.1016/S0375-9601(96)00741-4.

Tsuji, H., F. J. Venditti, E. S. Manders, J. C. Evans, M. G. Larson, C. L. Feldman, and D. Levy. 1996. “Determinants of Heart Rate Variability.” *Journal of the American College of Cardiology* 28 (6): 1539–46.

Tulppo, Mikko P, Arto J Hautala, Timo H Mäkikallio, Raija T Laukkanen, Seppo Nissilä, Richard L Hughson, and Heikki V Huikuri. 2003. “Effects of Aerobic Training on Heart Rate Dynamics in Sedentary Subjects.”

Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985) 95 (1): 364–72. doi:10.1152/japplphysiol.00751.2002.

Tulppo, Mikko P., Timo H. Mäkikallio, Tapio Seppänen, Raija T. Laukkanen, and Heikki V. Huikuri. 1998. "Vagal Modulation of Heart Rate during Exercise: Effects of Age and Physical Fitness." *American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology* 274 (2): H424–29.

Tulppo, M. P., T. H. Makikallio, T. E. Takala, T. Seppanen, and H. V. Huikuri. 1996. "Quantitative Beat-to-Beat Analysis of Heart Rate Dynamics during Exercise." *American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology* 271 (1): H244–52.

Tzaneva, L., S. Danev, and R. Nikolova. 2001. "Investigation of Noise Exposure Effect on Heart Rate Variability Parameters." *Central European Journal of Public Health* 9 (3): 130–32.

Usha Rani MD., P. Manjunath DNB., R.D. Desai MD. Comparative Study of Heart Rate Variability, Heart Rate and Blood Pressure in Different Phases of Menstrual Cycle in Healthy Young Women Aged 18-22 Years J Phys Pharm Adv 2013, 3(7): 188-192 DOI: 10.5455/jppa.20130721054316

Uusitalo, A L. 2001. "Overtraining: Making a Difficult Diagnosis and Implementing Targeted Treatment." *The Physician and Sportsmedicine* 29 (5): 35–50. doi:10.3810/psm.2001.05.774.

Uusitalo, A L, A J Uusitalo, and H K Rusko. 2000. "Heart Rate and Blood Pressure Variability during Heavy Training and Overtraining in the Female Athlete." *International Journal of Sports Medicine* 21 (1): 45–53. doi:10.1055/s-2000-8853.

Vaara, Jani, Heikki Kyröläinen, Mikko Koivu, Mikko Tulppo, and Taija Finni. 2009. "The Effect of 60-H Sleep Deprivation on Cardiovascular Regulation and Body Temperature." *European Journal of Applied Physiology* 105 (3): 439–44. doi:10.1007/s00421-008-0921-5.

Valenti, VitorE, HeraldoL Guida, MônicaF Campos, André Knap, Luiz CarlosM Vanderlei, Celso Ferreira, LuizCarlos de Abreu, and AdrianoL Roque. 2013. "The Effects of Different Styles of Musical Auditory Stimulation on Cardiac Autonomic Regulation in Healthy Women." *Noise and Health* 15 (65): 281. doi:10.4103/1463-1741.113527.

Vanderlei, L C M, R A Silva, C M Pastre, F M Azevedo, and M F Godoy. 2008. "Comparison of the Polar S810i Monitor and the ECG for the Analysis of Heart Rate Variability in the Time and Frequency Domains." *Brazilian Journal of Medical and Biological Research = Revista Brasileira De Pesquisas Médicas E Biológicas / Sociedade Brasileira De Biofísica ... [et Al.]* 41 (10): 854–59.

Van Gestel, Arnoldus J R, Malcolm Kohler, Jörg Steier, Urte Sommerwerck, Sebastian Teschler, Erich W Russi, and Helmut Teschler. 2012. "Cardiac Autonomic Function and Cardiovascular Response to Exercise in Patients with Chronic Obstructive Pulmonary Disease." *Copd* 9 (2): 160–65. doi:10.3109/15412555.2011.647130.

Vianna, E. P. M., and D. Tranel. 2006. "Gastric Myoelectrical Activity as an Index of Emotional Arousal." *International Journal of Psychophysiology: Official Journal of the International Organization of Psychophysiology* 61 (1): 70–76. doi:10.1016/j.ijpsycho.2005.10.019.

Vilamitjana, Javier. 2013. "HEART RATE VARIABILITY AND AUTONOMIC ACTIVITY IN PROFESSIONAL SOCCER PLAYERS DURING A COMPETITIVE SEASON." *Medicine and Science in Sports and Exercise*.

Viola, Antoine U, Gabrielle Brandenberger, Martin Buchheit, Bernard Geny, Jean Ehrhart, Chantal Simon, and François Piquard. 2004. "Sleep as a Tool for Evaluating Autonomic Drive to the Heart in Cardiac Transplant Patients." *Sleep* 27 (4): 641–47.

Vissing, J. 2000. "Muscle Reflex and Central Motor Control of Neuroendocrine Activity, Glucose Homeostasis and Circulation during Exercise." *Acta Physiologica Scandinavica. Supplementum* 647 (December): 1–26.

Wallén, Martin Benka, Dan Hasson, Töres Theorell, Barbara Canlon, and Walter Osika. 2012a. "Possibilities and Limitations of the Polar RS800 in Measuring Heart Rate Variability at Rest." *European Journal of Applied Physiology* 112 (3): 1153–65. doi:10.1007/s00421-011-2079-9.

Wang, Shuhe, and Yang Shou-Zhong. 1997. *The Pulse Classic*. Blue Poppy Enterprises, Inc.

Waring, W. Stephen, Judith Goudsmit, John Marwick, David J. Webb, and Simon R. J. Maxwell. 2003. “Acute Caffeine Intake Influences Central More than Peripheral Blood Pressure in Young Adults.” *American Journal of Hypertension* 16 (11 Pt 1): 919–24.

Webber, C. L., and J. P. Zbilut. 1994. “Dynamical Assessment of Physiological Systems and States Using Recurrence Plot Strategies.” *Journal of Applied Physiology* 76 (2): 965–73.

Weippert, Matthias, Martin Behrens, Annika Rieger, and Kristin Behrens. 2014. “Sample Entropy and Traditional Measures of Heart Rate Dynamics Reveal Different Modes of Cardiovascular Control During Low Intensity Exercise.” *Entropy* 16 (11): 5698–5711. doi:10.3390/e16115698.

Weippert, Matthias, Mohit Kumar, Steffi Kreuzfeld, Dagmar Arndt, Annika Rieger, and Regina Stoll. 2010. “Comparison of Three Mobile Devices for Measuring R-R Intervals and Heart Rate Variability: Polar S810i, Suunto t6 and an Ambulatory ECG System.” *European Journal of Applied Physiology* 109 (4): 779–86. doi:10.1007/s00421-010-1415-9.

Wille, M., K. Mairer, H. Gatterer, M. Philippe, M. Faulhaber, and M. Burtscher. 2012. “Changes in Cardiac Autonomic Activity during a Passive 8 Hour Acute Exposure to 5 500 M Normobaric Hypoxia Are Not Related to the Development of Acute Mountain Sickness.” *International Journal of Sports Medicine* 33 (3): 186–91. doi:10.1055/s-0031-1291325.

Winsley, R, N Armstrong, K Bywater, and S Fawkner. 2003. “Reliability of Heart Rate Variability Measures at Rest and during Light Exercise in Children.” *British Journal of Sports Medicine* 37 (6): 550–52. doi:10.1136/bjsm.37.6.550.

Wolf, S. 1967. “The End of the Rope: The Role of the Brain in Cardiac Death.” *Canadian Medical Association Journal* 97 (17): 1022–25.

Yamamoto, Shinji, Mieko Iwamoto, Masaiwa Inoue, and Noriaki Harada. 2007. “Evaluation of the Effect of Heat Exposure on the Autonomic Nervous System by Heart Rate Variability and Urinary Catecholamines.” *Journal of Occupational Health* 49 (3): 199–204.

Yamamoto, Y, and R L Hughson. 1991. “Coarse-Graining Spectral Analysis: New Method for Studying Heart Rate Variability.” *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)* 71 (3): 1143–50.

Yamamoto, Y, R L Hughson, and Y Nakamura. 1992. “Autonomic Nervous System Responses to Exercise in Relation to Ventilatory Threshold.” Chest 101 (5 Suppl): 206S – 210S.

Yildirir, A, et al, Effects of menstrual cycle on cardiac autonomic innervations as assessed by heart rate variability, A. N. E, 7(1):60-63, 2002.7

Young, Fiona L S, and Anthony S Leicht. 2011. “Short-Term Stability of Resting Heart Rate Variability: Influence of Position and Gender.” *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism = Physiologie Appliquée, Nutrition Et Métabolisme* 36 (2): 210–18. doi:10.1139/h10-103.

Yukishita, Takehiko, Keiko Lee, Sungdo Kim, Yu Yumoto, Akiko Kobayashi, Takuji Shirasawa, and Hiroyuki Kobayashi. 2010. “Age and Sex-Dependent Alterations in Heart Rate Variability.” *Anti-Aging Medicine* 7 (8): 94–99. doi:10.3793/jaam.7.94.

Zahorska-Markiewicz, B, E Kuagowska, C Kucio, and M Klin. 1993. “Heart Rate Variability in Obesity.” *International Journal of Obesity and Related Metabolic Disorders: Journal of the International Association for the Study of Obesity* 17 (1): 21–23.

Zaryski, Calvin, and David J Smith. 2005. “Training Principles and Issues for Ultra-Endurance Athletes.” *Current Sports Medicine Reports* 4 (3): 165–70.

Zhang, Da, Jin She, Zhengbo Zhang, and Mengsun Yu. 2014. “Effects of Acute Hypoxia on Heart Rate Variability, Sample Entropy and Cardiorespiratory Phase Synchronization.” *Biomedical Engineering Online* 13: 73. doi:10.1186/1475-925X-13-73.

Zhang, Junfeng, Tong Zhu, Howard Kipen, Guangfa Wang, Wei Huang, David Rich, Ping Zhu, et al. 2013. “Cardiorespiratory Biomarker Responses in Healthy Young Adults to Drastic Air Quality Changes Surrounding the 2008 Beijing Olympics.” *Research Report (Health Effects Institute)*, no. 174 (February): 5–174.

Zhong, Xu, H. John Hilton, Gregory J. Gates, Sanja Jelic, Yaakov Stern, Matthew N. Bartels, Ronald E. Demeersman, and Robert C. Basner. 2005. “Increased Sympathetic and Decreased Parasympathetic Cardiovascular Modulation in Normal Humans with Acute Sleep Deprivation.” *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)* 98 (6): 2024–32. doi:10.1152/japplphysiol.00620.2004.

Zila, I., T. Balhárek, and K. Javorka. 2002. “Heart Rate Recovery after Exercise: Relations to Heart Rate Variability and Complexity.” *Brazilian Journal of Medical and Biological Research Revista Brasileira de Pesquisas Médicas E Biológicas Sociedade Brasileira de Biofísica et Al* 35 (8): 991–1000. doi:10.1590/S0100-879X2002000800018.

VIII. LISTE DES FIGURES

1	*Illustration de Stephen Hales en mesurant la Pression Artérielle (PA) et ces réglages chez le cheval à l'aide d'un tuyau de cuivre placé directement sur la carotide.*
2	*Schéma temporel des principales découvertes qui ont fait évoluer la FC et VFC*
3	*Schéma représentatif du nombre de publications traitant la VFC par tranche de 5 ans. D'après Laurent Bosquet (congrès ACAPS, Lyon 2009)*
4	*Définition de l'intervalle R-R*
5	*Relation FC - intervalle R-R*
6	*Schéma descriptif du système nerveux et de ces principaux sous-systèmes*
7	*Description anatomique du SNS. Traduction et adaptation d'après « Anatomy and Physiology. 6th Edition » de Seeley Stephens*
8	*Description anatomique du SNP. Traduction et adaptation d'après « Anatomy and Physiology. 6th Edition » de Seeley Stephens*
9	*Description des neurotransmetteurs utilisés pour chaque voie du SNA*
10	*Exemple d'action antagoniste des deux voies du Système Nerveux Autonome*
11	*Innervation organiques par le SNA*
12	*Effets Sympathique et Parasympathique sur différents organes*
13	Déplacement du message nerveux, adapté de *« Anatomy and Physiology, 6ème édition » Seeley et al 2003*
14	Conduction nerveux sur des fibres myélinisées adapté de *« Anatomy and Physiology, 6ème édition » Seeley et al 2003*
15	Communication synaptique entre le bouton synaptique et la paroi de l'organe cible.
16	Illustration du galvanomètre d'Einthowen.
17	Illustration de 3 différents types d'ECG actuels. a) ECG Numérique Cutso-Med 110BT, b) ECG CARDIOLINE AR 1200 ADV, c) Application Iphone avec ECG.
18	Représentation du triangle d'Einthowen, et schéma de la mesure des dérivations DI, DII et DIII
19	Représentation du triangle d'Einthowen modifié, et schéma de la mesure des dérivations unipolaires de Golberger, aVR, aVL et aVF.
20	Placement de 6 électrodes pour la mesure des dérivations précordiales.
21	Cardiofréquencemètre mesurant la FC au bout des doigts, le Micro Heart Pulser. Fonctionnant avec des batteries, ce cardiofréquencemètre fut développé à l'université d'Oulu.
22	Sport Tester PE2000. Le premier cardiofréquencemètre au monde sans fil.
23	Polar Vantage NV sur sa station de déchargement. C'est le premier cardiofréquencemètre avec enregistrement de l'intervalle R-R.
24	Image de la partie électronique d'une ceinture Polar au rayon X. Source *Wikipédia*
25	Kit adaptateur pour électrodes vers ceinture Polar wearlink™
26	Kit Polar RS800cx ™
27	Cardiofréquencemètre Polar V800HR ™
28	Montres cardiofréquencemètres Suunto (a) Suunto T6d™ (b) Suunto Ambit HR™
29	Montre Garmin™ ; a) -910XTHR, b) 620 HRM, c) 920 HRM
30	Système FRWB B100™

31	Graphiquee de Bland et Altman de la comparaison ECG vs FRWD B100 pendant un Tilt (a) et à l'exercice (b).
32	Système Suunto Memory Belt™ raccordée à un ordinateur
33	Système Actiwave Cardio.
34	Système Minicardio de Hosand©.
35	Polar Team²
36	Graphique de Bland et Altman présentant les différences entre RR de l'ECG et du Polar team²
37	Zephyr Bioharness
38	Illustration d'un signal non-stationnaire (a) et de zone stationnaire dans un signal(b).
39	Illustration d'un battement manquant par baisse du signal dans le logiciel LabChart Pro 7™ (ADInstrument©)
40	Illustration d'une captation du signal provenant d'une ceinture Polar (5kHz) dans le logiciel LabChart ProReprésentation graphique d'un tachogramme réel en vert et de ce même signal avec un artefac type 1 rouge pointillé. 7™ (ADInstrument©) avec éloignement du capteur.
41	Représentation graphique d'un tachogramme réel en vert et de ce même signal avec un artefac type 1 rouge pointillé.
42	Illustration d'un tracé ECG perturbé par des mouvements parasites dans le logiciel LabChart Pro 7™ (ADInstrument©)
43	Illustration d'un tracé ECG perturbé par le glissement des capteurs dans le logiciel LabChart Pro 7™ (ADInstrument©)
44	Représentation graphique d'un tachogramme réel en vert et de ce même signal avec un artefac type 2 en rouge pointillé.
45	Représentation d'une extrasystole auriculaire
46	Représentation d'une extrasystole ventriculaire
47	Représentation d'extrasystoles ventriculaires partant du ventricule droit et gauche.
48	Illustration ECG de avec des extrasystoles ventriculaires
49	Exemple de tracé ECG avec extrasystole et impact sur le Tachogramme.
50	Illustration de la modification de la Densité spectrale en fonction du nombre d'artfacts, extrait de « ECG artifacts and heart period variability : Don't miss a beat ! »
51	A gauche un tachogramme avant correction et à droite après correction.
52	A gauche un tachogramme avant correction et à droite après correction par l'addition des couples de valeurs basses en 1 et 2 => idem plus haut
53	Illustration de l'interpolation linéaire de l'intervalle RR.
54	Placement d'un battement fantôme et création de deux intervalles RR
55	Illustration de l'interpolation cubique de l'intervalle RR.
56	Comparaison de l'analyse spectrale réalisée sur des tachogrammes en provenance d'ECG et de cardiofréquencemètre corrigé et non-corrigé
57	Exemple de tachogramme avec retour au calme(A) puis période stationnaire (B). Extrait du Logiciel Polar Team²
58	Histogramme de distribution des intervalles RR à 128 Hz avec le logiciel Nevrokard™.
59	Illustration du TINN, extrait de Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology" 1996
60	Diagramme de Poincaré réalisé avec le Logiciel Kubios Analysis.
61	Schéma descriptif du traitement du signal pré analyse spectrale par des FFT.

62	Illustration de l'analyse fréquentielle « paramétrique » (a et b) et « non paramétrique » (c et d) sur les deux phases d'un « Tilt Test », couché à gauche et redressé à droite avec un sujet sain. Analyse et représentation faites avec le logiciel Kubios Analysis.
63	Illustration de la décomposition fréquentielle de Fourier.
64	Illustration des bandes de fréquences de l'analyse spectrale
65	Illustration de la décomposition en fenêtres et de l'analyse Temps - Fréquence
66	Représentation graphique de l'analyse temps fréquence, a) représentation 3D sur une période de repos basse intensité, b) Scalogramme sur une période de repos
67	Exemple d'ondelette mère, a) l'ondelette en chapeau Mexicain, b) l'ondelette de Morlet
68	Illustration de la décomposition en ondelettes, extrait de Wavelet transform to quantify heart rate variability and to assess its instantaneous changes V. Picot Journal of Applied PhysiologyPublished 1 March 1999 Vol. 86
69	Exemple d'images avec des composantes fractales, de gauche à droite : la feuille de fougère, l'hippocampe de Mandelbrot, le flocon de neige.
70	Illustration de structures fractales dans le signal
71	Illustration de la méthode d'intégration en DFA
72	Représentation de la méthode DFA avec α1 et α2.
73	Recherche d'enchainement vectoriel dans le signal
74	Exemples de Graphiques de récurrence, créés à partir de différents signaux.
75	Effet de l'entraînement en SWEET sur certains marqueurs de l'analyse de la VFC. Mourot et al. 2004
76	Profile d'athlète fatigué hypertonique orthosympathique
77	Profile d'athlète fatigué hypotonique orthosympathique et parasympathique
78	Profile d'athlète fatigué hypertonique parasympathique
79	Profile d'athlète fatigué hypotonie orthosympathique
80	Hypnogramme, représentant une nuit type. W = Eveil, REM = Sommeil paradoxal
81	Tachogramme et analyse de la VFC sur une phase de sommeil à ondes lentes (A) et sur une phase de sommeil paradoxal (B) Thèse Viola 2004.
82	Représentation des valeurs d'analyse spectrale à différentes intensités pour des sujets sédentaires, des sédentaires en altitude, et des sédentaires en position couchée.
83	Réactivation parasympathique post exercice avec l'utilisation de l'indice RMSSD en temps fréquence.
84	Illustration du rythme circadien de la VFC. Extrait de "The circadian pattern of cardiac autonomic modulation in a middle-aged population" Li et al.
85	Illustration des paramètres de la VFC a) lnHF et b) RMSSD après 3 intensités d'exercice. D'après "Cardiac vagal activity following three intensities of exercise in humans" Gladwell et al 2010.
86	Suivi de HF pré et post exercice intense de longue durée par tranche de 2h.
87	llustration de la variation nocturne de RMSSD en fonction de « l'intensité d'exercice ».
88	Illustration de la variation nocturne de RMSSD suivant « l'intensité d'exercice.
89	Coûts énergétique, métabolique et mécanique des différents exercices RS (répétition de sprints), MC (exercice continu), HI (Intervalle training Haute intensité), et l'impact sur la FC sur les 60s suivant et les HF
90	Revue de littérature des articles traitant de l'impact de l'activité physique sur la VFC de Gamelin et al 2009.
91	Relation entre un marqueur du SNP et la VO_2max. D'après Buchheit et Gindre
92	Représentation de Goldberger du U inversé (J. J. Goldberger et al. 2001)

93	Revue de littérature des articles traitant des l'impact de différents programmes d'entrainement sur la VFC.(Gamelin 2009)
94	Illustration de surentrainement type parasympathique sur un skieur d'après Hedelin (2000).
95	Analyse spectrale et diagramme de Poincaré pour un groupe contrôle, des sujets entraînés, un groupe en surentrainement niveau 1 et un groupe surentrainement niveau 2. (Mourot 2004)
96	Comparatif des paramètres HRV de skieurs de haut niveau en état de fatigue (en gris) et non fatigué (en blanc) en position couché (A) et debout (B)
97	Illustration du suivi de deux triathlètes avec lnRMSSD sur une période de deux mois et demi, à gauche athlète contrôle et à droite athlète présentant un surentrainement non fonctionnel
98	Schéma de transformation du signal pour l'obtention du VO_2 avec les algorithmes de Firstbeat
99	Document interne de firstbeat pour la promotion des produits Suunto.
100	A gauche, détermination du point de déflexion de SD1, à droite définition des Ownzone®.
101	Représentation schématique des modulations de l'entraînement d'après de dispositif de Kivinieni (2007)
102	Suivi longitudinal de la VFC avec lnRMSSD pour un athlète contrôle et un athlète présentant un surentrainement (Plew 2012)
103	Illustration générale du phénomène d'ASR d'après Berntson, illustré par Cottin.
104	Superposition de courbes synchronisées de FC, ECG, débit ventilatoire, fraction de CO2%.
105	Spectres de puissance de tachogramme pour des FR de 8, 10 et 12
106	Illustration de la détection des seuils ventilatoires à l'aide de l'ASR par Blain et al. 2005.
107	Illustration de la détection des seuils ventilatoires déterminés à l'aide de fHF.HF par Cottin et al. 2006
108	Illustration de l'analyse spectrale pour la course à pied, pédalage jambe et bras, au repos, intensité I et 2. (Leicht et al 2008)
109	Tableau de coefficient de corrélation entre la mesure ANSM et les différents indices temporelles et fréquentielles de la VFC
110	Graphique de corrélation entre la mesure ANSM et les différents indices temporels et fréquentiels de la VFC
111	VFC et dosage sur des tilts Test à différents degrés d'angulation.
112	Tableau des coefficients de corrélation intraclasse pour la répétabilité de mesure de VFC des paramètres fréquentielles et temporelles chez l'homme et la femme. (D'après Sookan)
113	Evolution de LF et HF en fonction de l'âge en mois.
114	Evolution de la VFC en fonction de l'âge et du sexe (Yukishita 2010)
115	Variable de VFC en fonction du profil de la personne (Sédentaire, actif, sportif)
116	Tableau récapitulatif des effets des émotions sur le SVC, la respiration et SNA, d'après Kreibig.
117	Evolution des variables temporelles de la VFC post ingestion de 60g d'éthanol (carré) ou de placebo (triangle)
118	Evolution de LF, HF et LF/HF par tranche de 10 minutes
119	Relation FC et RR
120	Coefficient de corrélation FC et VFC en fonction des modifications mathématiques
121	Influence du type de respiration sur RMSSD ou LF/HF dans un suivi d'athlète
122	Concentration d'hormone Folliculo-stimulante (FSH), Hormone lutéinisante (LF), l'estrogène (Oest) et la Progestérone (Prog) pendant les différentes phases du cycle menstruel. (Leicht et al. 2003)

123	Relation entre LF, HF et TP et la concentration d'eestrogène (Leicht et al. 2003)
124	Puissance Normalisé de LF et HF et LF/HF dans les différentes phases du cycle menstruel (d'après Usha Rani 2012)
125	Paramètres temporels et fréquentiels de la VFC en fonction de la taille du tachogramme utilisé. D'après Grant.
126	Variation des paramètres temporels et fréquentiels de la VFC après redressement sur des périodes de 3 minutes. D'après Grant

Intérêt et limites de l'utilisation de la variabilité de fréquence cardiaque pour la pratique sportive.

L'analyse de la Variabilité de la Fréquence Cardiaque est une méthode de mesure non invasive du Système Nerveux Autonome. Cette méthode d'analyse initialement utilisée dans le domaine clinique s'est progressivement installée dans le domaine de l'activité physique pour diverses applications telles que la détection précoce de la fatigue, le calibrage de l'intensité de l'entraînement, détecter les seuils ventilatoires… Les méthodes d'analyse peuvent être utilisées hors contexte de laboratoire, mais nécessitent néanmoins une attention particulière du point de vue méthodologique pour être cohérentes vis-à-vis des concepts mathématiques ou physiologiques qui les régissent. Chaque étape de cette méthode nécessite une rigueur spécifique pour ne pas conduire à une mauvaise interprétation. Ce document détaille le processus depuis la phase de mesure de l'intervalle RR en étudiant notamment la précision des appareils utilisables sur le terrain ou la correction du périodogramme obtenu en proposant différentes méthodes. Ce travail décrit également les indices de l'analyse de la VFC et les différentes limites techniques et conceptuelles. Les différents facteurs et biais influençant l'état du tonus du Système Nerveux Autonome seront décrits pour faciliter la création d'un protocole et l'analyse des indices de la VFC obtenus.

Mots clé : Variabilité fréquence cardiaque, méthodologie, VFC, exercice, sport

Interest and limitations of Heart Rate Variability use in sports field

Heart Rate Variability Analysis is a non-invasive method for the evaluation of the Autonomic Nervous System activity. This analytical method initially used for clinical diagnosis progressively installed in the field of physical activity for various applications such as early detection of overreaching, calibration of training intensity, ventilatory threshold determination… These methods can be used outside the laboratory environment, but still require particular attention from a methodological aspect in order to be consistent with mathematical or physiological concepts underlying. Each step of this method requires a specific discipline not to lead to misinterpretation. This document details the process from the RR interval measurement phase including accuracy assessment of the devices used in the field or signal treatment with artifacts correction proposing several methods. This work details index from HRV analysis with their technical and conceptual limitations. External factors that influence the Autonomic Nervous System are described to facilitate the protocol creation and results interpretation.

Key words: Heart Rate variability, methodological, exercise, sport