



HAL
open science

Détection du premier seuil ventilatoire par un outil portable

Majdi Mastouri

► **To cite this version:**

Majdi Mastouri. Détection du premier seuil ventilatoire par un outil portable. Sciences de l'Homme et Société. 2016. hal-01825108

HAL Id: hal-01825108

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01825108>

Submitted on 28 Jun 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-memoires-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

Master « Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives »

Spécialité : **Evaluation de la Performance et des
Adaptations Motrices et Physiologiques**

Mémoire de fin d'études présenté pour l'obtention du grade de master

Détection du premier seuil ventilatoire par un outil portable

Présenté par :

Majdi MASTOURI

Maître de stage : Cécile, JOUANIQUE-DUBUIS, Business Development-Innovation, IEE S.A,
CONTERN (Luxembourg)

Guidant universitaire : Guillaume, MORNIEUX, PH.D, Maitre de conférences, Faculté du
sport de Nancy, Université de Lorraine.

Juin 2016

Sommaire :

I. INTRODUCTION :	1
II. CADRE THEORIQUE :	3
2.1. SEUIL ANAEROBIE ET PREMIER SEUIL VENTILATOIRE (SV1) :	3
2.2. DEFINITION DE PREMIER SEUIL VENTILATOIRE (SV1) :	6
2.3. INTERET DE DETECTER LE PREMIER SEUIL VENTILATOIRE (SV1) :	11
2.4. LES DIFFERENTES TECHNOLOGIES QUI SONT DEJA VALIDEES ET UTILISEES POUR ESTIMER LA VENTILATION PULMONAIRE :	13
III. PARTIE METHODOLOGIE :	17
3.1. DESCRIPTION DE LA POPULATION :	17
3.2. PROTOCOLE :	17
3.2.1. <i>Test d'effort incrémental:</i>	17
3.3. LES CONSIGNES :	18
3.4. PROCEDURES METHODOLOGIQUES ET D'EVALUATION CLINIQUE :	18
3.5. MATERIELS :	18
3.6. TRAITEMENT DES DONNEES :	19
3.7. VARIABLES DEPENDANTES :	22
3.8. ANALYSE STATISTIQUE :	23
IV. RESULTATS :	24
4.1. VALIDER LA SENSIBILITE DE MESURE DE LA CEINTURE THORACIQUE :	24
4.1.1. <i>Fréquence respiratoire :</i>	24
4.1.2. <i>Amplitude thoracique:</i>	25
4.2. VALIDER LA DETECTION DU SV1 PAR L'ALGORITHME IEE :	26
V. DISCUSSION :	30
VI. CONCLUSION ET PERSPECTIVES:	34
VII. BIBLIOGRAPHIE :	36
VIII. ANNEXES :	43
ANNEXE A	43
ANNEXE B	44

Table des figures :

Figure 1 : Représentation graphique de l'évolution de la fréquence respiratoire pendant un test d'effort incrémental.	6
Figure 2 : Méthode de Beaver pour repérer le seuil ventilatoire 1 (SV1) (Asko, 2004)	9
Figure 3 : Paramètres de détection du seuil ventilatoire 1 (SV1) par la méthode de Wasserman pendant un test d'effort incrémental	10
Figure 4: Exemple d'un sportif capable, après entraînement ciblé, de développer une puissance nettement plus élevée pour un niveau d'effort identique (il a un seuil SV1 qui apparait à une puissance supérieure) (http://cmts2a.fr/category/physiologie-du-sport)	13
Figure 5 : La ceinture thoracique d'IEE et le module d'enregistrement Medibyte	19
Figure 6 : Détection du SV1 du sujet 2 par la méthode de Wasserman, à partir de données du laboratoire.....	20
Figure 7 : Détection de SV1 du sujet 2 par la méthode de Wasserman à partir de résultat obtenu par le code-EPAMP.....	20
Figure 8 : Les résultats obtenus par l'algo-IEE	22
Figure 9 : Représentation graphique des courbes des fréquences respiratoire mesurées par la ceinture thoracique (FR-IEE) et mesurées par le pneumotachographe (FR-CHU).....	24
Figure 10 : Représentation graphique des courbes des amplitudes des variations thoraciques mesurées par la ceinture thoracique (AMP-IEE) et mesurées par le pneumotachographe (AMP-CHU)	25
Figure 11: Représentation graphique de l'évolution de la FC (FC-IEE et FC-CHU) en fonction du temps lors d'un effort incrémental	26
Figure 12 : Identification de la FC au SV1 de sujet 1 par l'algo-IEE	27
Figure 13 : Identification de la FC au SV1 de sujet 2 par la méthode de V-slope	28
Figure 14 : Identification de la FC au SV1 de sujet 3 par la méthode de V-slope	28
Figure 15: Représentation graphique de l'évolution de la VE (VE-IEE et VE-CHU) du sujet 4.....	28
Figure 16 : Représentation graphique de l'évolution de la VE (VE-IEE et VE-CHU) du sujet 1	32
Figure 17 : Représentation graphique de l'évolution de la VE (VE-IEE et VE-CHU) du sujet 2.....	33
Figure 18 : Représentation graphique de l'évolution de la VE (VE-IEE et VE-CHU) du sujet 3	33

Table des tableaux :

Table 1: Données anthropométrique des sujets	17
Table 2 : Les FC au SV1 obtenues par les trois méthodes (IEE, EPAMP, et CHU).....	29

Les abréviations :

- Eq en O₂ : équivalent respiratoire en O₂
- Eq en CO₂ : équivalent respiratoire en CO₂
- FC : fréquence cardiaque
- FCmax : fréquence cardiaque maximal
- FR : fréquence respiratoire
- FRmax : fréquence respiratoire maximal
- FEO₂ et FECO₂ : fractions d'O₂ et de CO₂ des gaz expirés
- HCO₃⁻ : bicarbonate
- mmol/l: millimoles par litre
- MLSS: maximal lactate steady state
- OBLA: onset of blood lactate accumulation
- PMA : puissance maximale aérobie
- QR : quotient respiratoire
- RMP: revolutions per minute
- SA : seuil anaérobie
- SL₂: deuxième seuil lactique
- SV₁: premier seuil ventilatoire
- SV₂ : deuxième seuil ventilatoire
- Te : temps d'expiration
- Ti : temps d'inspiration
- Tot: temps totale d'un cycle de respiration
- VC: volume courant
- VCO₂ : production de CO₂
- VE: ventilation pulmonaire ou débit ventilatoire
- VE/VO₂: équivalent respiratoire en O₂
- VE/VCO₂ : équivalent respiratoire en CO₂
- VEMS: volume expiratoire maximum seconde
- VMA: Vitesse Maximale Aérobie Vitesse Maximale Aérobie
- VMM : ventilation volontaire maximale
- VO₂ : consommation d'oxygène
- VO₂max: consommation maximal d'oxygène
- [La] : concentration de lactate
- W :watt

I. INTRODUCTION :

Aujourd'hui dans le domaine de l'entraînement sportif, connaître le moment de l'apparition du premier seuil ventilatoire (SV1) au cours d'un effort physique est indispensable pour l'optimisation de la performance aérobie des sportifs. Cette notion du seuil ventilatoire est un indice important pour connaître l'aptitude et la capacité aérobie de chaque athlète, afin d'avoir une meilleure orientation et planification de l'entraînement ainsi qu'une bonne adaptation de la charge de travail physique pour améliorer l'endurance de l'athlète.

Pour caractériser ce seuil, la terminologie varie en fonction de la méthode de mesure et de la méthode de la détermination de ce seuil. Ainsi, les physiologistes n'ont pas encore affirmé si le SV1 est le seuil anaérobie ou le seuil aérobie.

La détermination du premier seuil ventilatoire (SV1) se fait aujourd'hui dans les laboratoires à travers un test d'effort incrémenté sur un ergomètre. En fait cette identification se fait à partir d'une observation pratique et non théorique en s'appuyant sur les évolutions de certains paramètres ventilatoires.

Le procédé le plus classique pour repérer le SV1 est la méthode de Wasserman (1973) qui consiste à le repérer simplement par le changement de pente de la relation entre le VE et le VO₂ ou la puissance de l'exercice ou la fréquence cardiaque (FC) (puisque la puissance de l'exercice et la FC augmentent avec le temps dans un exercice en rampe) en se basant aussi sur les équivalents respiratoires en O₂ et en CO₂ où on note une augmentation de l'Eq en O₂ et une stabilisation de l'Eq en CO₂. Une autre façon classique pour la détermination de SV1 est la méthode dite "V-slope" développée par Beaver (1986) qui est basée sur l'observation du point de cassure de la relation entre le VCO₂ et le VO₂.

Cependant, ces méthodes classiques de la détermination de SV1, sont basées sur des mesures des échanges gazeux qui nécessitent un laboratoire, un équipement coûteux et un staff médical, dans ce cas ça sera peu accessible aux athlètes et au club qui ont peu de moyens. De plus, il est d'avantage intéressant pour les athlètes et les entraîneurs de réaliser des tests sur terrain, en situation réelle.

Dans ce contexte, une société Luxembourgeoise (**IEE : International Electronics and Engineering**) développe un outil portable qui permet de déterminer le moment de l'apparition de seuil ventilatoire 1 et la fréquence cardiaque qui correspond à ce seuil afin que les athlètes et les sportifs puissent surveiller leur SV1, ainsi, l'équivalent du SV₁ en fréquence cardiaque est la traduction la plus pratique pour le sportif et son entraîneur.

Cet outil portable est composé d'un bandeau élastique qui mesure, à l'aide d'un module d'enregistrement, les variations de circonférence de la cage thoracique et la fréquence cardiaque, qui seront par la suite traitées par un algorithme (script Matlab développé par la société) qui permet de repérer l'apparition du SV1 en donnant la fréquence cardiaque correspondant à ce seuil et qui permet aussi de donner la FCmax et la FCmin, la FRmax et la FRmin.

Dans le même contexte, l'UFR STAPS de Nancy développe un scripte matlab (code-EPAMP) qui permet à partir des mesures des variations de la cage thoracique de repérer le SV1 lors d'un test d'effort incrémental.

II. CADRE THEORIQUE :

2.1. Seuil anaérobie et premier seuil ventilatoire (SV1) :

Au cours des dernières décennies, les physiologistes ont développé de nombreuses méthodes pour déterminer un seuil qui correspond à une limite pour le métabolisme aérobie. Le terme "seuil anaérobie" est le premier terme qui a été utilisé pour décrire un point de rupture entre le métabolisme aérobie et le métabolisme anaérobie (Wasserman & McIlroy, 1964).

Le seuil anaérobie est un paramètre très important dans le monde sportif, c'est un terme très utilisé qui provoque parfois un peu de confusion.

Il est défini comme le point physiologique pendant l'effort physique, au cours duquel la production de lactate musculaire est supérieure à son élimination.

Cela signifie que les muscles commencent à produire plus d'acide lactique, que le corps est incapable de le tamponner, en d'autres termes, ceci entrave la possibilité d'effectuer une intensité maximale sur une longue durée.

D'un point de vue théorique, le terme anaérobie est trompeur, il amène les gens à penser que tout jusqu'à ce point est aérobie et tout après ce point est anaérobie, ce qui est incorrect.

En réalité, nous utilisons toujours les deux voies métaboliques aérobie et anaérobie pour produire de l'énergie, mais l'intensité dictera combien de chacun, nous allons utiliser.

Pour caractériser ce seuil, la terminologie varie en fonction de la méthode de mesure et la méthode de la détermination de ce seuil. Ainsi pour certaines études, le seuil anaérobie est situé à 2 mmol/ml de lactate (Orr et al., 1982 ; Simonton et al., 1988 ; Wasserman et al., 1973 ; Wasserman & McIlroy, 1964), et il représente le premier seuil ventilatoire SV1 (McLellan, 1985 ; Reybrook & al., 1983), tandis que pour plusieurs autres auteurs, le seuil anaérobie est situé à 4 mmol/ml de lactate (Kinderman et al., 1979 ; Skinner & McLellan, 1980, Meyer et al., 2005), et il représente le deuxième seuil ventilatoire SV2 (McLellan, 1985 ; Ahmaidi et al., 1993).

De plus, ces derniers considèrent que dans un effort physique progressif allant d'une faible intensité à une intensité élevée, il y a trois phases qui définissent les sources d'énergie qui contribuent à tolérer un effort physique. Ces phases sont identifiées par deux cassures au niveau de la courbe de la lactatémie.

La source d'énergie de la première phase dérive entièrement du processus métabolique aérobie. La première cassure représente le début de la phase 2 où la source d'énergie dérive des deux processus métaboliques aérobie et anaérobie. Ainsi avec l'augmentation de

l'intensité de l'exercice au-dessus de ce premier point d'arrêt, il y a une production de lactate qui est supérieure à la capacité de métabolisation de la cellule musculaire.

Ce lactate apparaîtra dans le sang et va conduire à une augmentation de sa concentration sanguine. Il en résulte une augmentation des protons H^+ qui seront tamponnées par le bicarbonate HCO_3^- , entraînant au passage une augmentation de la production de CO_2 et de la fraction de CO_2 de l'air expiré. Ces processus vont également provoquer une stimulation des chémorécepteurs et vont conduire à une augmentation de la VE, alors que l'augmentation de la VO_2 reste linéaire avec l'augmentation de la charge de travail.

Cette première cassure de la courbe de la lactatémie est désigné comme le «seuil aérobie» (Kinderman et al. 1979 ; Skinner & McLellan 1980). Selon Wasserman et al en 1964, ce seuil est appelé "seuil anaérobie" SA, ce qui a conduit à une grande confusion. De plus selon Wasserman et al en 1973, ce seuil se caractérise par une augmentation de VE/VO_2 sans augmentation de VE/VCO_2 et une augmentation de la concentration de lactate dans le sang, ce point est également défini comme le premier point de virage de la production de lactate ou le premier seuil lactique qui est à environ 2 mmol/l et qui représente selon lui le premier seuil ventilatoire.

Par contre selon Kinderman et al en 1979 et selon Skinner et McLellan en 1980, cette première cassure est appelée "seuil aérobie" et elle représente seulement le premier seuil lactique.

Ils ont démontré que même si cela a conduit à une augmentation des taux de lactate dans le sang, il y a une grande participation du métabolisme aérobie à la fourniture de l'énergie, alors il est toujours possible de maintenir la possibilité d'effectuer un effort à une intensité élevée sur une longue durée. Autrement dit la capacité oxydative de l'ensemble du système est suffisamment élevée pour tolérer la production et l'élimination de lactate afin que sa concentration sanguine soit stable.

On parle, donc, d'une intensité d'effort où on note un état stable d'une production maximale du lactate (MLSS- maximal lactate steady state).

Selon certains auteurs (Heck et al., 1985 ; Jones & Doust, 1998), la valeur moyenne de la [La] sanguine à MLSS est très proche de 4 mmol/L, on parle, donc, de la deuxième cassure qui représente le seuil d'accumulation du lactate dans le sang (SL2-seuil lactique 2), qui est appelé OBLA-onset of blood lactate accumulation (Sjodin et al., 1982 ; Sjodin & Jacobs, 1981).

Selon Kindermann et al. (1979), cette deuxième cassure a aussi été nommée "seuil anaérobie".

Selon Stegmann et al. (1981), ce seuil a été nommé "seuil anaérobie individuel" et il a été démontré récemment qu'il y a des problèmes majeurs avec l'OBLA, ainsi, cet OBLA varie en fonction de l'alimentation, peut gravement sous-estimer ou surestimer l'intensité réel de MLSS (MLSS peut être aussi faible que 2 mmol/l et aussi haut que 7 mmol/l). Donc l'OBLA est physiologiquement non valide, il varie selon les individus (Aunola & Rusko, 1992 ; Aunola & Rusko, 1984).

Avec l'augmentation de la charge de travail au-dessus de la deuxième cassure de la courbe de la lactatémie, on est dans la phase 3 où le taux de production de lactate musculaire est supérieur à la vitesse de l'élimination. Cela conduit à une augmentation exponentielle de la [La] pendant l'exercice incrémental, et la source d'énergie est dérivé en grande partie du métabolisme anaérobie (Roecker et al., 1998).

Récemment, il a été démontré grâce à une maladie métabolique qu'il existe plus d'une correspondance entre le seuil ventilatoire 1 et le seuil lactique 1 d'une part et le seuil ventilatoire 2 et le seuil lactique 2 d'autre part.

Cette maladie métabolique s'appelle la glycogénose, c'est une maladie dans laquelle il peut manquer l'une ou l'autre des enzymes nécessaires au métabolisme du muscle, appelée la glycogénolyse musculaire. Cette maladie est classée en plusieurs types. L'un d'eux permet de répondre au lien de concomitance entre les seuils, il s'agit de la glycogénose de type 5, aussi appelée maladie de Mc Ardle. Dans cette maladie, il manque une enzyme du système qui est la myophosphorylase (Kuntzer, 2011).

On présente une intolérance à l'exercice qui se manifeste par des myalgies, des contractures, un gonflement des masses musculaires et un déficit moteur. Chez ces patients, du fait de cet enzyme manquante "myophosphorylase", ils ne peuvent pas produire de lactate car le myophosphorylase fait partie de la chaîne glycogène – lactate, donc, ils ne font pas d'acidose, mais ils ont un seuil ventilatoire (Kuntzer, 2011).

A partir de cette maladie, il a pu être clairement démontré qu'il n'y a pas de relation entre les seuils ventilatoires et les seuils lactiques, puis il existe des maladies dans lesquelles il y a l'un et pas l'autre (Neary et al., 1985 ; Simon et al., 1983).

De plus, il a été démontré que la reproductibilité de la courbe de la production de la lactate dans le sang est faible chez un même sujet d'un test incrémental à un autre (Morton et al., 2012), et que la notion du seuil lactique est floue puisque il dépend de plusieurs facteurs comme le degré d'entraînement des individus, qui peut changer les valeurs de manières importantes (Svedahl & MacIntosh, 2003).

Donc aujourd'hui on ne parle plus des seuils lactiques puisque cette nomenclature de seuil lactique est fortement critiquée (Aunola & Rusko, 1984 ; Neary et al., 1985 ; Simon et al., 1983).

Les termes les plus souvent utilisés ces dernières années sont "premier seuil ventilatoire SV1", "seuil anaérobie" et "seuil aérobie", par contre il reste la question suivante: Est-ce que le SV1 représente le "seuil anaérobie" ou "seuil aérobie"?

Malgré son nom le SV1 n'est pas un seuil : c'est plutôt une zone de transition qui couvre une plage de puissances plus ou moins large où le régime ventilatoire se modifie de façon plus ou moins progressive pour passer de l'hyperpnée à l'hyperventilation (Péronnet & Aguilaniu, 2012).

2.2. Définition de premier seuil ventilatoire (SV1) :

Le SV1 est le seuil d'adaptation ventilatoire qui est déterminé à partir d'une observation pratique et non théorique en s'appuyant sur les évolutions de certains paramètres respiratoires qui sont mesurés et calculés en temps réel au cours de l'effort (Binder et al., 2008 ; Beaver et al., 1986 ; Wasserman et al., 1973).

Le SV1 est défini comme un point précis à partir duquel il y a une augmentation brutale et linéaire de la VE en fonction de l'intensité de l'effort, plus rapide que celle de la VO₂ (Péronnet et Aguilaniu, 2012).

La VE est un paramètre très important pour repérer le SV1 pendant un test d'effort incrémental, c'est le résultat du produit du VC (volume courant) par la FR (fréquence respiratoire).

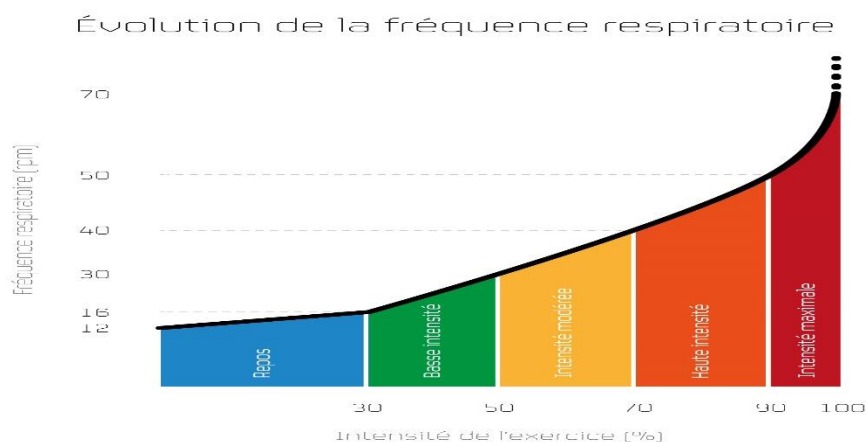


Figure 1 : Représentation graphique de l'évolution de la fréquence respiratoire pendant un test d'effort incrémental.

La VE augmente à l'effort, essentiellement par augmentation du VC en début d'effort et de la FR en fin d'effort. La VE max est toujours inférieure à la ventilation maximale minute (VMM) qui est la ventilation maximale qu'un sujet peut effectuer volontairement au repos. Ce point fondamental débouche sur la notion de réserve ventilatoire, cette réserve représente la différence entre la VE max constatée et la ventilation volontaire maximale (VMM) théorique par minute.

Ainsi du début de l'exercice jusqu'au SV1, la VE augmente linéairement avec la VO2 la puissance de l'exercice jusqu'à voir une cassure de leur courbe d'évolution en fonction de l'intensité. Cette cassure correspond au moment de l'apparition de SV1.

Avant le SV1, l'augmentation de la VE a pour seul but d'assurer celle de VO2 et VCO2. Par contre après le SV1, la VE s'ajuste en fonction de VCO2 et va avoir pour seul rôle de dégager l'excédent de CO2 produit à cause de la sollicitation de la voie métabolique anaérobie lactique, provoquant une accumulation importante des ions H+ et de lactate.

Ainsi la VE aide à soutenir les autres systèmes tampons pour capter et tamponner le plus que possible les ions H+ afin de réguler le pH et de tolérer l'effort le plus longtemps possible (Pérronet & Aguilaniu, 2012).

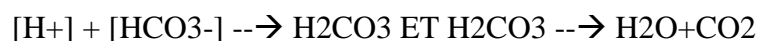
Parmi les méthodes qui sont utilisées pour identifier l'apparition des seuils ventilatoires :

-La méthode de Beaver et al. (1986) : elle s'intéresse à trois paramètres principaux : la VO2, LaVCO2, et le QR.

La cinétique de VO2 est très dépendante de l'intensité de l'exercice ; ainsi la VO2 a une relation linéaire en fonction de la puissance de l'effort jusqu'à l'épuisement et atteindre la VO2max (Beaver et al., 1986; Pérronet & Aguilaniu, 2012 ; Wasserman et al., 1973).

La cinétique de VCO2 est dépendante aussi de la puissance de l'effort. C'est un élément très important de la réponse à l'exercice.

En dessous de SV1, la relation entre VCO2 et la puissance est linéaire, et la cinétique de VCO2 est plus lente que celle de la VO2. Par contre au-dessus de ce seuil, la production de lactate s'accompagne de la production des ions H+ qui seront captés et tamponnés par la suite par le bicarbonate dont la formule chimique est HCO3- :



D'où l'augmentation brutale et rapide de VCO2. La cinétique de VCO2 devient plus importante que la cinétique de VO2 à partir du moment où la VO2 et la VCO2 sont égales (Pérronet & Aguilaniu, 2012).

Le quotient respiratoire (QR) est le rapport entre la VCO2 et la VO2. Plusieurs études (Beaver et al., 1986 ; Binder et al., 2008 ; Brooks, 1994 ; Pérronet & Aguilaniu, 2012) ont considéré

que cet élément est très important pour la réponse à l'effort, puisqu'il renseigne sur le type de substrat énergétique utilisé :

-QR des Glucides = 1

Exemple le glucose : $C_6H_{12}O_2 + 6O_2 \rightarrow 6CO_2 + 6H_2O + 36ATP$

$6CO_2/6O_2 = 1$

-QR des lipides = 0,7

Exemple l'acide palmitique: $C_{16}H_{32}O_2 + 23O_2 \rightarrow 16CO_2 + 16H_2O$

$16CO_2/23O_2 = 0,696$

QR des protides = 0,82

Exemple l'albumine : $C_{72}H_{1122}N_{2022}S + 77O_2 \rightarrow 63CO_2 + 38H_2O + \text{sulfite} + \text{urée}$

$63CO_2/77O_2 = 0,818$

Pendant un effort incrémenté, le QR est inférieur à 1 au début, puis il augmente petit à petit en fonction de la VCO_2 jusqu'à arriver à 1 au moment où il y a une intersection de deux courbes de VO_2 et de VCO_2 . Le QR dépasse ensuite la valeur 1, et continue à augmenter en fonction de la puissance de l'exercice (Binder et al., 2008 ; Beaver et al., 1986 ; Brooks, 1994 ; Péronnet & Aguilaniu, 2012).

La méthode de Beaver et al. (1986) consiste également à tracer la courbe de l'évolution du QR en fonction de la VO_2 ou de la puissance, du temps ou de la vitesse. Elle consiste aussi à tracer le nuage de points de VCO_2 et VO_2 et voir la cassure de tracé qui reflète l'augmentation brutale et rapide de VCO_2 , cette méthode s'appelle le V-slope et elle est généralement utilisée pour déterminer le $SV1$, par contre ce nom V-slope est plus utilisé pour les paramètres qui connaissent une cassure au niveau de leurs courbes d'évolutions lors d'un effort incrémental (voir figure 2).

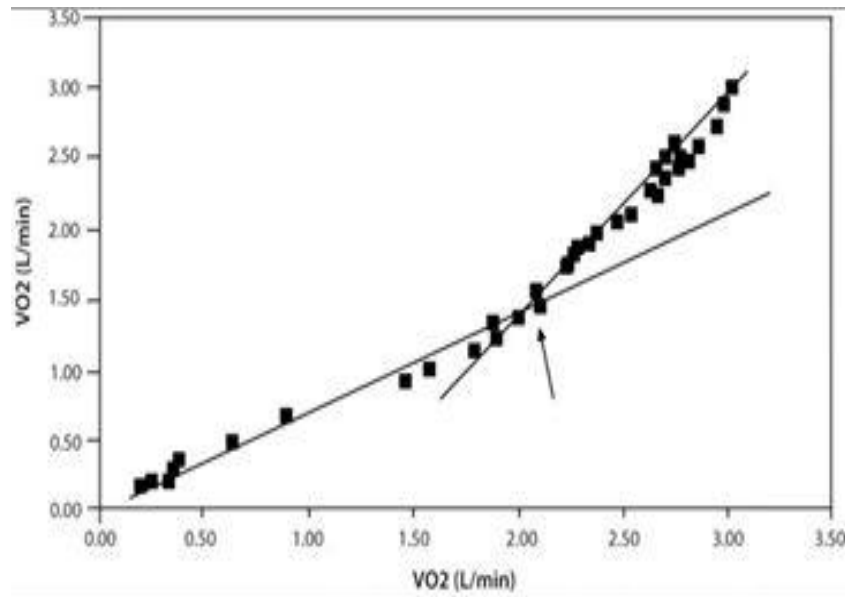


Figure 2 : Méthode de Beaver pour repérer le seuil ventilatoire 1 (SV1) (Asko, 2004)

-La méthode de Wasserman et al. (1973): elle est basée sur la VE, l'Eq en O₂ et l'Eq en CO₂ (voir figure 3).

En effet l'équivalent respiratoire en O₂ est le rapport de la VE sur la VO₂ qui représente un indice très important pour repérer le premier seuil ventilatoire. Au début de l'effort, l'Eq en O₂ diminue rapidement et se stabilise; cette stabilisation s'explique par l'augmentation de la VE en fonction de VO₂ afin d'assurer les besoins de l'organisme en O₂.

Ensuite, Eq en O₂ augmente progressivement. Ceci montre qu'à ce niveau, il y a une divergence entre la VE et VO₂ : la cinétique de VE est plus rapide que celle de VO₂, d'où l'apparition du premier seuil ventilatoire. (Pérronet & Aguilaniu, 2012 ; Wasserman et al. 1973).

Par contre l'équivalent respiratoire en CO₂ qui est le rapport de VE sur VCO₂ qui représente un indice très important pour déterminer les deux seuils ventilatoires :

Au début de l'effort, l'Eq en CO₂ diminue rapidement et il continue dans cette évolution décroissante jusqu'à ce qu'il se stabilise, ce qui explique la convergence de la cinétique de VE et celle de VCO₂ à ce niveau-là, où la VE s'ajuste en fonction de VCO₂. Le premier seuil ventilatoire apparaît. Après cette stabilisation de l'Eq en CO₂, il y a une divergence entre VE et VCO₂ ce qui reflète l'apparition d'un autre phénomène : c'est le deuxième seuil ventilatoire (Pérronet & Aguilaniu, 2012 ; Wasserman et al. 1978).

La méthode de Wasserman et al. (1973) est généralement utilisée pour déterminer le SV1 et le SV2 (Wasserman et al. 1978).

La méthode de Wasserman et al. (1973) est plus utilisée que la méthode de Beaver et al. (1986) puisqu'elle permet de déterminer les deux seuils ventilatoires (Péronnet & Auilaniu, 2012).

Après l'identification de seuil ventilatoire, ce dernier peut être exprimé en pourcentage de FCmax, VO₂max, de la PMA, ou de la VMA (Cottin et al., 2003 ; Cottin et al., 2006). Si on résume l'apparition de SV1 à partir de ces différents paramètres respiratoires, on constate que :

- Un Changement de pente de la relation VE et VO₂.
- Le QR est égal à 1 ce qui explique l'utilisation des glucides comme substrat énergétique.
- L'augmentation brutale et rapide de VCO₂ : méthode de V-slope
- Une convergence de la cinétique de VCO₂ et VE
- Une divergence de la cinétique de VO₂ et VE

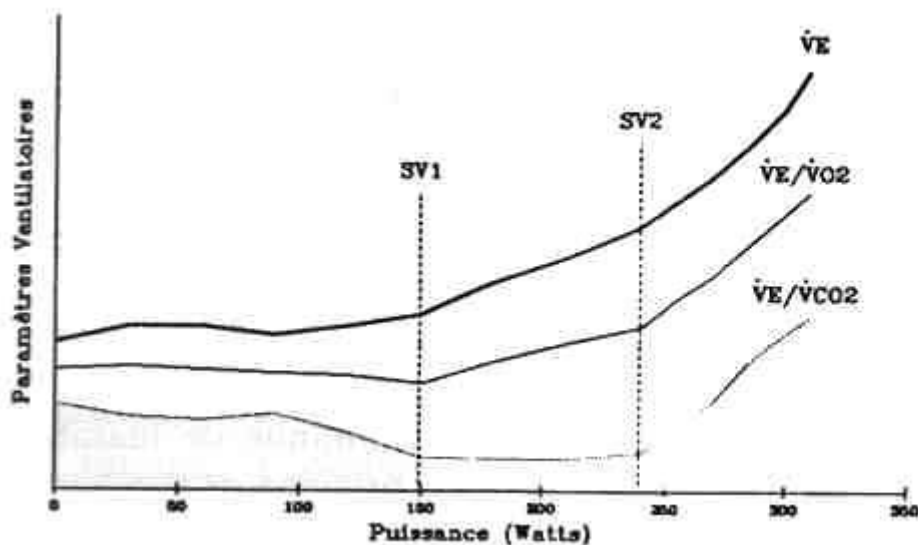


Figure 3 : Paramètres de détection du seuil ventilatoire 1 (SV1) par la méthode de Wasserman pendant un test d'effort incrémental

Toutes ces manifestations des différents paramètres respiratoires au niveau de SV1 sont identifiées grâce à l'épreuve du test d'effort incrémental qui est une exploration des échanges

gazeux et de la ventilation pulmonaire pendant un exercice incrémental, ce qui permet une analyse intégrée des adaptations Respiratoires.

Le test d'effort est un examen effectué en général par un cardiologue ou un médecin du sport, il permet de mesurer plusieurs paramètres : FC, VE, pression artérielle, la $VO_2\text{max}$, la $VO_2\text{peak}$, la VCO_2 ; le premier seuil ventilatoire et le deuxième seuil ventilatoire.

C'est un examen qui permet de détecter certaines anomalies cardio-respiratoires au repos ou à l'effort et constitue un guide pour la thérapeutique ainsi que l'entraînement ou le réentraînement individualisé à partir du SV1 repéré.

Ce test ou plutôt l'identification du SV1 est donc conseillé, pour avoir un point de l'état de forme afin d'établir un programme d'entraînement et cibler des zones d'intensité en fonction de l'objectif et des points à améliorer, et de limiter les risques liés à une pratique physique intense.

L'effort est considéré comme maximal et interprétable si :

- La réserve ventilatoire est atteinte
- Le seuil ventilatoire 2 est franchi
- Le QR est supérieur à 1,15
- Le $VO_2\text{max}$ est atteint.
- Taux de lactates > 8 mmol/L en fin d'effort (si on les mesure)
- Fréquence cardiaque $> 220 - \text{l'âge} \pm 10$ bat/mn
- $PH < 7,30$ (si on le mesure)

2.3. Intérêt de détecter le premier seuil ventilatoire (SV1) :

Le SV1 est un paramètre très important dans le monde du sport, pour évaluer les capacités physiques des sportifs, car au niveau de ce seuil, il y a une augmentation progressive de la concentration de lactate dans le sang (Nabetani, 2002 ; Wasserman et al., 1973).

Cette notion du seuil était définie comme étant un indice indispensable pour l'optimisation de la capacité aérobie ou autrement dit de l'endurance maximale aérobie (Beaver et al., 1986 ; Nabetani, 2002 ; Reybrouk et al., 1983 ; Wasserman et al., 1975). Elle concerne plus les athlètes d'endurance ou bien les sports qui demandent une aptitude aérobie importante comme les coureurs de fond (Jones & Droust, 1998) cyclistes (Farria et al., 2005). Pour cette raison, le SV1 a été considéré comme un bon indicateur de la performance pendant les exercices sous-maximaux (Simoes et al., 2014).

Avoir une meilleure VO₂max n'est pas le reflet d'une meilleure capacité aérobie. Cette capacité se définit comme le pourcentage de VO₂max qu'un individu est capable de maintenir pendant une durée donnée. Par conséquent, un sportif sera d'autant plus endurant que l'apparition de son seuil SV1 sera tardif (Asok, 2004).

Le SV1 peut être exprimé en pourcentage de la consommation d'oxygène maximale VO₂max de la Puissance Maximale Aérobie (PMA) de la Vitesse Maximale Aérobie (VMA) et de la FCmax lors d'un test d'effort incrémenté. Ainsi, ce seuil peut donner des informations à l'entraîneur sur l'état de son sportif, sur ses caractéristiques et sur l'évolution de sa capacité aérobie avec l'entraînement.

Applications à l'entraînement :

CMTS 2A (<http://www.cmts2a.fr>) est un site Web français qui explique l'application du seuil ventilatoire à l'entraînement :

« L'ensemble des applications à l'entraînement va résulter de l'identification du premier seuil ventilatoire. L'évolution des paramètres respiratoires, corrélée avec les courbes des fréquences cardiaques et de la VO₂, va permettre de caractériser le SV1, en termes de puissance, de fréquence cardiaque, et de consommation d'O₂.

La capacité aérobie est la capacité à soutenir un effort correspondant à un pourcentage donné de VO₂max, pendant une période prolongée et en utilisant principalement les processus aérobies, l'acide lactique produit étant métabolisé rapidement. Il ne suffit pas d'avoir un excellent VO₂max pour avoir un haut niveau de performances aérobies. L'entraînement devra comporter des séances orientées vers le développement de cette aptitude, par une alternance de travail aérobie (au-dessous de SV1) et d'exercices de puissance (au-dessus de SV1).

Même si le VO₂max reste peu ou pas modifiée au cours de la saison, ce qui compte c'est être capable pour un même VO₂ de développer des puissances ou une vitesse supérieures au niveau de SV1. L'entraînement cherchera à décaler le SV1 et le plateau d'endurance ou autrement dit l'endurance maximale aérobie vers la droite, c'est-à-dire vers des puissances supérieures (voir figure 4).

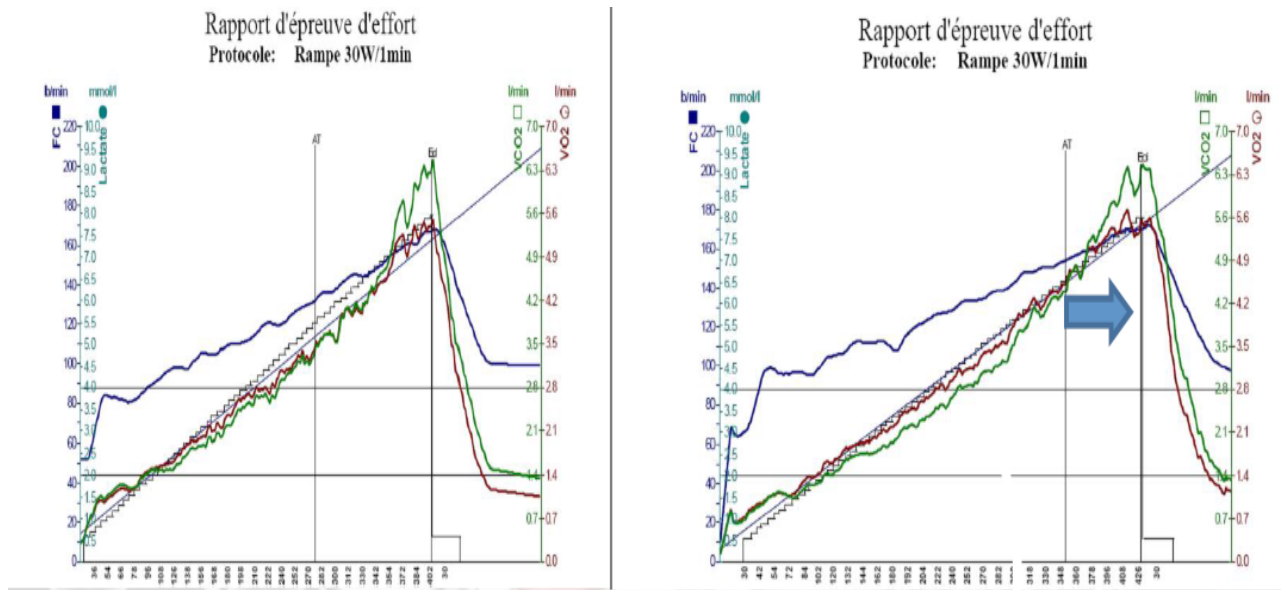


Figure 4: Exemple d'un sportif capable, après entraînement ciblé, de développer une puissance nettement plus élevée pour un niveau d'effort identique (il a un seuil SV1 qui apparait à une puissance supérieure) (<http://cmts2a.fr/category/physiologie-du-sport>)

Pour la même adaptation énergétique, l'effort produit sera alors supérieur. D'autres indicateurs pourront également témoigner d'une amélioration, telle que des FC inférieures pour un niveau de puissance identique. La fraction d'utilisation de l'O₂ pourra également être modifiée.

La répétition de ces tests au cours d'une saison sportive montre en général ce type de progression au niveau de capacité aérobie, FC, la fraction d'utilisation de l'O₂...ect. Un VO₂max identique n'exclut pas une amélioration du niveau de performance »

2.4. Les différentes technologies qui sont déjà validées et utilisées pour estimer la ventilation pulmonaire :

Dans certaines études la mesure de la variation de circonférence thoracique et de l'abdomen ont été mesurées avec l'objectif d'estimer la ventilation pulmonaire. Ainsi, il a été démontré qu'il n'y a pas de différence significative entre l'estimation de la ventilation à partir de la mesure de déplacements antéro-postérieurs et latéraux des circonférences thoracique et abdominale : la cage thoracique représente la majorité (74%) de volume pulmonaire mobilisé. Cela veut dire que la mesure seule du déplacement antéropostérieur de la cage thoracique est suffisante pour estimer la ventilation pulmonaire (Robertson et al., 1980).

Les dispositifs utilisés pour mesurer la variation thoracique étaient, le magnétomètre et la pléthysmographie par inductance. Ce sont des outils portables, non invasifs et fiables qui ont été validés pour mesurer la variation de circonférence thoracique et de l'abdomen afin d'estimer la ventilation (Gastinger & al., 2010 ; Lafortuna et al., 1995 ; Mc cool et al., 2002 ; Saltin et Asrand, 1967 ; Witt et al., 2006).

Ainsi le magnétomètre représente le premier système à être utilisé en pour des mesures quantitatives des déplacements de la paroi thoracique (Mead et al .1967), il utilise des paires de petites bobines électromagnétiques fixées sur la peau de manière à mesurer le déplacement antéro-postérieur de la cage thoracique et de l'abdomen et les déplacements axiaux de la paroi thoracique. Il mesure aussi le temps des inspirations et des expirations au cours des activités de la vie quotidienne afin de transmettre les mesures en temps réel vers un ordinateur par ondes radio (Gastinger & al., 2010 ; Mc cool et al., 2002).

Pour estimer la ventilation, le volume des poumons a été modélisé, en se basant sur un modèle à trois degrés de libertés, par une équation de régression linéaire constituée de ces 4 distances mesurées : le déplacement antéro-postérieure de la cage thoracique et de l'abdomen, et les déplacements axiaux de la paroi thoracique. Il a été ajouté une constante et l'erreur de modèle car les distances mesurées de la variation de la cage thoracique au repos ne sont pas nulles, puis ces équations de régression ont été écrites sous forme d'une matrice pour qu'elles soient vérifiées à chaque instant et pour permettre le calcul de la constante et des coefficients de toutes les équations par la méthode des moindres carrés ordinaires. Ces outils ont été calibrés sur chaque sujet avant de réaliser le test et l'enregistrement. Après la calibration de ces outils et la modélisation des volumes des poumons pour chaque sujet, la ventilation pulmonaire a été calculée à partir des mesures de temps d'inspiration et d'expiration et des volumes courants estimés (Gastinger et al., 2010).

L'avantage du magnétomètre est qu'il est précis et reproductible, permettant des mesures répétées sur plusieurs jours chez un même individu. Cependant, l'inconvénient de cet outil est qu'il est utile seulement pour mesurer la ventilation de repos, car en présence des déformations importantes de la cage thoracique, il fournit une mesure moins précise du volume pulmonaire (Ringel et al. 1983).

La pléthysmographie par inductance est une technique qui est basée sur une mesure électromagnétique par deux spires insérées dans un gilet extensible horizontalement au niveau de la cage thoracique et au niveau de l'abdomen (Witt et al., 2006). L'avantage de la

pléthysmographie par inductance est qu'elle est plus précise pour les mesures de volume pulmonaire à condition qu'elle soit correctement calibrée (Banzett et al. 1995). L'inconvénient de cet outil, sa calibration est très sensible aux mouvements du corps ou les changements de position des bandes de mesure, et donc ça peut influencer la précision d'estimation de volume pulmonaire.

Dans certaines études, l'estimation de la ventilation pulmonaire à partir de la variation de la circonférence de la cage thoracique et de l'abdomen, mesurées par un outil portable, était soit pour estimer la dépense énergétique (Gastinger et al., 2010), soit pour l'utiliser dans certains domaines d'applications comme la recherche fondamentale (Fiamma et al., 2007), la recherche clinique (Moreau-Gaudry et al., 2005), et la rééducation respiratoire (Blanc-Gras et al., 1995).

Dans ce contexte, une société Luxembourgeoise (**IEE : International Electronics and Engineering**) développe un nouvel outil portable qui a le même objectif qu'un magnétomètre et une pléthysmographie par inductance, qui est l'estimation de la ventilation pulmonaire à partir de la variation de la cage thoracique, mais cette fois l'application de cet outil va concerner le monde du sport. Ainsi, la finalité de ce nouvel outil est de détecter le premier seuil ventilatoire lors d'un effort physique.

Cet outil est composé d'un bandeau élastique qui mesure, à l'aide d'un module d'enregistrement, les variations de circonférence de la cage thoracique et la fréquence cardiaque battement par battement, qui seront par la suite traitées par un algorithme d'IEE (algo-IEE : scripte Matlab développé par la société) et un code-EPAMP (script Matlab développé à l'UFR STAPS de Nancy), afin d'identifier la FC qui correspond à l'apparition du SV1.

L'objectif de cette étude est d'évaluer dans un premier temps, la précision de la mesure des amplitudes des variations thoraciques et des fréquences respiratoires par le bandeau thoracique, et dans un deuxième temps, la précision de la détermination de la FC au SV1 par l'algo-IEE, et par le code-EPAMP afin de rendre ce nouvel outil, valide et fiable pour détecter le premier seuil ventilatoire.

Pour répondre à cet objectif nous avons posé trois hypothèses :

-Hypothèse 1 : Les fréquences respiratoires mesurées par le bandeau thoracique sont valides par rapport aux fréquences respiratoires mesurées au laboratoire lors d'un test d'effort incrémental.

-Hypothèse 2 : Les pourcentages de la variation de l'amplitude maximale mesurée par le bandeau thoracique sont valides par rapport aux pourcentages de la variation de l'amplitude maximale mesurée au laboratoire lors d'un test d'effort incrémental.

-Hypothèse 3 : La FC au SV1 (IEE) et la FC au SV1 (EPAMP) sont valides par rapport à la FC au SV1 (CHU) lors d'un test d'effort au laboratoire.

III. PARTIE METODOLOGIE :

3.1. Description de la population :

Quatre cyclistes (hommes) étaient volontaires pour participer à cette étude. Ce sont des étudiants de l'université Lorraine (UL).

Tous les participants ont signé un document de consentement. Leurs caractéristiques sont résumées dans le tableau 1.

Table 1: Données anthropométrique des sujets

	Age (ans)	Taille (cm)	Masse corporelle (kg)	IMC (kg.m ⁻²)	PMA (W)
S1	27	181	77.9	24	340
S2	21	182	72	22	380
S3	20	175	66	22	400
S4	20	174	67	22	420
Moy	22,75	178,25	72,475	22	385
SD	2,625	3,25	3,475	1	25

3.2. Protocole :

3.2.1. Test d'effort incrémental:

Les 4 sujets ont participé à une épreuve d'effort triangulaire au Service EFR, CHU de Brabois- Vandœuvre-lès- Nancy réalisé sur cyclo-ergomètre (Custo-med) au cours duquel la puissance était augmentée de 20 W à chaque palier d'une minute avec une cadence entre 80 et 100 RPM. Cet effort était précédé d'un échauffement de 8 minutes (intégré dans le test d'effort) comme suit :

- palier n°0 : 6 min à 120 W
- palier n°1 : 2 min à 160 W
- palier n°2 : 1 min 200 W (= premier palier)

Chaque sujet a réalisé le test en respirant dans un masque relié à un analyseur des gaz respiratoires pour mesurer et analyser les volumes et les débits ventilatoires. Conjointement, la ventilation pulmonaire a été également mesurée à l'aide du bandeau thoracique.

Un électrocardiogramme (ECG) de repos a été réalisé avant le test. Il a été également enregistré pendant toute la durée du test d'effort par dix électrodes posées sur le torse de sujet et reliés à un électrocardiographe qui est considéré comme outil de référence pour la mesure de la FC, et à l'aide de trois électrodes de Medibyte.

3.3. Les consignes :

Tous les sujets devaient respecter quelques consignes et interdictions :

- éviter de boire du café ou des boissons alcooliques ou stimulantes le jour qui précédera le test.
- ne pas effectuer des activités physiques intenses les jours qui précéderont le test
- éviter de manger des repas lourds avant la réalisation du test
- essayer de bien dormir la nuit avant le test
- éviter de parler au cours de l'évaluation le jour du test

3.4. Procédures méthodologiques et d'évaluation clinique :

Tous les sujets ont été évalués dans la même période du jour et dans un laboratoire bien ventilé à une température ambiante entre 15°C et 20°C afin d'éviter des modifications des variables physiologiques qui peuvent avoir une grande influence sur nos objectifs, parmi ces variables, on prend l'exemple de la FC et la VE qui sont des paramètres sensibles à la température corporelle qui peut être influencées par la température du laboratoire (Sanchetti et al., 2006).

3.5. Matériels :

Dans ce projet, les matériels utilisés pour répondre à nos objectifs sont :

- Une station d'épreuve d'effort cardio-respiratoire (Vmax encore PFT system, californie,USA) qui est composée par un électrocardiographe, pneumotachographe,

masque relié à un analyseur des gaz respiratoires et un cyclo-ergomètre (Custo-med ec3000, Allemagne).

- Une ceinture thoracique d'IEE qui est un bandeau élastique extensible se mettant au niveau de la poitrine, qui permet, à l'aide d'un capteur sous forme d'un fil conducteur situé au niveau de ce bandeau qui mesure la tension et la résistance de l'élasticité à l'aide de module d'enregistrement Medibyte, de mesurer la variation de la cage thoracique et d'estimer le volume courant et la fréquence respiratoire pour enfin calculer la ventilation pulmonaire (voir figure 5).
- Medibyte (Braebon-122269.Canada) qui est un dispositif portable composé par des capteurs de mesure de la fréquence cardiaque et d'un fil de connexion à la ceinture thoracique d'IEE pour enregistrer et mesurer la variation de la cage thoracique. Il est caractérisé par une batterie de 3.6V et une fréquence d'acquisition de 250 Hz. Ce dispositif a une mémoire interne de 128 Mo qui permet d'enregistrer des données en continue jusqu'à 24h. ces données vont être par la suite exportées sous forme fichier .Txt afin de les évaluer et les traiter.

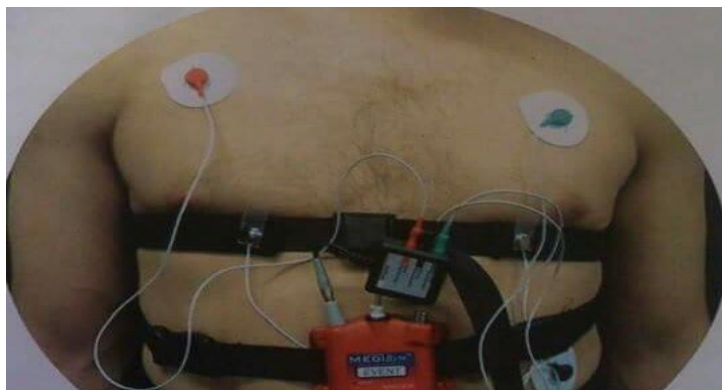


Figure 5 : La ceinture thoracique d'IEE et le module d'enregistrement Medibyte

3.6. Traitement des données :

Toutes les données ont été traitées et analysées à l'aide du logiciel "Matlab" via les trois codes suivants :

- Un code-chu est script matlab qui permet à partir de données du test incrémental au laboratoire de tracer les courbes de certains paramètres sur le même graphe et avec la

même échelle de temps afin d'identifier à quelle FC apparaît le SV1 en s'appuyant sur la méthode non invasive de Wasserman : V-slope (voir figure 6).

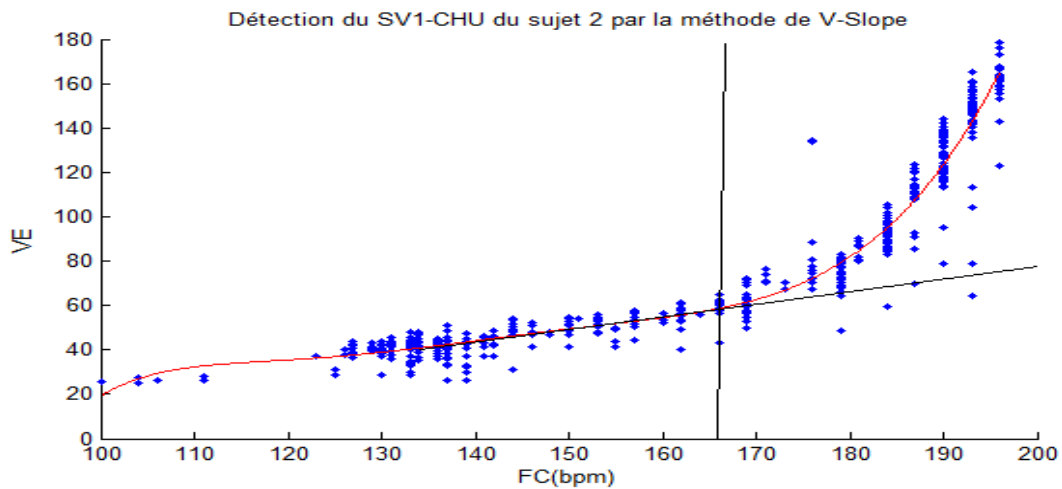


Figure 6 : Détection du SV1 du sujet 2 par la méthode de Wasserman, à partir de données du laboratoire

- Un code-epamp qui permet à partir des enregistrements de Medibyte de calculer les amplitudes des variations des circonférences thoracique et les fréquences respiratoires, afin d'identifier à quelle FC apparaît le SV1 (voir figure 7, voir annexe 1).

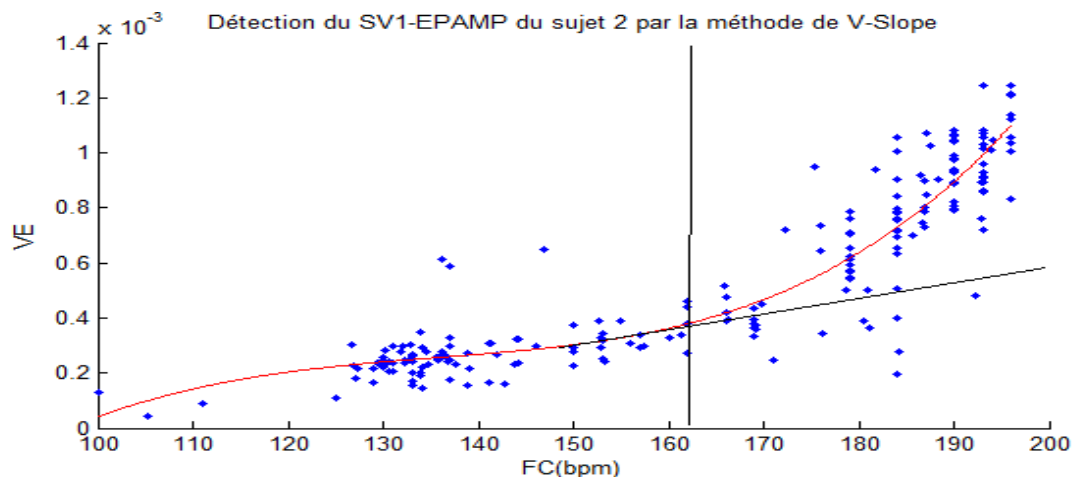


Figure 7 : Détection de SV1 du sujet 2 par la méthode de Wasserman à partir de résultat obtenu par le code-EPAMP

- Le code-IEE ou l'algorithme IEE permet de relire les enregistrements des variations de la cage thoracique et de la FC afin de déterminer à quelle FC se trouve le SV1, la FCmax, la FCmin, la FRmin, la FRmax et un indice de confiance de la fiabilité du

SV1 détecté, et d'exporter un fichier qui comporte ces 4 paramètres : le temps, la FR, la FC, la VE (voir figure 8).

L'algo-IEE est un script matlab, qui ne fonctionne qu'avec des fichiers.txt afin de détecter le SV1. Ainsi le SV1 se détermine à l'aide de deux approches différentes dont chaque approche correspond à une valeur de SV1.

La première valeur de SV1 s'identifie à partir d'une première approche qui correspond aux données représentatives de la ventilation par rapport à la fréquence cardiaque, où on note un point de déviation de la cinétique de la ventilation qui commence à augmenter plus rapidement que la fréquence cardiaque.

La deuxième valeur de SV1 s'identifie à partir d'une deuxième approche qui correspond aux données représentatives de la ventilation par rapport au temps, où on note un point de déviation de la cinétique de la ventilation qui commence à augmenter plus rapidement.

Ce SV1 a un indice de confiance qui donne une indication de l'exactitude et la fiabilité de la valeur de SV1 déterminée. Cet indice de confiance est basé sur deux critères :

- La facilité de la détermination du SV1, plus l'identification de seuil est facile, plus on note un indice de confiance élevé.
- La similitude entre le SV1 de la première approche et le SV1 de deuxième approche.

Ainsi la détermination du SV1, et également son indice de confiance se fait d'une manière périodique et automatique (exemple sur des intervalles entre 1 et 10 secondes) tout au long d'un effort physique.

Cette valeur au niveau du seuil représente le point d'intersection entre la pente de la ligne pré-SV1 et la pente de la ligne post-SV1 (VE vs FC ; VE vs Time). L'identification de ce point de rupture se fait par une régression linéaire multiple, donc l'identification du SV1 se caractérise par le rapport post-SV1/pre-SV1.

Plus ce rapport est important, plus la détermination du seuil est facile, et donc plus on note une similitude de la détermination du seuil par les deux approches, d'où un indice de confiance élevé qui garantit la fiabilité et l'exactitude de SV1

A la fin, la valeur de SV1 qui correspond à l'indice de confiance le plus élevé sera affichée sous forme de FC au SV1 avec d'autres paramètres qui sont les suivants : La FR et La FC.

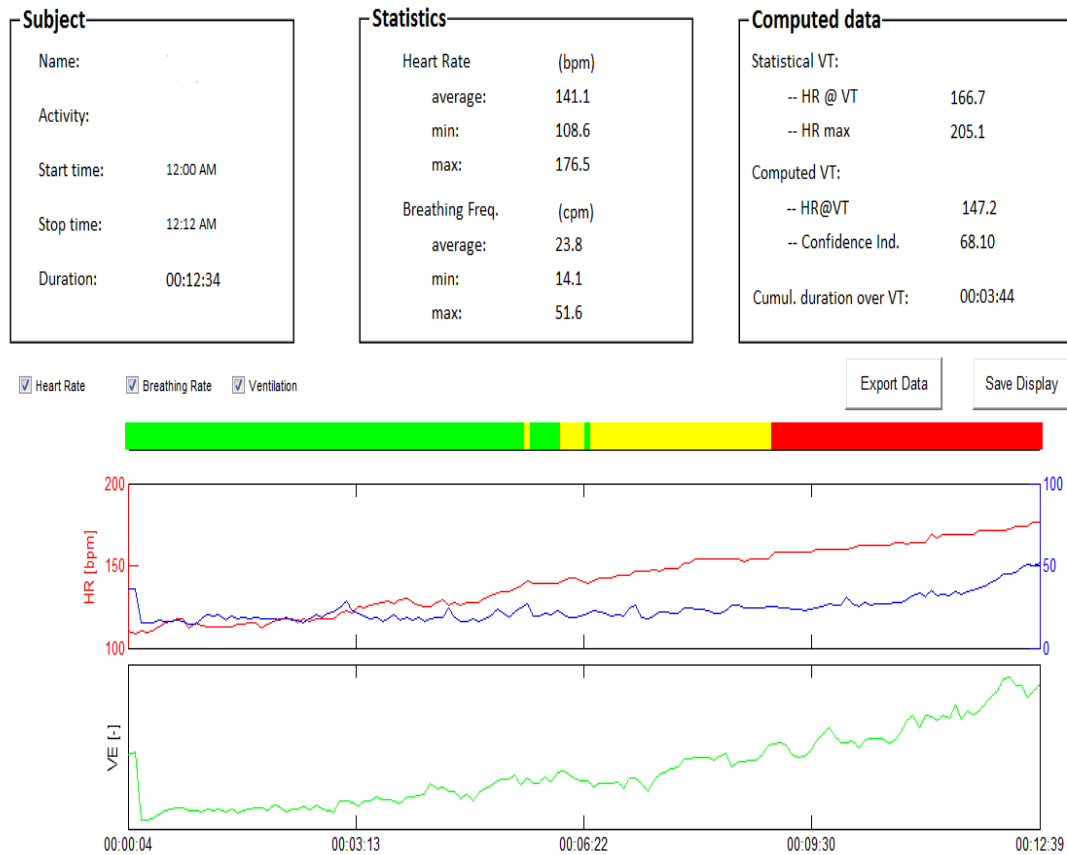


Figure 8 : Les résultats obtenus par l’algo-IEE

3.7. Variables dépendantes :

Les variables dépendantes dans cette étude sont :

- La fréquence respiratoire (FR-CHU) mesurée au laboratoire et la (FR-IEE) calculée par l’algo-IEE à partir de mesure de la variation thoracique par le bandeau.
- L’amplitude thoracique (AMP-IEE) calculée par un script matlab à partir de mesure de la variation thoracique par le bandeau.
- Le volume pulmonaire mesuré au laboratoire représente l’amplitude thoracique (AMP-CHU)
- La ventilation pulmonaire (VE-CHU) mesurée au laboratoire et les (VE-IEE) (VE-EPMP) calculées par l’algo-IEE et le code-EPAMP respectivement, à partir de mesure de la variation thoracique par le bandeau.
- La fréquence cardiaque (FC-CHU) mesurée au laboratoire et la (FC-IEE) mesurée par le medibyte.

- La FC au SV1 repérée au laboratoire et les FC au SV1 repérées par l'algo-IEE et le code-EPAMP.

3.8. Analyse statistique :

Il n'y a pas de test statistique dans cette étude vue que la population est trop petite.

Les résultats seront présentés sous forme des moyennes et des écarts types, et sous forme des graphiques.

IV. RESULTATS :

4.1. Valider la sensibilité de mesure de la ceinture thoracique :

4.1.1. Fréquence respiratoire :

La comparaison de deux méthodes de mesure de la FR pendant le test d'effort à partir de ceinture thoracique de IEE et à partir du pneumothacographe, nous permet de vérifier l'hypothèse suivante : Les fréquences respiratoires mesurées par le bandeau thoracique est valide par rapport aux fréquences respiratoires mesurées au laboratoire lors d'un test d'effort incrémental.

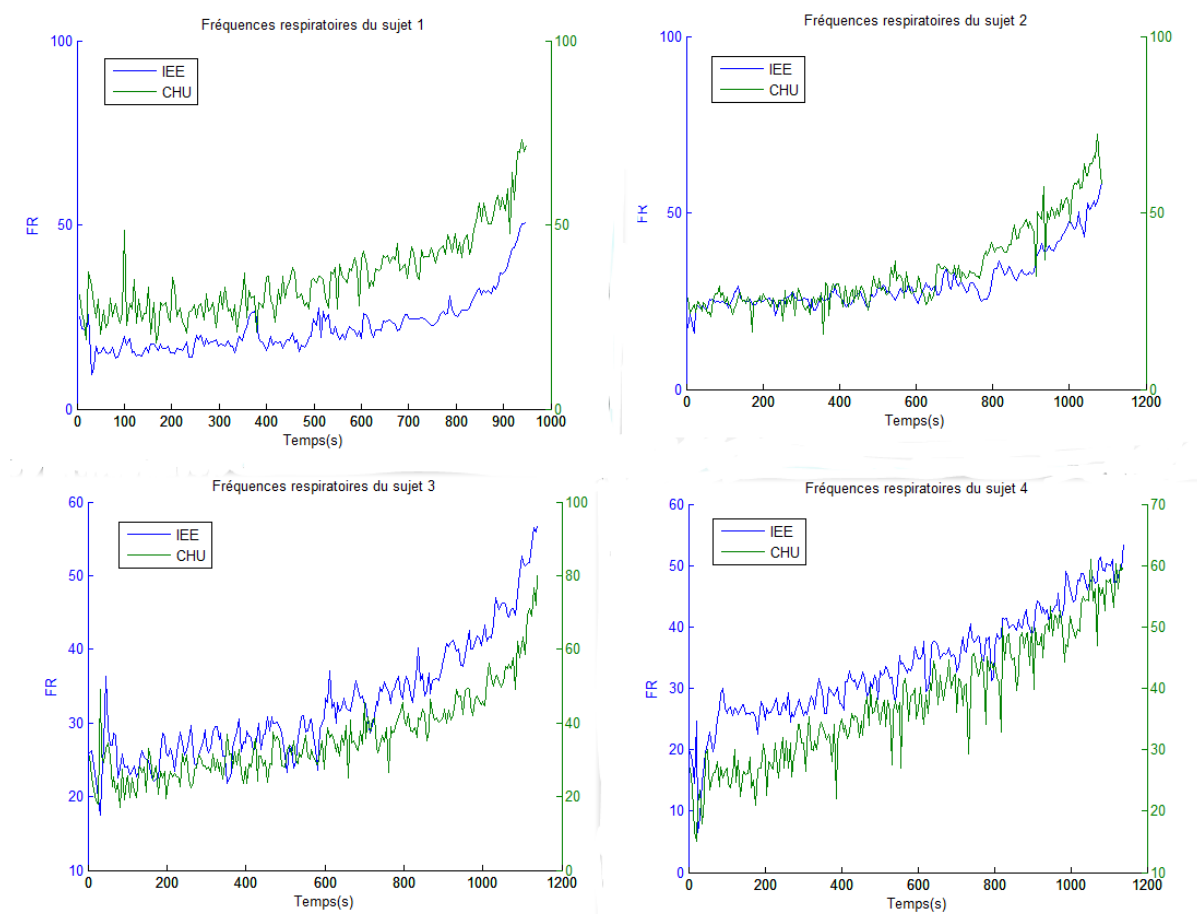


Figure 9 : Représentation graphique des courbes des fréquences respiratoire mesurées par la ceinture thoracique (FR-IEE) et mesurées par le pneumotachographe (FR-CHU)

D'après la figure 9, on remarque que les courbes des FR-IEE de tous les sujets ont une tendance d'augmenter de la même manière que les FR-CHU, autrement dit, on a une bonne évolution des FR-IEE qui est comparable à celles de CHU.

Par contre au niveau des valeurs de la FR-IEE, on note une différence remarquable par rapport à celles de CHU.

4.1.2. Amplitude thoracique:

La comparaison de deux méthodes de mesure des amplitudes des variations thoracique pendant le test d'effort à partir de ceinture thoracique de IEE et à partir du pneumothacographe, nous permet de vérifier l'hypothèse suivante : Les pourcentages de la variation de l'amplitude maximale mesurées par le bandeau thoracique sont valides par rapport aux pourcentages de la variation de l'amplitude maximale mesurées au laboratoire lors d'un test d'effort incrémental.

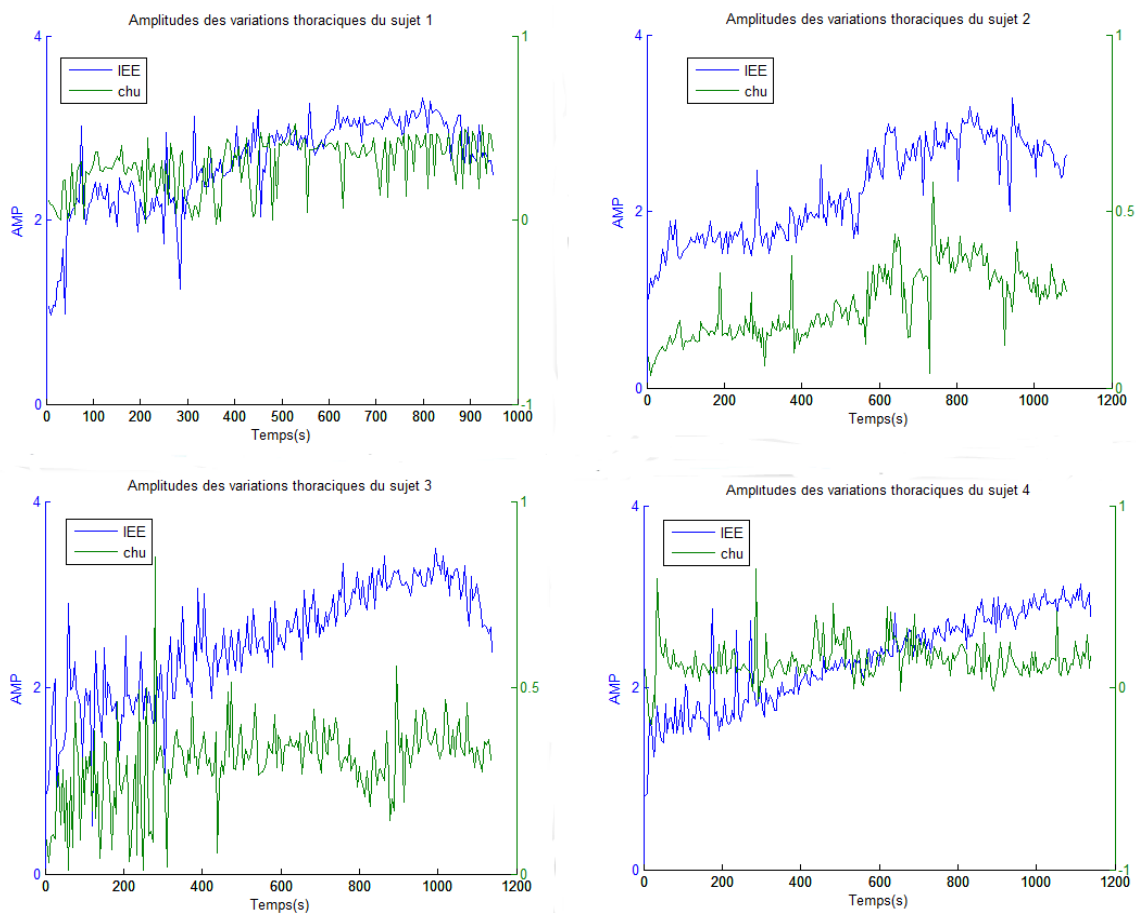


Figure 10 : Représentation graphique des courbes des amplitudes des variations thoraciques mesurées par la ceinture thoracique (AMP-IEE) et mesurées par le pneumotachographe (AMP-CHU)

D'après la figure 10, on remarque que seulement la courbe des AMP-IEE du sujet 2 a une bonne évolution des AMP-IEE qui est similaire à celles de CHU.

Pour les sujets 1, 3, et 4, on remarque que les courbes des AMP-IEE n'ont ni des valeurs comparables à celles de CHU, ni une tendance à évoluer de la même manière que les AMP-CHU.

4.2. Valider la détection du SV1 par l'algorithme IEE :

La comparaison de deux méthodes de détermination de la FC au SV1 grâce à l'algorithme IEE à partir des données mesurées par le bandeau thoracique et grâce au code-CHU à partir des données mesurées par le pneumotachographe, puis la comparaison de deux méthodes de détermination de la FC au SV1 grâce au code-CHU et grâce au code-EPAMP à partir des données mesurées par le bandeau thoracique, nous permettent de vérifier l'hypothèse suivante : La FC au SV1 (IEE) et la FC au SV1 (EPAMP) sont valides par rapport à la FC au SV1 (CHU) lors d'un test d'effort au laboratoire.

L'enregistrement de la FC est un bon signal seulement pour le sujet 1, sinon pour le reste de la population (sujet 2, 3, et 4), le signal ne reflète pas la FC (voir figure 11).

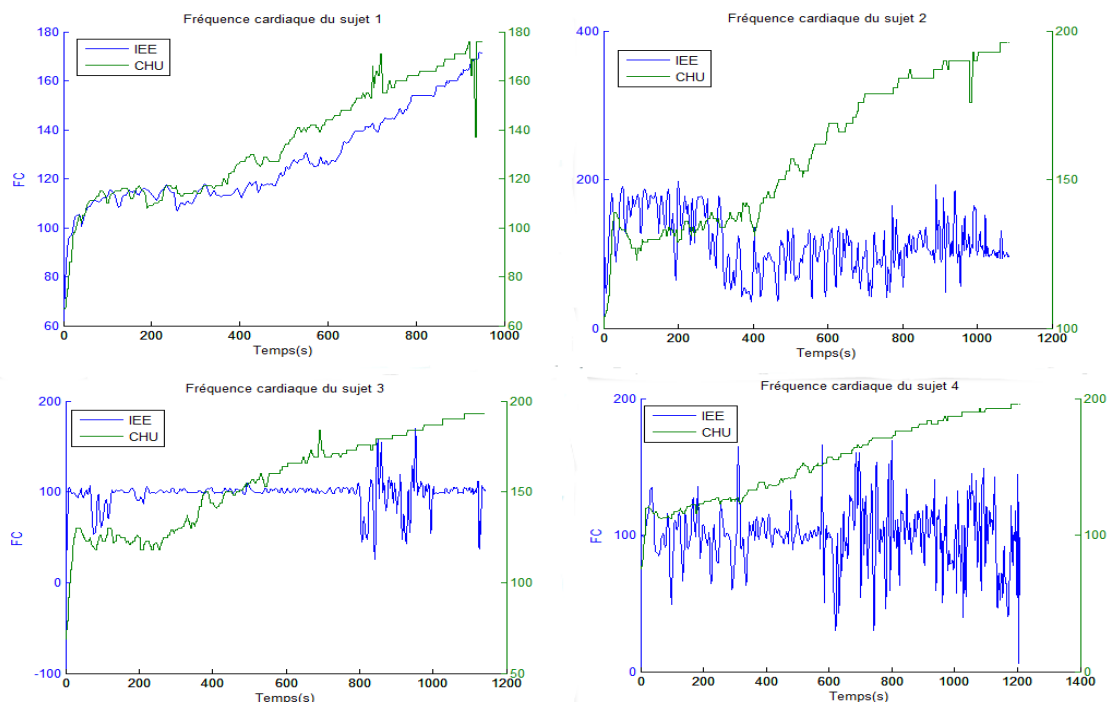


Figure 11: Représentation graphique de l'évolution de la FC (FC-IEE et FC-CHU) en fonction du temps lors d'un effort incrémental

Nous n'avons pu repérer automatiquement la FC au SV1 par l'algo-IEE uniquement pour le sujet 1 (figure 12). Pour les sujets 2 et 3, nous avons exprimé la ventilation pulmonaire (VE) (calculée à partir du produit de l'amplitude thoracique et la fréquence respiratoire mesurées

par le bandeau thoracique) en fonction de la FC mesurée au laboratoire afin d'identifier la FC au SV1 par la méthode de V-slope et la comparer à la FC au SV1 de laboratoire (figures 13 et 14). Par contre nous avons écarté le sujet 4 de cette hypothèse, parce que sa courbe de VE ne correspond pas à la ventilation pulmonaire mesurée au laboratoire, ni en valeurs, ni en terme d'évolution au cours du temps, on peut donc pas repérer sa FC au SV1 par la méthode de V-slope (voir figure 15).

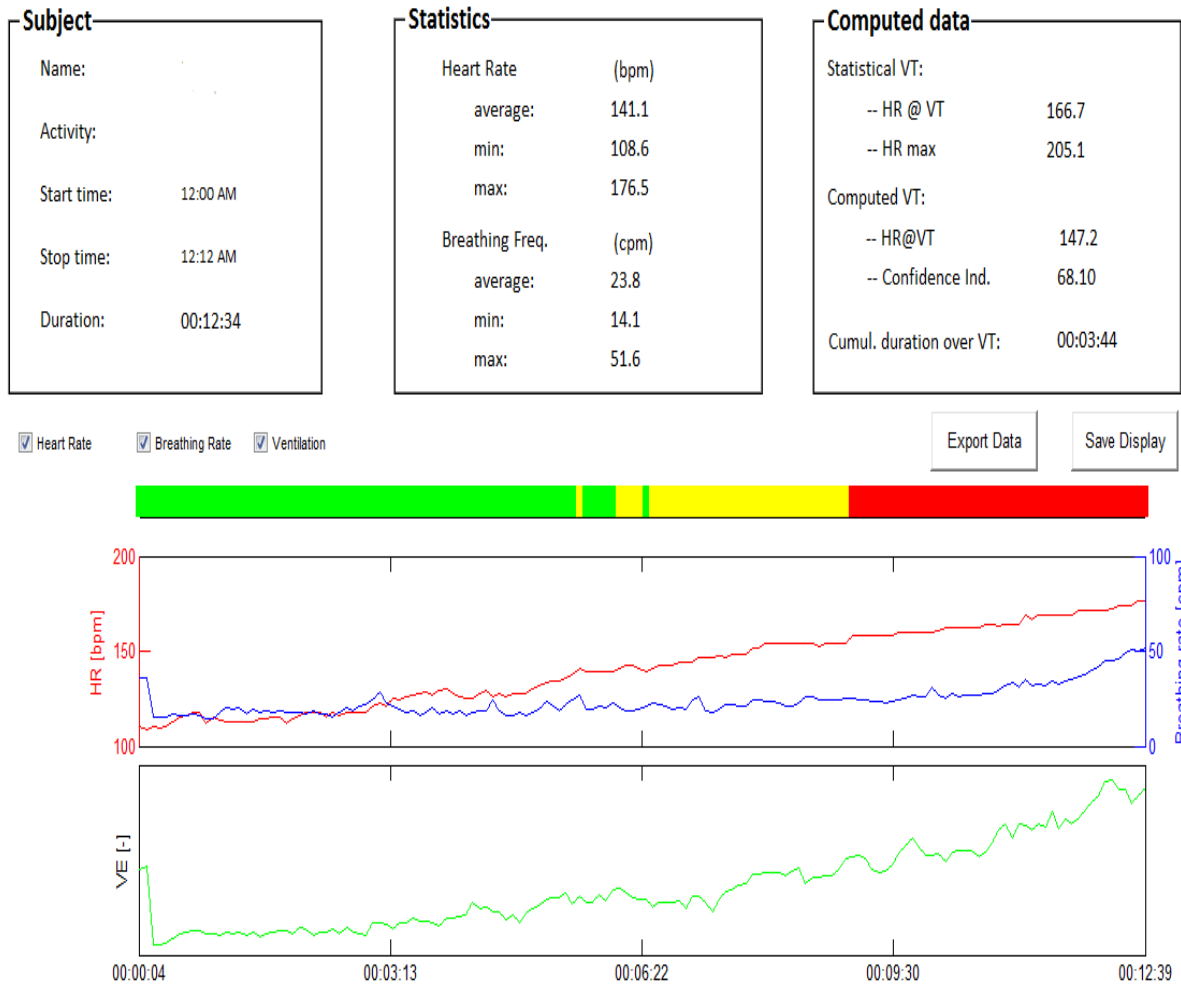


Figure 12 : Identification de la FC au SV1 de sujet 1 par l'algo-IEE

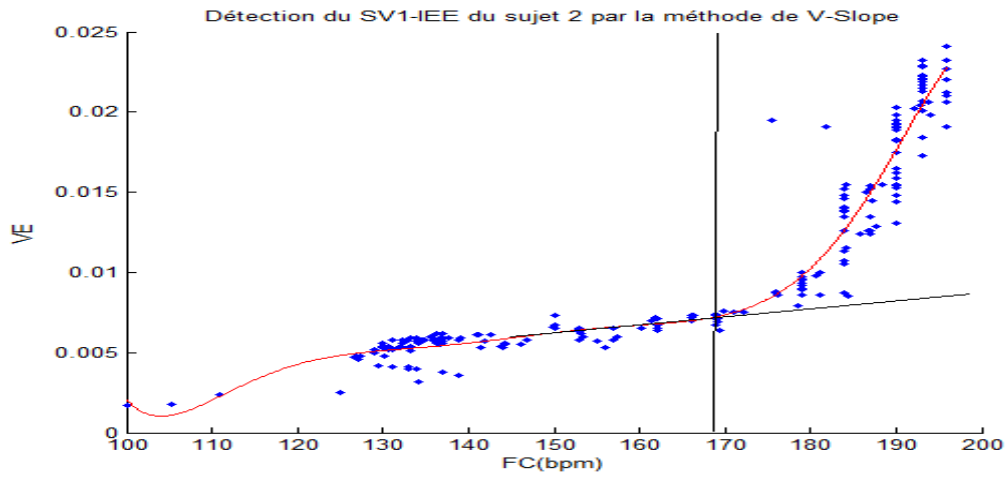


Figure 13 : Identification de la FC au SV1 de sujet 2 par la méthode de V-slope

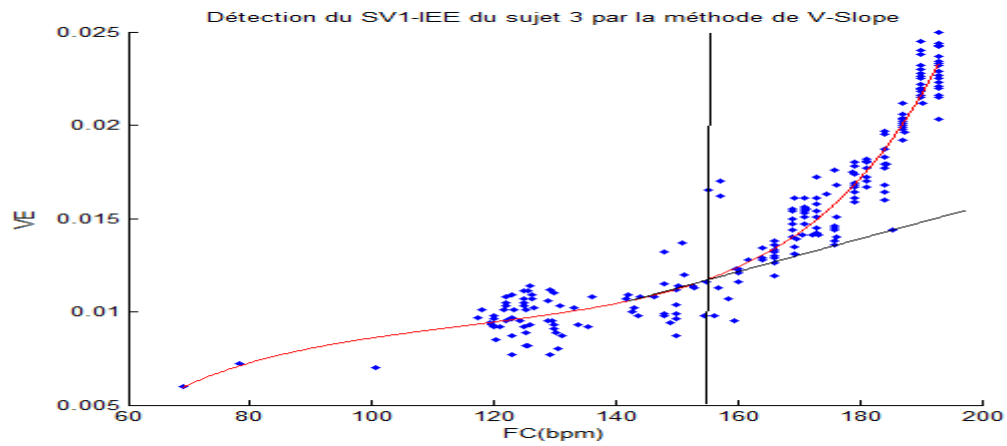


Figure 14 : Identification de la FC au SV1 de sujet 3 par la méthode de V-slope

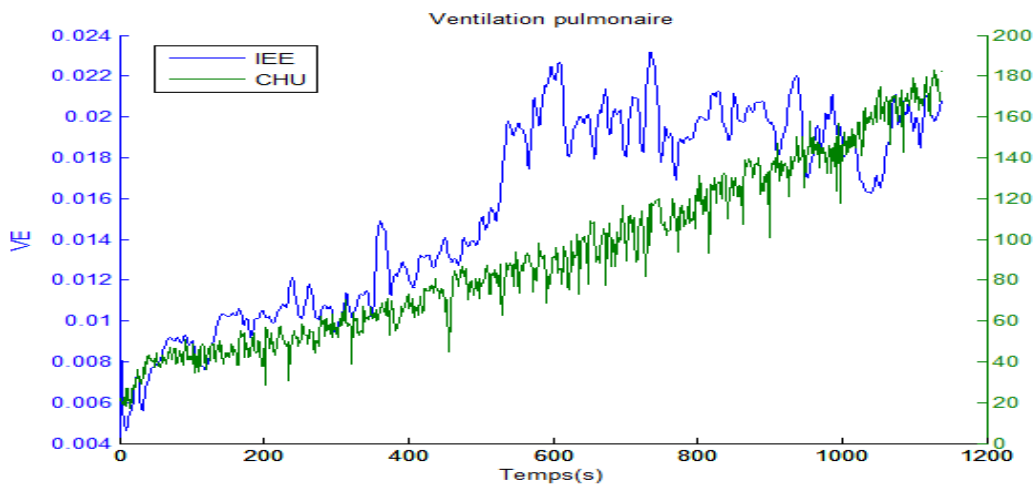


Figure 15: Représentation graphique de l'évolution de la VE (VE-IEE et VE-CHU) du sujet 4

Table 2 : Les FC au SV1 obtenues par les trois méthodes (IEE, EPAMP, et CHU)

FC au SV1 (bpm)			
sujets	IEE	CHU	EPAMP
Sujet 1	147	146	153
Sujet 2	169	166	162
Sujet 3	155	162	151
Sujet 4	-	-	-
Moy± SD	157±11	158±11	155±6

Les résultats de la détermination de la FC au SV1 obtenus par les trois méthodes sont présentés dans le tableau 2. La moyenne des FC au SV1-IEE (Moy± SD= 157±11) est légèrement inférieure à la moyenne des FC au SV1-CHU (Moy± SD= 158±11). Par contre la moyenne des FC au SV1-CHU (Moy± SD= 158±11) est légèrement supérieure à la moyenne des FC au SV1-EPAMP (Moy± SD= 155±6).

Ainsi, la différence entre la moyenne des FC au SV1-CHU et la moyenne des FC au SV1-IEE est plus grande que la différence entre celle des FC au SV1-CHU et celle des FC au SV1-EPAMP: SV1-CHU > SV1-IEE > SV1-EPAMP.

Cela nous permet de dire que l’algo-IEE et le code-EPAMP ont une tendance de sous-estimer la détermination de la FC au SV1 par rapport au code-CHU.

V. DISCUSSION :

La finalité de notre étude est de valider un nouvel outil portable qui permet de déterminer la fréquence cardiaque au premier seuil ventilatoire (SV1) afin que les athlètes et les sportifs puissent surveiller leur SV1, vu que l'équivalent du SV1 en fréquence cardiaque est la traduction la plus pratique pour le sportif et son entraîneur.

Cet outil qui est composé d'un bandeau élastique, qui a mesuré, à l'aide d'un module d'enregistrement Medibyte, les variations de circonférence de la cage thoracique et la fréquence cardiaque. Ces données ont été traitées par la suite par l'algorithme d'IEE (algo-IEE : scripte Matlab développé par la société) et le code-EPAMP (scripte Matlab développé par l'UFR STAPS de Nancy), afin d'identifier la FC qui correspond à l'apparition du SV1.

Au cours de notre recherche, quatre cyclistes ont réalisé un test d'effort incrémental sur ergo cycle, où la ventilation pulmonaire a été mesurée par un pneumotachographe. Cette dernière a été estimée à partir des mesures des variations thoraciques mesurées par le bandeau thoracique.

Notre objectif était d'évaluer la précision de la mesure des amplitudes des variations thoraciques et des fréquences respiratoires par le bandeau thoracique, ainsi que d'évaluer la précision de la détermination de la FC au SV1 par l'algorithme d'IEE et par le code-EPAMP afin de rendre cet outil, valide et fiable pour détecter le SV1.

En ce qui concerne les mesures de volume pulmonaire et la fréquence respiratoire par un outil portable, certaines études (Gastinger et al. 2010 ; McCool et al. 2002) ont démontré une bonne précision d'estimation de volume pulmonaire et de la fréquence respiratoire à partir des mesures des variations thoraciques et abdominales par un magnétomètre.

Pour notre étude, les résultats obtenus (voir figure 9) montrent bien une différence entre les FR-IEE et celles du CHU. On a remarqué que les valeurs des FR-IEE sont inférieures aux valeurs des FR-CHU. Par contre au niveau de l'évolution des FR-IEE en fonction du temps, on a noté une bonne évolution similaire aux FR-CHU. Ainsi, cela nous permet de dire qu'il est vrai que la ceinture thoracique mesure la FR au cours du temps. De plus cette FR mesurée augmente bien avec l'incrément de l'intensité de l'effort. Cependant ce bandeau rate à chaque palier quelques variations thoraciques, ce qui explique bien la bonne évolution des FR-IEE d'une part et la différence avec les FR-CHU d'autre part. Donc, on ne peut pas accepter la première hypothèse : les fréquences respiratoires mesurées par le bandeau thoracique ne sont pas valides

par rapport aux fréquences respiratoires mesurées au laboratoire lors d'un test d'effort incrémental.

De plus, les résultats obtenus (voir figure 10) montrent bien une différence entre les pourcentages de la variation de l'amplitude maximale mesurée par le bandeau thoracique et par celles du CHU pour tous les sujets. Par contre ces résultats montrent une bonne évolution des pourcentages de la variation de l'amplitude maximale mesurée par le bandeau thoracique par rapport à celles mesurées au laboratoire, seulement pour le sujet 2. Cette contradiction s'explique par la qualité du signal obtenu pour chaque sujet. En effet, le signal enregistré est un signal sinusoïdal, par conséquent, pour obtenir une bonne évolution des amplitudes des variations thoraciques qui seront comparable à celles de laboratoire, il faut que le signal soit non bruité, sans artéfacts et que les amplitudes de sinusoïde augmentent d'un palier à un autre en fonction de la difficulté de travail.

Avec le même signal, nous avons pu trouver une bonne évolution des FR-IEE pour tous les sujets, cette contradiction s'explique par la sensibilité aux influences des artéfacts et du niveau de bruit du signal. Ainsi, les amplitudes des variations thoraciques sont plus sensibles aux artéfacts que les fréquences respiratoires.

Donc, on ne peut pas accepter la deuxième hypothèse : Les pourcentages de la variation de l'amplitude maximale mesurée par le bandeau thoracique ne sont pas valides par rapport aux pourcentages de la variation de l'amplitude maximale mesurée au laboratoire lors d'un test d'effort incrémental.

En se basant sur les résultats obtenus (voir tableau 2 et voir les figures 12, 13, et 14), malgré la petite population qui est très limitée, et malgré que nous n'ayons pas récupéré la majorité des enregistrements de la FC, nous pouvons accepter seulement la troisième hypothèse, donc nous pouvons dire que la FC au SV1 (IEE) et la FC au SV1 (EPAMP) sont valides par rapport à la FC au SV1 (CHU) lors d'un test d'effort au laboratoire.

La moyenne des FC au SV1-IEE (Moy \pm SD= 157 \pm 11) est légèrement inférieure à la moyenne des FC au SV1-CHU (Moy \pm SD= 158 \pm 11). Par contre la moyenne des FC au SV1-CHU (Moy \pm SD= 158 \pm 11) est légèrement supérieure à la moyenne des FC au SV1-EPAMP (Moy \pm SD= 155 \pm 6). Ainsi, la différence entre la moyenne des FC au SV1-CHU et la moyenne des FC au SV1-IEE est plus grande que la différence entre celles des FC au SV1-CHU et celles des FC au SV1-EPAMP : SV1-CHU > SV1-IEE > SV1-EPAMP.

Cela nous permet de dire que l'algo-IEE et le code-EPAMP ont une tendance de sous-estimer légèrement la détermination de la FC au SV1 par rapport au code-CHU.

D'après les figures 16, 17, et 18, on remarque que les courbes des VE-IEE des sujets 1, 2, et 3, ont une tendance d'augmenter de la même manière que les VE-CHU, autrement dit, on a une bonne évolution des VE-IEE qui est comparable à celle de CHU, de plus au niveau du changement de pente, on remarque que les cassures des évolutions des VE-IEE sont similaires aux cassures des VE-CHU. Par contre au niveau des valeurs de la VE-IEE, on note une différence remarquable par rapport à celles de CHU. Malgré cette différence nous pouvons considérer qu'il y a une bonne précision de la détermination des FC au SV1 par l'algo-IEE et le code-EPAMP pour les sujets 1, 2, et 3, parce que ce qui compte pour valider la précision de la détermination des FC au SV1 c'est la tendance de l'évolution de la ventilation pulmonaire avec l'intensité de l'effort, ainsi que le moment de la cassure et de l'apparition de premier seuil ventilatoire qui devront être comparable à celles de CHU. Alors, la bonne précision de détermination des FC au SV1 par l'algo-IEE et le code-EPAMP devraient être valides pour une population plus grande.

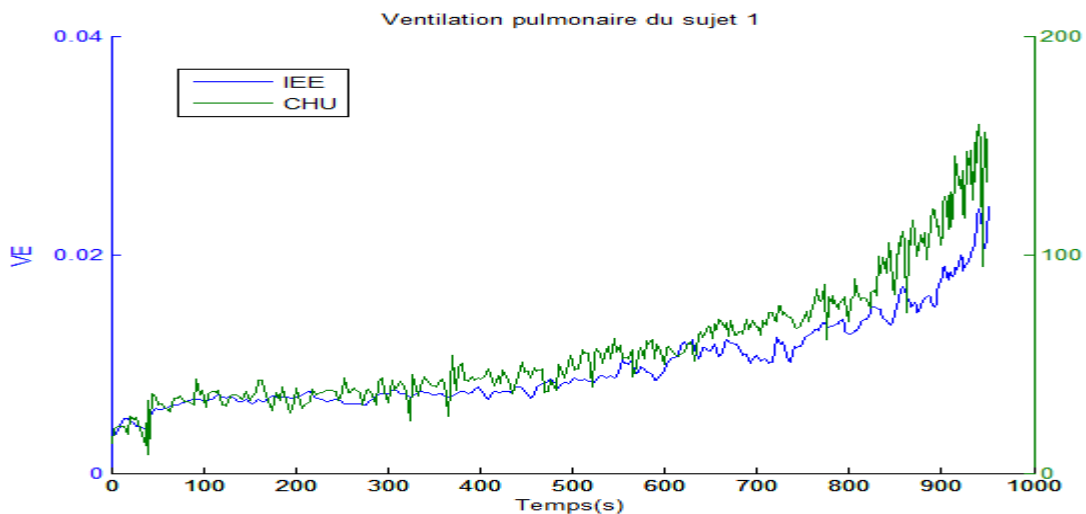


Figure 16 : Représentation graphique de l'évolution de la VE (VE-IEE et VE-CHU) du sujet 1

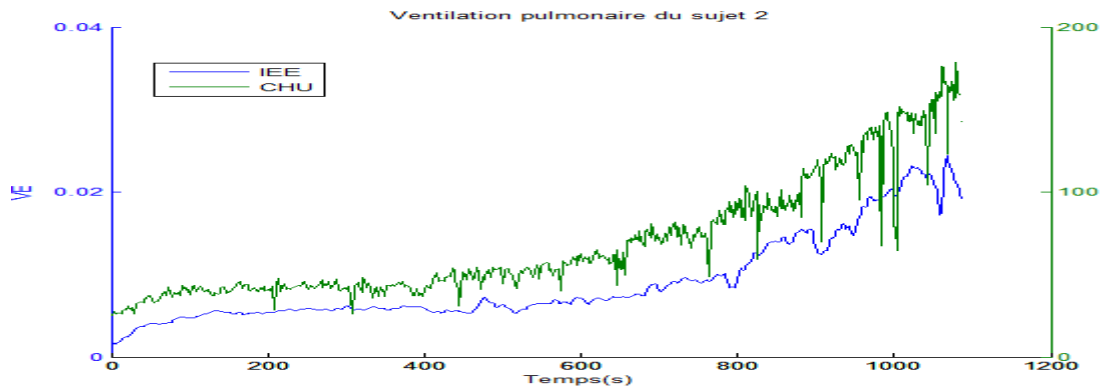


Figure 17 : Représentation graphique de l'évolution de la VE (VE-IEE et VE-CHU) du sujet 2

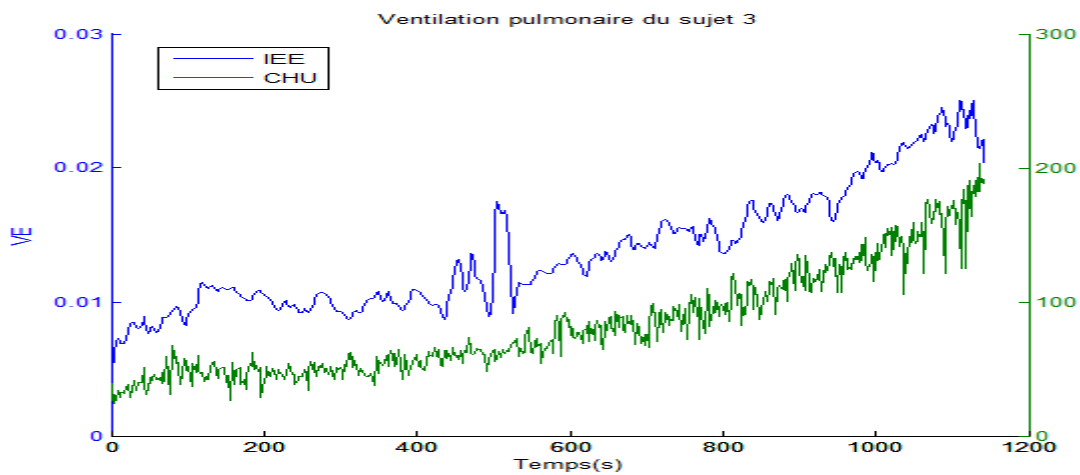


Figure 18 : Représentation graphique de l'évolution de la VE (VE-IEE et VE-CHU) du sujet 3

Nous remarquons que la population qui a participé à l'étude est une population jeune (22.7 ± 2.6 ans). Selon plusieurs études, la réponse ventilatoire varie avec l'âge, à cause des changements des propriétés élastiques du système respiratoire (Gibson et al. 1976; Turner et al. 1968 ; Mittman et al. 1965). En effet, plusieurs auteurs ont étudié l'influence de l'âge sur les réponses ventilatoires pendant un effort physique, ils ont constaté que la réponse ventilatoire est plus élevée chez les sujets les plus âgés (Brischetto et al 1984; De Vries & Adams, 1972; Mc Connel & Davies, 1992 ; Poulin et al., 1994).

De nombreuses études (Grimby & Sodderholm, 1962; Hanson et al, 1968 ; Montoye, 1982 ; Prioux et al 2000) ont constaté que l'équivalent respiratoire en oxygène atteint pendant un exercice maximal augmente avec l'âge. En outre, Johnson et Dempsey (1991) ont démontré que les sujets âgés présentaient une réponse ventilatoire supérieure à une demande métabolique

maximale donnée (Johnson & Dempsey, 1991); ainsi l'équivalent respiratoire en oxygène et l'équivalent respiratoire en CO₂ étaient élevés.

Les différences constatées entre les jeunes et les sujets âgés au niveau des réponses ventilatoires, nous permet de valider la précision de la détection du premier seuil ventilatoire pour différentes populations (jeunes, sédentaires, sportifs, personnes âgées).

VI. CONCLUSION ET PERSPECTIVES:

Ce nouvel outil, qui est composé par une ceinture thoracique et deux logiciels (algo-IEE et code-EPAMP), est considéré comme un outil portable non valide pour mesurer la fréquence respiratoire et les amplitudes des variations thoraciques par le bandeau thoracique, par contre il représente un outil valide pour détecter le SV1 pour les sujets 1, 2, et 3, pendant un effort incrémental au laboratoire, autrement dit, l'algo-IEE et le code-EPAMP sont deux logiciels valides pour repérer le SV1 pour ces trois sujets, et devrons être validés pour une population plus grande. Ce nouveau système qui est facile à porter, non invasif et pas coûteux, va être le premier appareil portable qui repère le SV1 à partir de la variation de la cage thoracique.

Si cet outil est maintenant capable de repérer le SV1 lors d'un effort incrémental de manière fiable au laboratoire, est-il capable de le repérer sur le terrain?

En ce qui concerne l'amélioration et le développement de cet outil, nous voyons qu'il faut trouver une ceinture avec un tissu plus extensible et plus sensible aux variations. De plus au niveau des boutons de fermeture du bandeau, il faut qu'ils soient faciles à fermer pour qu'il soit bien serrer sur le thorax du sujet, et afin d'avoir une bonne sensibilité aux variations thoraciques.

Nous avons évoqué précédemment que la ceinture mesure la fréquence cardiaque. Il serait envisageable d'utiliser un autre paramètre tel que la variabilité de la fréquence cardiaque (Cottin et al., 2003 ; Cottin et al., 2006), afin de rendre cet outil plus fiable et l'utiliser dans d'autres applications comme la détection de la fatigue de notre sportif et savoir son état de forme et ses périodes de récupération et de surentrainement (voir annexe 2).

Cet outil portable pourrait être un dispositif multifonctions fiable, après avoir trouver une solution pour les problèmes des mesures par la ceinture thoracique, ainsi il pourrait :

- Estimer la ventilation pulmonaire d'une manière fiable
- Estimer la dépense énergétique à partir de la ventilation (Gastinger et al. 2010)

- Repérer le SV1 à partir de l'évolution de la VE et de la variabilité de la fréquence cardiaque
- Détecter la fatigue

VII. BIBLIOGRAPHIE :

Ahmaidi, S., Hardy, JM., Varray, A., Collomp, K., Mercier, J., Prefaut, C. (1993). Respiratory gas exchange indices used to detect the blood lactate accumulation threshold during an incremental exercise test in young athletes. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 66, 31–36.

Asok, K, G. (2004). Anaerobic Threshold: Its Concept and Role in Endurance Sport. Malaysian. *Journal of Medical Sciences*, 11(1), 24-36.

Aunola, S., & Rusko, H. (1984). Reproducibility of aerobic and anaerobic thresholds in 20–50 year old men. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 53 (3), 260-266.

Aunola, S., & Ruskob, H. (1992). Does anaerobic threshold correlate with maximal lactate steady-state? *Journal of Sports Sciences*, 10 (4), 309-323. Doi: 10.1080/02640419208729931

Banzett, R.B., Mahan, S.T., Garner, D.M., Brughera, A., & Loring SH. (1995). A simple and reliable method to calibrate respiratory magnetometers and Resptrace. *Journal of Applied Physiology*. 79 , 2169-76

Beaver, W. L., Wasserman, K., & Whipp, B. J. (1986). A new method for detecting anaerobic threshold by gas exchange. *Journal of Applied Physiology*, 60, 2020-2027

Binder, R. K., Wonisch, M., Corra, U., Cohen-Solal, A., Vanhees, L., Saner, H., Schmid, J. P. (2008). Methodological approach to the first and second lactate threshold in incremental cardiopulmonary exercise testing. *European Journal of Cardiovascular Prevention & Rehabilitation*, 15, 726-734, doi: 10.1097/HJR.0b013e328304fed4.

Blanc-Gras, N, Estève, F., Baconnier, P, & Benchetrit, G. (1995). VISURESP: A new device for pulmonary rehabilitation based on visual feedback. *Biological Psychology*. 41, 85-86.

Brischetto, M.J., Millman, R.P., Peterson, D.D., Silage, D.A., & Pack, A.I. (1984) Effect of aging on ventilatory response to exercise and CO₂. *Journal of Applied Physiology*, 56:1143–1150

Brooks, G. A. (1985). Anaerobic threshold: review of the concept and directions for future research. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 17, 22–34

Brooks, G. A., Mercier, J. (1994). Balance of carbohydrate and lipid utilization during exercise: the "crossover" concept. *Journal of Applied Physiology*, 76, 2253-2261.

Cottin, F., Leprêtre, P.M., Lopes, P., Papelier, Y., Médigue, C., Billat, V.L. (2006). Assessment of ventilatory thresholds from heart rate variability in well-trained subjects during cycling. *International Journal of Sports Medicine*, 27, 959-967.

Cottin, F., Médigue, C., Leprêtre, P.M., Papelier, Y., Koralsztein, J.P., Billat, V. (2003). Heart rate variability during exercise performed below and above ventilatory threshold. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36, 594-600.

De Vries, H.A., & Adams, G.M. (1972) Comparison of exercise responses in old and young men. II. Ventilatory mechanics. *Journal of Gerontol* 27, 349–352

Faria, E. W., Parker, D. L., & Faria, I. E. (2005). The science of cycling: physiology and training - part 1. *Sports Medicine*, 35, 285-312.

Fiamma, M.N., Samara, Z., Baconnier, P., Similowski, T., & Straus, C. (2007). Respiratory inductive plethysmography to assess respiratory variability and complexity in humans. *Respiratory physiology & neurobiology journal*, 15, 234-239.

Gastinger, S., Sefati, H., Nicolas, G., Sorel, A., Gratas-Delamarche, A., Prioux, J. (2010). Estimates of ventilation from measurements of rib cage and abdominal distances: a portable device. *European Journal of Applied Physiology*, 109, 1179-1189, doi: 10.1007/s00421-010-1463-1.

Gibson, G.J., Pride, N.B., O’Cain, C., & Quagliato, R. (1976) Sex and age differences in pulmonary mechanics in normal nonsmoking subjects. *Journal of Applied Physiology*, 41, 20–25

Grimby, G., & Sodderholm, B. (1962) Energy expenditure of men in different age groups during level walking and bicycle ergometry. *scandinavian journal of clinical & laboratory investigation*, 14, 321–328

Hanson, J.S., Tabakin, B.S., Levy, A.M., & Hill, D.B. (1968) Comparative exercise-cardiorespiratory performance of normal men in the third, fourth and fifth decades of life. *Circulation*, 37:345–360

Heck, H., Mader, A., Hess, G., Mucke, S., Muller, R., & Hollmann, W. (1985). Justification of the 4-mmol/l lactate threshold. *Int J Sports Med*, 6, 117–130.

Johnson, B.D., & Dempsey, J.A. (1991) Demand vs. capacity in the aging pulmonary system. *exercise sport science reviews journal*, 19:171–210

Jones, A., & Doust, J. (1998). Assessment of the lactate and ventilatory thresholds by breathing frequency in runners. *Journal of Sports Sciences*, 16, 667-675.

Kindermann, W., Simon, G., & Keul, J. (1979). The significance of the aerobic–anaerobic transition for the determination of work load intensities during endurance training. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 42, 25–34.

Kuntzer, T. (2011). Myopathies révélées par l'activité physique: quelles investigations ? *Sport medizine und Sport traumatologie*, 59, 27–33.

Lafortuna, C.L., & Passerini, L. (1995). A new instrument for the measurement of rib cage and abdomen circumference variation in respiration at rest and during exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 71, 259-265.

Mc Connel, A.K., & Davies, C.T.M. (1992) A comparison of the ventilatory responses to exercise of elderly and younger humans. *Journal of Gerontology*, 47:B137–B141

McCool, F.D., Wang, J., & Ebi, K.L. (2002). Tidal volume and respiratory timing derived from a portable ventilation monitor. *Chest*, 122, 684-691.

McLellan TM (1985). Ventilatory and plasma lactate response with different exercise protocols: a comparison of methods. *international journal sports medicine*, 6,30–35

Mead, J., Peterson, N., Grimby, G., & Mead, J. (1967). Pulmonary ventilation measured from body surface movements. *Science* ; 156, 1383-4

Meyer, T., Lucia, A., Earnest, CP., Kindermann, W. (2005). A conceptual framework for performance diagnosis and training prescription from submaximal gas exchange parameters— theory and application. *international journal sports medicine*, 26 (Suppl 1), S38–S48

Mittman, C., Edelman, N.H., Norris, A.H., & Shock, N.W. (1965) Relationship between chest wall and pulmonary compliance and age. *Journal of Applied Physiology*, 20:1211–1216

Montoye, H.J. (1982) Age and oxygen utilization during submaximal treadmill exercise in males. *Journal of Gerontology* 37:396–402

Moreau-Gaudry,A., Sabil, A., Benchetrit, G., Franco, & A. (2005). Use of respiratory inductance plethysmography for detecting and analyzing swallowing in the elderly. *Dysphagia*. 20, 297-302.

Morton, R.H., Stannard, S.R., & Kay, B. (2012). Low reproducibility of many lactate markers during incremental cycle exercise. *British Journal of Sports Medicine*, 46, 64-69, doi: 10.1136/bjism.2010.076380.

Nabetani, T., Ueda, T., &Teramoto, K. (2002). Measurement of ventilatory threshold by respiratory frequency. *Perceptual & Motor Skills*, 94, 851-9.

Neary, P. J., MacDougall, J. D., Bachus, R., &Wenger, H. A. (1985). The relationship between lactate and ventilatory thresholds: coincidental or cause and effect? *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 54 (1), 104-108.

Orr, GW., Green, HJ., Hughson, RL., Bennett, GW (1982). A computer linear regression model to determine ventilatory anaerobic threshold. *Journal of Applied Physiology*, 52,1349–1352.

Péronnet, F., & Aguilaniu, B. (2012). Pulmonary and alveolar ventilation, gas exchanges and arterial blood gases during ramp exercise. *29*, 1017-1034.

Poulin, M.J., Cunningham, D.A., Paterson, D.H., Rechnitzer, P.A., Ecclestone, N.A., & Koval, J.J. (1994) Ventilatory response to exercise in men and women aged 55 to 86 years of age. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. 149, 408–415

Prioux, J., Ramonatxo, M., Hayot, M., Mucci, P., & Pre´faut, C. (2000) Effect of ageing on the ventilatory response and lactate kinetics during incremental exercise in man. *European Journal of Applied Physiology*, 81, 100–107

Reybrouck, T., Ghesquiere, J., Cattaert, A., Fagard, R., & Amery, A. (1983). Ventilation thresholds during short and long term exercise. *Journal of Applied Physiology*, 55, 1694-1701.

Ringel, E.R., Loring, S.H., McFadden, E.R.Jr., & Ingram RH, Jr. (1983). Chest wall configurational changes before and during acute obstructive episodes in asthma. *American Review of Respiratory Disease*. 128, 607-10

Robertson, C. H. J., Bradley, M. E., & Homer, L. D. (1980). Comparison of two- and four-magnetometer methods of measuring ventilation. *Journal of applied physiology: respiratory, environmental and exercise physiology*, 49, 355-362.

Roecker, K., Schotte, O., Neiss, A. M., Horstmann, T., & Dickhuth, H. H. (1998). Predinting competition performance in long-distance running by means of a treadmill test. *medicine & science in sports & exercise*, 30, 1552-1557.

Saltin, B., & Astrand, P. O. (1967). Maximal oxygen uptake in athletes. *Journal of Applied Physiology*, 23, 353-358.

Sancheti, A., White, MD. (2006). Reproducibility of relationships between human ventilation, its components and oesophageal temperature during incremental exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 96(5),495-504

Simoes, R. P., Simoes, V. C., Mendes R. G., Archiza, B., Dos Santos, D. A., Bonjorno, J. C., De Oliveira, C. R., Catai, A. M., Arena, R., & Borghi-Silva, A. (2014). Identification of anaerobic threshold by analysis of heart rate variability during discontinuous dynamic and resistance exercise protocols in healthy older men. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 34, 98-108.

Simon, J., Young, J.L., Gutin, B., Blood, D. K., & Case, R. B. (1983). Lactate accumulation relative to the anaerobic and respiratory compensation thresholds. *Journal of applied Physiology*, 54(1), 13-17.

Simonton, C.A., Higginbotham, M.B., Cobb, F.R. (1988). The ventilatory threshold: quantitative analysis of reproducibility and relation to arterial lactate concentration in normal subjects and in patients with chronic congestive heart failure. *American Journal of Cardiology*, 62, 100-107.

Sjodin, B., & Jacobs, I. (1981). Onset of blood lactate accumulation and marathon running performance. *International Journal of Sports Medicine*, 2, 23-26.

Sjodin, B., Jacobs, I., & Swendenhag, I. (1982). Changes in onset of blood lactate accumulation (OBLA) and muscle enzymes after training at OBLA. *European journal of applied Physiology*, 49, 45-57.

Skinner, J. S., & McLellan, T. H. (1980). The transition from aerobic to anaerobic metabolism. *research quarterly for exercise and sport*, 51, 234-248.

Stegmann, H., Kindermann, W., & Schnabel, A. (1981). Lactate kinetics and individual anaerobic threshold. *International Journal of Sports Medicine*, 2, 160-165.

Svedahl, K., & MacIntosh, B.R. (2003). Anaerobic threshold: the concept and methods of measurement. *Can J Appl Physiol*, 28(2), 299-323.

Turner, J.M., Mead, J., & Wohl, M.E. (1968) Elasticity of human lungs in relation to age. *J Appl Physiol*. 25, 664-671

Wasserman, K., & McIlroy, M. B. (1964). Detecting the threshold of anaerobic metabolism in cardiac patients during exercise. *American Journal of Cardiology*. 14, 844–852.

Wasserman, K., Whipp, B.J., Koysl, S.N., & Beaver, W.L. (1973). Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. *Journal of Applied Physiology*. 35, 236-243.

Wasserman, K., & Whipp, B. J. (1975). Exercise physiology in health and disease. *American review of respiratory disease*. 112, 219-249.

Wasserman, K., Beaver, W.L., & Whipp, B.J. (1990). Gas exchange theory and the lactic acidosis (anaerobic) threshold. 81, 14-30.

Witt, J.D., Fisher, J.R., Guenette, J.A., Cheong, K.A., Wilson, B.J., & Sheel, A.W. (2006). Measurement of exercise ventilation by a portable respiratory inductive plethysmograph. *Respiratory Physiology & Neurobiology*. 154, 389-395.

VIII. ANNEXES :

ANNEXE A

```
%faire le graphique de signal brut
plot(raw_belt)
%couper la parite du signal qui correspond au test d'effort
x=round(ginput(2));
chest=raw_belt(1,x(1,1):x(2,1));

%mettre le signal autour de zero
chest=detrend(chest);

%filtrer le signal avec un filtre butter low d'ordre4, d'une
fréquence de coupe = a= 1 :0.1 :2
cutoff=a;
[b,a]= butter(4,cutoff/(22.22/2),'low');
chest_filtre=filtfilt(b/2,a/2,chest);

% calculer l'amplitude des variations thoraciques tout au long de
l'effort
[amp1,location1]=findpeaks(chest_filtre,'MinPeakProminence',0.04);
[amp2,location2]=findpeaks(chest_filtre,'MinPeakProminence',0.04);
amp2=amp2*(-1);

plot(chest_filtre) hold on,scatter(location1,amp1,'or'),hold on
scatter(location2,amp2,'or'),hold off
index=sort([location1 location2],'ascend');

for i=1:length(index)
ranger(:,i)=find(index(:,i)==all1(2,:));
end

clear i
AMP=all1(1,ranger);
clear ranger all

for i=1:length(AMP)-1
if AMP(1,i+1)>AMP(1,i)
if AMP (1,i)<0
AMPV(:,i)=AMP(1,i+1)+abs(AMP(1,i));
else
AMPV(:,i)=AMP(1,i+1)-AMP(1,i);
end
else AMPV(:,i)=0;
end
end

clear i

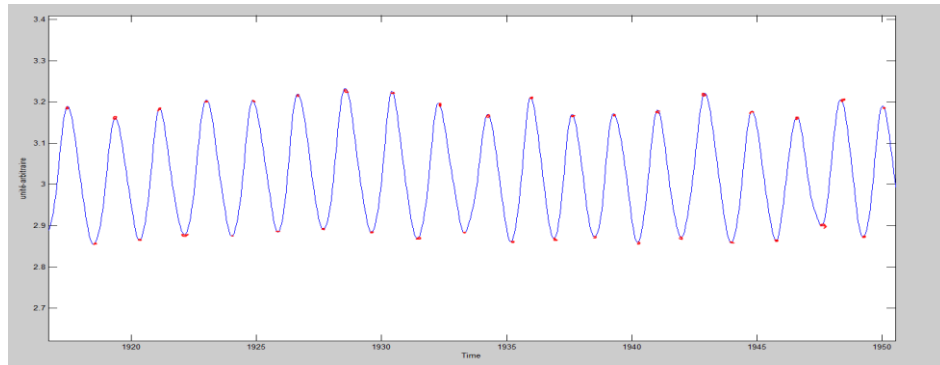
subplot(2,1,1)

plot(chest_filtre),hold on,scatter(location1,amp1,'or'),hold on
scatter(location2,amp2,'or'),hold off
subplot(2,1,2),plot(AMPV)

[pks,locs] = findpeaks(AMPV)

Pks=amp
```

Plot (amp)

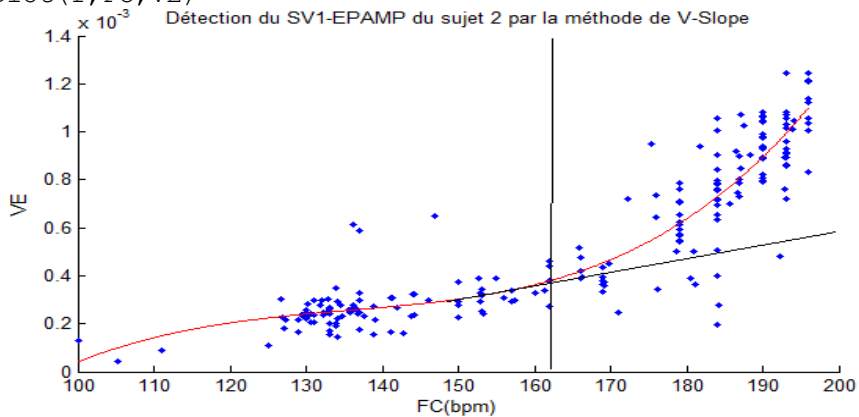


```
%calculer la fréquence respiratoire et la moyenne des amplitudes
thoraciques de chaque palier
[pks,locs] = findpeaks(yy)
plot(yy),hold on,scatter(locs,pks,'or'), hold off
for i=1:length(locs)
F(i,:)= locs(i+1,:)-locs(i,:)
end
T=1./F
Plot(T)
```

```
%Calculer la ventilation pulmonaire
VE= T.*amp
```

```
%faire le plot de la ventilation pulmonaire en fonction de la
Fréquence cardiaque et utiliser la fonction polynomial afin d'être
claire et facile la détection visuel de seuil ventilatoire 1 en
s'appyant sur la méthode de v-slope.
```

```
f = fit(FC,VE,'poly6')
plot(f,FC,VE)
```

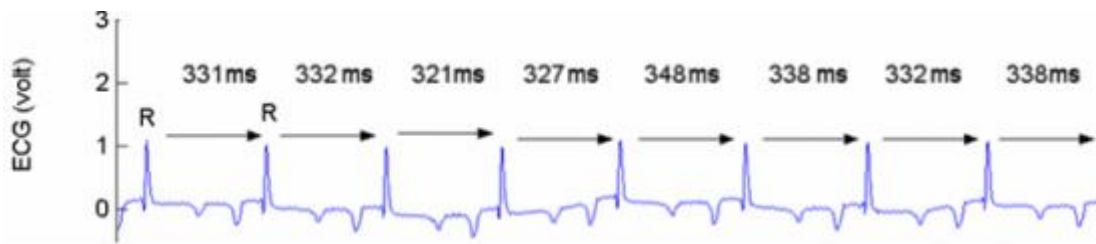


ANNEXE B

Dans la littérature, La variabilité de la fréquence cardiaque (VFC) est la variation de l'intervalle R-R qui correspond à l'écart en millisecondes entre chaque battement cardiaque : c'est la variabilité en millisecondes de ces écarts.

L'objectif de la mesure de la VFC est de mesurer l'amplitude des fluctuations de la fréquence cardiaque d'un battement de cœur à l'autre. Plus précisément, la finalité est de mesurer l'intervalle de temps R-R entre chaque battement dans une période de temps donnée.

La régulation de la VFC se fait par le système nerveux autonome (SNA) : Le système nerveux sympathique (SNS) représente le centre cardio-stimulateur alors que le système nerveux parasympathique (SNP) représente le centre cardio-modérateur. Elle reflète donc la capacité du cœur à moduler son rythme en fonction des sollicitations externes et internes.



Selon la littérature, les paramètres de mesure de la VFC sont de deux types : temporels et fréquentiels.

Les paramètres temporels sont les suivants :

- le SDNN (déviation standard de l'intervalle R-R sur toute la période d'enregistrement, standard deviation of all NN intervals) qui renseigne sur la variabilité globale ;
- le RMSSD (the squared root of the mean of the sum of the squares of differences between adjacent NN intervals) est la racine carrée des différences au carré des intervalles R-R successive. Cet indice reflète la variabilité de haute fréquence principalement d'origine parasympathique, modulée par la respiration.
- le pNN50 (proportion of number of adjacent NN intervals differing by more than 50 ms) reflète le pourcentage d'intervalles R-R pour lesquels il y a une différence de plus de 50 ms du précédent intervalle R-R. Cet indice reflète aussi la variabilité de haute fréquence, d'origine parasympathique qui est principalement modulée par la respiration.

Les paramètres spectraux sont les suivants :

- les basses fréquences (LF, entre 0,04 Hz et 0,15 Hz) traduiraient principalement l'activité sympathique
- les hautes fréquences (HF, entre 0,15 et 0,40 Hz) elles sont un indicateur de l'activité parasympathique.

-la puissance totale (TP, <0,4 Hz) est définie comme la variance de tous les intervalles N-N

Il a été démontré que lors d'un test d'effort incrémenté, l'altération des indices de la VFC sont différents au repos et à l'effort lors d'un effort modéré en dessous de SV1, les indices de la VFC de ce dernier sont plus élevés que ceux d'un exercice intense au-dessus de SV1 (Cottin & al., 2003 ; Cottin & al., 2006).

Lors d'un effort incrémenté, les paramètres spectraux et temporels de la VFC sont des indices importants pour identifier et repérer le SV1. Parmi ces paramètres spectraux ; l'indice le plus important pour détecter le SV1 est le quotient LF/HF (Cottin & al., 2003 ; Cottin & al., 2006)

Pour les indices temporels, la valeur RMSSD est considérée comme une valeur très importante pour expliquer l'altération de la VFC pendant un effort physique. Elle représente un très bon indice aussi pour repérer le SV1. (Simoès & al., 2013)

Détection du premier seuil ventilatoire par un outil portable

UNIVERSITE DE LORRAINE

juin 2016

{Ventilation pulmonaire, premier seuil ventilatoire, fréquence cardiaque, ceinture thoracique, Algorithme}

{L'objectif de cette étude est d'évaluer la précision de la mesure des amplitudes des variations thoraciques et des fréquences respiratoires par un bandeau thoracique, ainsi que d'évaluer la précision de la détermination de la FC au SV1 par l'algorithme d'IEE et par le code-EPAMP afin de rendre cet outil, qui est composé par le bandeau thoracique et les deux logiciels (algo-IEE et code-EPAMP), valide et fiable. Quatre cyclistes ($22,75 \pm 2.6$ ans, $72,475 \pm 3,475$ Kg) ont réalisé un test d'effort incrémental sur ergo cycle, où la ventilation pulmonaire a été mesurée par un pneumotachographe. Cette dernière a été estimée à partir des mesures des variations thoraciques mesurées par le bandeau thoracique. Il n'y a pas des tests statistiques dans cette étude vue que la population est trop petite. Les résultats ont été présentés sous forme des moyennes et des écarts types, et sous forme des graphiques. Il y a une différence entre Les FR-IEE et les FR-CHU pour tous les sujets. Il y a une différence aussi entre les AMP-IEE et les AMP-CHU pour tous les sujets. La FC au SV1 (IEE) et la FC au SV1 (EPAMP) sont légèrement différents de celle de CHU seulement pour les sujets 1, 2, et 3. En s'appuyant sur ces résultats, cet outil est considéré comme un outil portable non valide pour mesurer la fréquence respiratoire et les amplitudes des variations thoraciques par le bandeau thoracique, par contre il représente un outil valide pour détecter le SV1 pour les sujets 1, 2, et 3, pendant un effort incrémental au laboratoire}

{Pulmonary ventilation, first ventilatory threshold, heart rate, chest belt, Algorithme}

{The objective of this study is to estimate the precision of the measure of the amplitudes of the thoracic variations and the respiratory frequencies by a thoracic headband, as well as to estimate the precision of the determination of the FC at the SV1 by the algorithm of IEE and by the code - EPAMP to return this tool, which consists by the thoracic headband and both software (algo-IEE and code - EPAMP), valid and reliable. Four cyclists ($22,75 \pm 2.6$ years, $72,475 \pm 3,475$ kg) realized a test of incremental effort on ergocycle, where the lung ventilation was measured by a pneumo tachographe. The latter was estimated from the measures of the thoracic variations measured by the thoracic headband. There are no statistical tests in this seen study that the population is too small. The results were presented in the form of the averages and the standard deviations, and in the form of graphs. There is a difference between The FR-IEE and the FR-CHU for all the subjects. There is a difference also between the AMP-IEE and the AMP-CHU for all the subjects. The FC in the SV1 (IEE) and the FC in the SV1 (EPAMP) are slightly different from that of CHU (TEACHING HOSPITAL) only for the subjects 1, 2, and 3. This tool is considered as a not valid portable tool to measure the respiratory frequency and the amplitudes of the thoracic variations by the thoracic headband (banner), on the other hand it represents a valid tool to detect the SV1 for the subjects 1, 2, and 3, during an incremental effort in the laboratory .}