

S. ECLACHE, JN. TRENTSEAX, JM. AUCLAIR, JM. DE SUSO, P. RIVIERE, JF. THOUZERY, E. GOROSTIAGA, JP. ECLACHE

Etude de différentes techniques d'évaluation d'un seuil respiratoire pour guider l'entraînement des seniors fragilisés.

**Bull. Sport Trav. Biol., 1, 2018 : 21p.**

Les exercices de rééducation ou d'entretien du potentiel aérobie sont généralement réalisés soit à une vitesse de marche fixe, sur tapis roulant ou sur terrain plat, soit à une puissance constante sur bicyclette ergométrique. Qu'il s'agisse d'indications thérapeutiques pour un senior fragilisé (1) ou de simples raisons de prévention et d'entraînement (2), il est donc indispensable de déterminer la vitesse ou la puissance « cible » permettant d'induire sans risque la stimulation la plus efficace des processus adaptatifs métaboliques, respiratoires et cardiovasculaires individuels. Cette cible, déterminée chez certains sportifs privilégiés par la technique de référence dite de « l'équilibre lactate », nécessite une équipe spécialisée, un matériel coûteux et la réalisation réitérée de plusieurs épreuves d'exercices longs à puissance constante avec prélèvements sanguins pour en établir la cinétique lactate (3). Mais comme en ce qui concerne les épreuves maximales à puissance progressivement croissante avec mesure des échanges gazeux, ces tests ne sont quasiment plus jamais pratiqués chez les seniors et encore moins chez les seniors fragilisés.

Le seuil respiratoire « RT » (Respiratory Threshold) est donc actuellement la seule référence courante utilisée permettant de guider les séances d'entraînement. Sa détermination s'effectue généralement par mise en évidence d'un changement de pente de l'adaptation respiratoire lors d'une épreuve triangulaire de puissance linéairement croissante (4). L'augmentation du débit respiratoire est censée évoluer selon deux phases linéaires, de pente faible pour la première, forte pour la seconde. Les stimuli physico-chimiques de la respiration sont censés évoluer aussi selon deux phases : la première considérée comme « aérobie dominante » de pente faible, la seconde à participation « anaérobie additive » à pente plus forte.

Mais la méthode de détermination de ce seuil comme l'interprétation de sa signification physiologique font l'objet de deux catégories de critiques (5a, 5b). La première concerne l'intervention subjective de l'opérateur dans la sélection arbitraire des droites représentatives des deux phases. La seconde concerne l'incidence des fonctions respiratoires annexes qui modifient la fonction principale de satisfaction des besoins énergétiques, par exemple l'expression orale ou la mise en jeu de techniques apprises comme le yoga, ou l'incidence de facteurs environnementaux physiques ou psychologiques comme le stress de l'examen.

Pour répondre à ces critiques il est indispensable que la solution fournie par le traitement des valeurs expérimentales soit indépendant de l'opérateur, mathématiquement univoque, que le traitement des données s'applique à l'ensemble des valeurs recueillies, et qu'elle soit reproductible quelle que soit l'épreuve, maximale ou sous-maximale (6). Par ailleurs, pour être accessible au plus grand nombre, cette technique doit être peu onéreuse et réalisable sur le terrain. Enfin, les caractéristiques biomécaniques de l'activité doivent être les mêmes lors du test d'évaluation et lors des séances d'entraînement. Les exercices correspondants doivent donc s'affranchir des matériels encombrants qui modifient les conditions biomécaniques ou bioénergétiques et le rendement de l'activité (7).

La méthode utilisée actuellement dans le programme 100T-senior© consiste à enregistrer simultanément les fréquences respiratoires, FR, et cardiaques, FC, lors d'un exercice sous-maximal de puissance progressivement croissante, et à mettre en évidence la rupture de pente de la relation  $FR = f(FC)$  fournie par modélisation « Mono-fonction » (8). Ce travail a pour objectif d'étudier la validité et la signification physiologique des techniques de modélisation « Mono-fonction » et « Bi-fonction » appliquées aux relations  $FR = f(FC)$  et  $^{\circ}VE = f(^{\circ}VO_2)$  lors d'un exercice maximal dans la détermination individuelle d'une dépense énergétique et d'une fréquence cardiaque cibles de référence pour l'entraînement aérobie des seniors.

## **MATERIEL ET METHODES**

### **1-Sujets**

Cinquante seniors d'âge compris entre 50 et 60 ans participent à cette étude. Ils sont tous membres adhérents à l'ASTB. Après explication du protocole de l'étude et présentation des risques corollaires, ils signent la charte « MSM » (Médecin-Senior-Moniteur) rédigée par le « CSE » (Conseil Scientifique et d'Ethique) afin de se conformer aux recommandations des déclarations de Tokyo et d'Helsinki.

### **2-Exercice**

Chaque senior réalise dans l'après-midi entre 3 heures et 5 heures après un repas léger un exercice de puissance linéairement croissante sur bicyclette ergométrique Monark 824E à réceptacle de poids modifié pour délivrer des multiples de 10 Watts à 80 rpm. Après un repos assis de 5 minutes, le senior est invité à pédaler à une cadence de 80 rpm imposée par un métronome visuel et sonore Taktel ou Visiopuls (TBM) ou Korg Solo métronome MA-1.

Le premier palier s'effectue à vide sans aucune résistance. La puissance est ensuite augmentée de 20 watts à chaque minute. L'épreuve est interrompue et le senior exclu de l'étude en présence d'anomalies cardio-respiratoires majeures (9). En l'absence d'anomalies le senior est encouragé à maintenir la cadence imposée le plus longtemps possible. Une réduction de la puissance est instaurée dès que l'épuisement conduit à ralentir la cadence de pédalage ou lorsqu'un plafonnement de la consommation d'oxygène est observé. Cette récupération active à 30% de la puissance maximale est maintenue au minimum 5 minutes en fonction des sensations subjectives du senior et de la surveillance cardio-respiratoire et métabolique.

### **3- Système de mesure des échanges gazeux MMMS7785, modèle Marianne Met-10**

Le système MMMS7785 (**Marianne Modular Metabolism System**) de TBM est un système automatisé de mesure et de surveillance mixte, des exercices en physiologie et des épreuves d'effort en physiopathologie humaines (10). Modulaire et évolutif, il permet de s'adapter à moindre coût à toutes les dernières innovations technologiques concernant les trois unités qui le composent : une unité respiratoire et métabolique de recueil et d'analyse des échanges gazeux cycle à cycle en circuit ouvert, une unité cardiovasculaire de recueil et d'analyse de l'électrocardiogramme et de la pression artérielle, une unité d'acquisition et de traitement des données cardio-respiratoires et métaboliques.

#### **31-Unité respiratoire et métabolique**

Elle est subdivisée en trois sous-unités : bloc respiratoire, circuit inspiratoire et circuit expiratoire

##### ***311- Bloc respiratoire***

Il est composé d'un masque facial en caoutchouc ou en silicone, de taille 2 ou 3, adapté à la morphologie faciale du sujet examiné afin de recueillir sans fuite les échanges gazeux. Le masque est maintenu appliqué sur la face par une sangle en caoutchouc éventuellement solidarisée à un casque de cycliste. Le masque est emboîté de façon étanche à un bloc respiratoire en téflon ETBM VS1 comportant deux soupapes de 3 cm de diamètre, inspiratoire et expiratoire, à ouverture périphérique totale et à faible résistance aérodynamique. Chacun des deux circuits est connecté à un tuyau en PVC armé souple de gros diamètre (3cm). Un système de support à deux ressorts suspendus au plafond soutient le bloc respiratoire. La longueur des suspentes est réglée de façon à équilibrer le poids de l'ensemble, à positionner le masque en regard de la face du senior en position de repos assis, et à permettre ainsi sans contrainte ni fuite les mouvements de la tête dans toutes les directions de l'espace.

### **312-Circuit inspiratoire**

Ce circuit est relié à un robinet motorisé 4-VA quart de tour en X (TBM) dont les orifices sont de même diamètre (3cm) permettant de connecter à distance et à volonté le système pneumotachographique de mesure de débit, y compris pendant une épreuve d'effort, soit au sujet examiné, soit à une pompe alternative étalon PEA-02 (Peysson-SARL) réglable en volume courant de 0.5 à 3.5 litres ATPS, et en fréquence de 0 à 60 min<sup>-1</sup>. Pour éviter toute variation de résistance aérodynamique cette rotation d'un quart de tour en moins d'une seconde est déclenchée par l'ordinateur en fin de phase inspiratoire, soit automatiquement à chaque cycle d'étalonnage prévu dans le logiciel en début et en fin d'exercice, soit manuellement à volonté au clavier de l'ordinateur. Cette commande met simultanément en marche la pompe PEA-02 qui délivre un signal de volume courant étalon et de débit instantané proche de celui des conditions physiologiques expérimentales. En amont du robinet est solidement fixé au mur un capteur débit-métrique PN01 (TBM) double cônes en nylon de type Lily qui comporte une grille de diamètre 90mm, de vide de maille 45 µm, diamètre de fil 36µm, pour débits de 0 à 12 l.s<sup>-1</sup> (Saulas & Cie) dont les orifices latéraux sont connectés à un capteur de pression MP45 +/-1cm H<sub>2</sub>O couplé à un démodulateur CD23 (Validyne).

### **313- Circuit expiratoire**

Il est connecté à une chambre de mélange et d'analyse cycle à cycle MGC-03 (TBM) comportant un robinet 4VA en X dont la rotation quart de tour est automatiquement commandée par l'ordinateur à chaque détection du front ascendant du signal inspiratoire. Les gaz expirés sont ainsi recueillis alternativement à chaque expiration dans un premier ballon souple en caoutchouc de 5 litres de volume pendant qu'un second identique fait l'objet d'une aspiration automatique pour analyse et vidange. L'aspiration est effectuée par une pompe à débit constant de 200 ml.min<sup>-1</sup> via deux analyseurs rapides montés symétriquement et en parallèle de façon à synchroniser l'acquisition en fonction des temps de réponse propres à chacun d'entre eux. En fonction des besoins différents capteurs ont pu ainsi être utilisés : pour l'O<sub>2</sub>, analyseur paramagnétique (Servomex), analyseur polarographique OM11 (Beckman), Jaeger, cellule à zirconium chauffée à 800 °C (Mécanalyse), et pour le CO<sub>2</sub> cellules infrarouges à simple ou double faisceau, LB2 (Beckman), Datex (Gauthier) et Gould. Les gaz expirés sont ensuite soit directement renvoyés hors laboratoire dans le milieu extérieur soit recueillis temporairement dans des sacs de Douglas et/ou un spiromètre de Tissot. Une vanne électromagnétique commandée par l'ordinateur bascule le circuit d'aspiration des gaz du sujet examiné soit sur l'air ambiant (20.93% O<sub>2</sub>, 0.03% CO<sub>2</sub>) soit sur un circuit de gaz étalons, (16% O<sub>2</sub> et 4% CO<sub>2</sub>) constitué d'un mélangeur de gaz à buses ultrasoniques MGS6121 (LNI), alimenté par trois bouteilles de gaz purs O<sub>2</sub>, CO<sub>2</sub> et N<sub>2</sub> (Air Liquide). Le gaz étalon est débité à raison de 220 ml.min<sup>-1</sup> via un humidificateur dans une mini-chambre souple dont le débit de fuite de 20 ml.min<sup>-1</sup> est contrôlé par un rotamètre. Le débit d'injection faiblement supérieur à celui d'aspiration permet d'éviter toute contamination par l'air ambiant tout en évitant de faire varier la pression partielle des gaz dans les cellules des analyseurs rapides.

### **32-Unité cardiovasculaire**

Le senior est équipé de 12 électrodes thoraciques pour surveillance visuelle en temps réel de l'ECG sur scope, par exemple Cardiorate CR7, et d'un brassard pneumatique pour suivi de la pression artérielle par prise manuelle ou automatisée (Dynamap). Un stockage de ces données est déclenché systématiquement toutes les minutes. Le traitement automatique de l'ECG comporte un comptage de fréquence cardiaque FC et une détection des anomalies rythmiques ou de repolarisation par analyse morphologique en particulier de trois critères essentiels: l'amplitude avec le positionnement temporel des événements caractéristiques, Q, R, S, T, I, J, les pentes des segments pertinents, les surfaces sous et sus-jacentes par rapport à la ligne de base. Des séquences supplémentaires peuvent être déclenchées et enregistrées à volonté par l'opérateur par pression d'une touche dédiée du clavier ainsi qu'un tracé papier sur enregistreur multipistes ETA (9).

### 33-Unité d'acquisition et de traitement des données

Tous les signaux en provenance des différents capteurs et démodulateurs, caractéristiques d'ambiance, de l'air inspiré, température sèche  $T_{db}$ , température humide  $T_{wb}$ , pression barométrique  $P_b$ , fractions inspirées de dioxygène  $F_{iO_2}$  et de dioxyde de carbone  $F_{iCO_2}$ , et de l'air expiré, fractions de dioxygène  $F_{eO_2}$  et de dioxyde de carbone  $F_{eCO_2}$ , débit inspiratoire instantané et ECG, sont transmis à l'ordinateur via une carte d'interfaçage Velleman M8000 12 voies (8 entrées – 4 sorties) et Eurosmart PC-MES2 (8 entrées – 8 sorties - 25  $\mu$ s) pour traitement par les logiciels originaux MET1 à 10.

Les valeurs cycle à cycle de débit inspiratoire et de concentration des gaz expirés sont stockées avec les conditions thermoclimatiques utilisées pour exprimer les volumes dans les différentes conditions classiques ambiantes ATPS, corporelles BTPS, ou standard STPD.

Les calculs de  $^{\circ}V_E$ , FR,  $V_{TE}$ , True O<sub>2</sub>, ER, QR,  $^{\circ}V_{O_2}$ ,  $^{\circ}V_{CO_2}$  et critères ECG, sont effectués par un calculateur. Les premières versions du système MMS77 ont été équipées d'un "Pneumo-intégrateur" analogique de conception originale réalisé par l'ASTB (11) dont les algorithmes ont ensuite été intégrés dans différents calculateurs de type Hewlett Packard HP25, HP45, puis Exorset Motorola Microsystem, Apple (II, II Plus, IIE, IIC) et PC. Les résultats sont stockés, moyennés toutes les minutes, affichés sur écran sous forme de tableau numérique et de graphiques et imprimés sur papier.

Les résultats du suivi cardiovasculaire, FC, TA, ainsi que les enregistrements ECG complétés par les anomalies morphologiques font l'objet du même type de traitement et d'affichage en fonction du temps et des puissances imposées.

Lorsqu'entre deux étalonnages une dérive affecte les relations entre différences de potentiel et valeurs de concentrations des gaz étalons ou d'intégration numérique des débits instantanés de la pompe étalon, une correction linéaire fonction du temps est automatiquement appliquée aux valeurs respiratoires et métaboliques correspondantes (12, 13).

#### 4-Exploitation des résultats

Deux traitements mathématiques fournissant chacun une seule solution indépendante de la subjectivité de l'opérateur sont appliqués aux relations  $FR = f(FC)$  et  $^{\circ}V_E = f(^{\circ}V_{O_2})$  sur la plage d'exploration : T2 par technique de modélisations « Bi-fonction », T1 par technique de modélisation « Mono-fonction ». Cette plage correspond à la plage expérimentale individuelle moins les deux plages extrêmes d'exclusion : les trois premiers paliers d'échauffement de 0 à 40 Watt et les 1 ou 2 derniers paliers en cas de plafonnement de  $^{\circ}V_{O_2}$ .

#### **41-Modélisation Bi-fonction : Seuils « FT2 » et « RT2 »**

« FT2 » pour la relation  $FR = f(FC)$ , fréquence respiratoire - fréquence cardiaque,

« RT2 » pour la relation  $^{\circ}V_E = f(^{\circ}V_{O_2})$ , débit expiratoire - consommation d'oxygène.

- Application aux « n » valeurs expérimentales de toutes les combinaisons possibles de deux fonctions successives, donc deux courbes représentatives, ayant une seule solution commune, donc un point commun ( $X_i, Y_i$ ) : la première est considérée comme linéaire donc une droite  $D'$  ; la seconde est soit une droite  $D''$ , soit une exponentielle  $E''$ , soit une puissance  $P''$ .

- Sélection parmi toutes les combinaisons possibles de ces deux fonctions successives, du modèle mathématique fournissant la meilleure corrélation entre les valeurs prédites par le modèle « a » et les valeurs réelles mesurées « r » et donc les coordonnées ( $X_t, Y_t$ ) du point remarquable « FT2d » et « RT2d » pour  $D'-D''$ , « FT2e » pour  $D'-E''$ , « FT2p » pour  $D'-P''$ .

- Edition des valeurs correspondantes des seuils,  $FR_t$  et  $FC_t$ , pour  $FR = f(FC)$ ,  $^{\circ}V_{Et}$  et  $^{\circ}V_{O_{2t}}$ , pour  $^{\circ}V_E = f(^{\circ}V_{O_2})$ , et des valeurs correspondantes de  $^{\circ}V_{O_{2t}}$  et  $FC_t$  à partir des relations linéaires individuelles  $FC = f(^{\circ}V_{O_2})$ .

## 42-Modélisation Mono-fonction : Seuils « FT1 » et « RT1 »

L'algorithme simplifié de détection de seuil par l'ordinateur est présenté Figure 1. Il comporte une détermination initiale de la plage d'exploration suivie d'une analyse statistique itérative de la divergence entre les valeurs expérimentales de rang « n » et la moyenne des « n-1 » valeurs qui la précèdent.

### -Détermination de la plage d'exploration $FC_{li}$ - $FC_{ls}$ :

Edition par le modèle mathématique de bioénergétique humaine Astrabio© (8) des limites individuelles de FC,  $FC_{li}$  limite inférieure et  $FC_{ls}$  limite supérieure, correspondant à la plage de probabilité statistique dans laquelle se situe a priori le seuil respiratoire du senior testé en % de sa fréquence cardiaque maximale théorique  $FC_{max}$  :

$$\begin{aligned} &+ [FC_{li} = 70.5\% * FC_{max}] < FC < [FC_{ls} = 84.5\% * FC_{max}] \\ &+ FC_{max} = 0.70*(300-\text{âge}) \\ &+ [FC_{li} \simeq 0.50*(300-\text{âge})] < FC < [FC_{ls} \simeq 0.60*(300-\text{âge})] \end{aligned}$$

### -Détermination des différences $dFR_n$ et $d^{\circ}VE_n$ :

Différences entre les valeurs expérimentales de rang « n » et les moyennes de toutes les valeurs de rang « 1 » à « n-1 » qui les précèdent. La méthode utilisée pour  $^{\circ}VO_2$  étant identique, les algorithmes qui suivent lui sont aussi applicables en remplaçant  $FR_n$  par  $^{\circ}VE_n$  :

$$\begin{aligned} &+ d(FR_n) = FR_n - \text{MOYENNE}(FR_{post} : FR_{n-1}) \\ &+  $FR_{post}$  : à l'instar de toutes les grandeurs affectées de l'index « post »,  $FR_{post}$  est la valeur dite « posturale dynamique théorique » obtenue par rétro-extrapolation de la relation  $FR = f(FC)$  au temps  $t = 0$ . \end{aligned}$$

### -Comparaison de cette différence avec l'écart type « $S_k$ » de la moyenne :

$$+ S_1 - d(FR_n) = K_s * \text{ECARTYPE}(FR_{post} : FR_{n-1})$$

$K_s = 1$  → Si  $dFR_n < S_1(FR_{n-1})$  poursuite de l'exercice test et analyse du palier suivant « n+1 »

→ Si  $dFR_n > S_1(FR_{n-1})$  pour  $K_s = 1$  poursuite de la procédure diagnostique.

$K_s = 2$  → Si  $dFR_n > S_2(FR_{n-1})$  édition de probabilité SEUIL «+++» ;  $dFR_n > S_3(FR_{n-1})$  «++++».

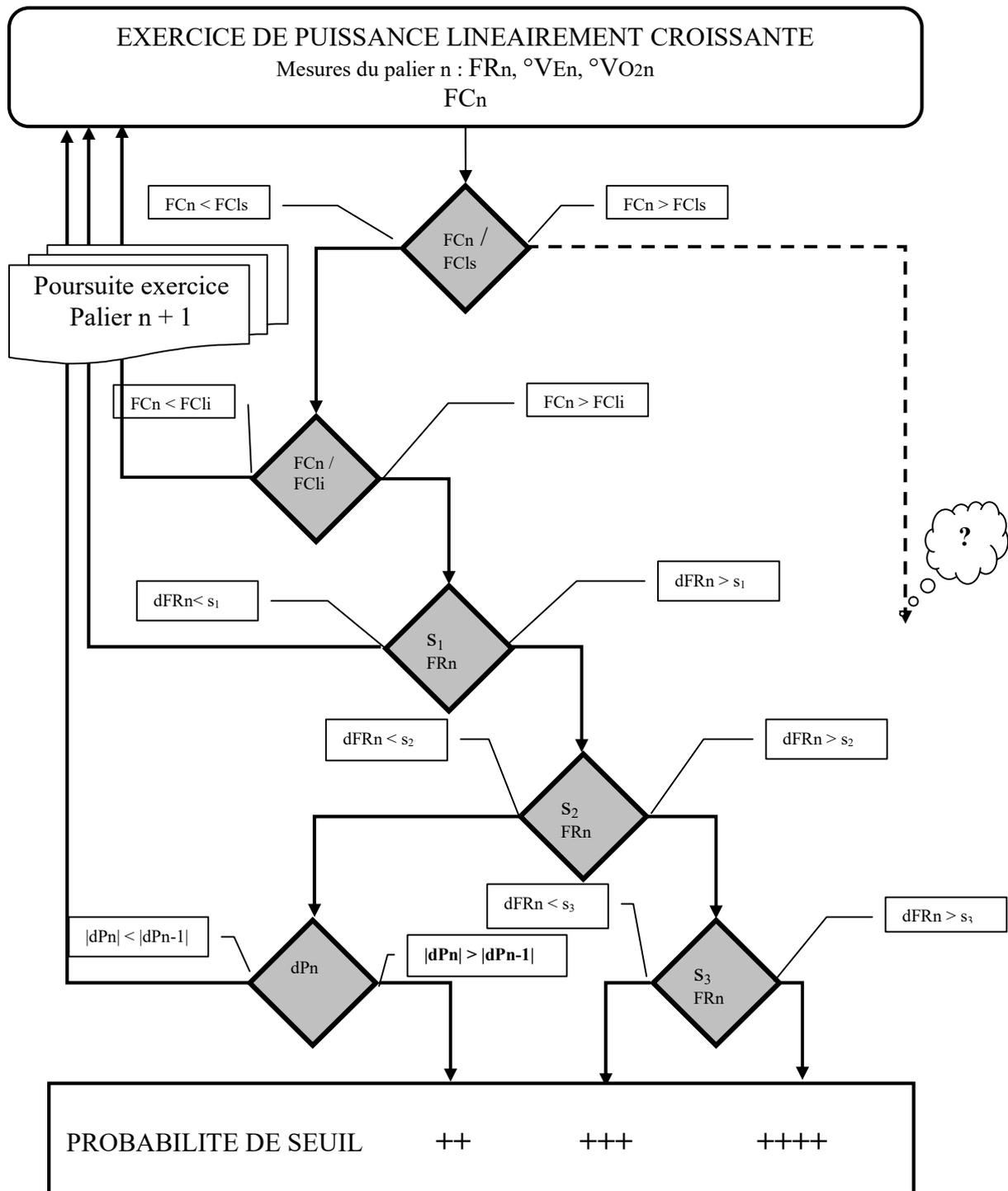
→ Si  $dFR_n < S_2(FR_{n-1})$ , vérification pour les fonctions linéaires  $FR = f(FC)$  ou leurs droites représentatives «  $D_n$  » de rang « n » allant de «  $D_2$  » à «  $D_n$  » de la valeur absolue des différences «  $|DP_n|^*$  » entre coefficients angulaires de rang « n » «  $P_n$  », et moyenne des pentes antérieures qui la précèdent «  $\text{MOYENNE}(P_2:P_{n-1})$  » :

$$|DP_n| = |P_n - \text{MOYENNE}(P_2:P_{n-1})|$$

→ Si  $|DP_n| > |DP_{n-1}|$  : édition d'une probabilité de SEUIL «+++»,

→ Si  $|DP_n| < |DP_{n-1}|$  : poursuite de l'exercice test et analyse du palier suivant « n+1 ».

\*NB : deux techniques de calcul de pentes sont effectuées. La première « cor » s'effectue sur l'ensemble des valeurs expérimentales allant de  $(FC_1, FR_1)$  à  $(FC_n, FR_n)$ , la seconde « dot » sur les deux valeurs limites de l'intervalle (1,n). La confirmation de seuil est annoncée sur la première des deux pentes répondant à la condition  $DP_{n+1} > DP_n$ .



**Figure 1 :** Schéma simplifié de l'algorithme de diagnostic de seuil respiratoire par modélisation Mono-fonction de la première phase d'exercice considérée comme « pré-transitionnelle ». Le cas hypothétique d'une fréquence cardiaque de début d'exercice supérieure à la limite supérieure de la plage d'exploration de la population de même âge a été représenté en pointillé.

$S_1$ ,  $S_2$ ,  $S_3$  sont les produits des écarts types des moyennes de FR respectivement par un facteur 1, 2 et 3.

## RESULTATS

### Caractéristiques biométriques et d'aptitude aérobie de la population senior étudiée

Par rapport aux références fournies par le modèle Astrabio©, les consommations maximales d'oxygène sont supérieures de 6.7% ( $\dot{V}O_{2max} = 56 - 0.4 * \text{âge} = 34.5 \text{ ml.min}^{-1}.\text{kg}^{-1}$ ) et les fréquences cardiaques maximales à peine supérieures et non significativement différentes ( $173.9 \pm 11.3 \text{ min}^{-1}$ , contre  $FC_{max} = 0.7 * (300 - \text{âge}) = 172.5 \pm 1.9 \text{ min}^{-1}$ , Tableau I).

Seniors N = 50	Age ans	Taille cm	Poids kg	$\dot{V}O_{2max}$ ml.min <sup>-1</sup> .kg <sup>-1</sup>	FC <sub>max</sub> min <sup>-1</sup>
moyenne	53.6	171.5	76.8	36.8	173.9
écart-type	2.8	6,1	9.9	7.9	11.3

**TABLEAU I :** *Caractéristiques des seniors de l'étude. Sur les 50 seniors testés, 17 soit environ 1/3, ont réussi à faire plafonner leur  $\dot{V}O_2$ . Pour les 33 autres il s'agit donc d'un «  $\dot{V}O_{2peak}$  » et non d'un «  $\dot{V}O_{2max}$  ».*

### Modélisation « Bi-fonction » des deux relations $\dot{V}E = f(\dot{V}O_2)$ et $FR = f(FC)$

Comme le met en évidence le Tableau II, le lissage mathématique univoque et automatisé des relations  $\dot{V}E = f(\dot{V}O_2)$  et  $FR = f(FC)$  par deux fonctions linéaires (donc deux droites), indépendantes du choix subjectif de l'opérateur, fournit en moyenne pour la meilleure combinaison d'entre elles des coefficients de corrélation entre valeurs de FR réelles mesurées et valeurs de FR prédites par le modèle supérieurs à 0.90.

Relation	$\dot{V}E = f(\dot{V}O_2)$	FR = f(FC)		
		FT2d	FT2e	FT2p
Bi-fonction	RT2d	FT2d	FT2e	FT2p
	R <sup>2</sup>	R <sup>2</sup>	R <sup>2</sup>	R <sup>2</sup>
moyenne	0,992	0,929	0,929	0,924
écart-type	0,005	0,055	0,069	0,074

**Tableau II :** *R<sup>2</sup> du lissage mathématique avec la technique de lissage « Bi-fonction » par deux fonctions appliquées aux relations  $\dot{V}E = f(\dot{V}O_2)$ , RT2d par deux droites, et  $FR = f(FC)$ , par une droite suivie d'une droite FT2d, par une droite suivie d'une exponentielle FT2e et par une droite suivie d'une fonction puissance FT2p.*

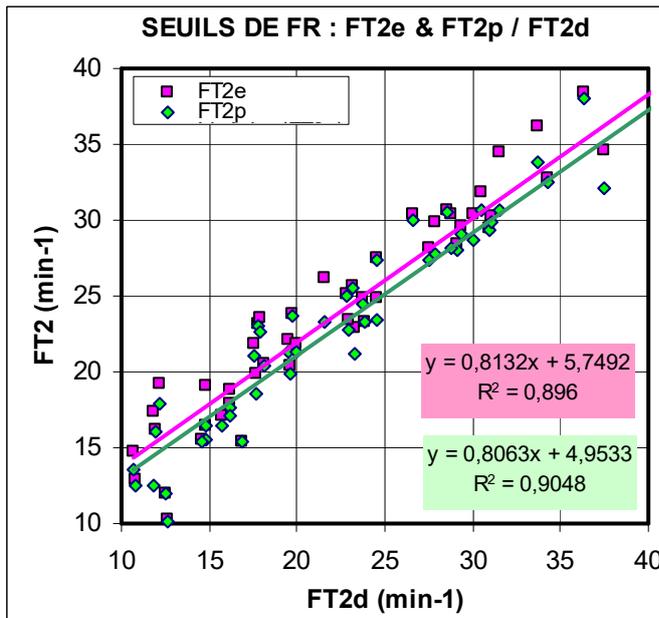
Cependant, la probabilité pour qu'il n'existe pas de différence significative entre la moyenne des seuils respiratoires FR<sub>t</sub> obtenus avec ces deux fonctions est toujours inférieure à 95%, par exemple 85.7% pour la meilleure d'entre elles (Tableau III : test T de Student = 0.143).

Relation	$\dot{V}E = f(\dot{V}O_2)$	FR = f(FC)		
		FT2d	FT2e	FT2p
Bi-fonction	RT2d	FT2d	FT2e	FT2p
	FR <sub>t</sub>	FR <sub>t</sub>	FR <sub>t</sub>	FR <sub>t</sub>
FR <sub>t</sub> (min <sup>-1</sup> )	24.6 ± 5.5	23.0 ± 8.2	24.4 ± 7.0	23.5 ± 7.0
probabilité	Référence	0.1430	0.8834	0.2621

**Tableau III :** *Probabilité associée au test T de Student des 3 prédictions de FR<sub>t</sub> obtenues par modélisation « Bi-fonction » de  $FR = f(FC)$  par rapport à celle de  $\dot{V}E = f(\dot{V}O_2)$ .*

Pour la relation  $FR = f(FC)$  prise isolément le meilleur modèle « Bi-fonction » dont le R<sup>2</sup> moyen est le plus élevé est celui utilisant pour la phase secondaire soit une droite (FT2d) soit une exponentielle (FT2e). Mais pour p = 0.05 il n'existe aucune différence significative entre ces deux modélisations (Figure 2).

Les valeurs seuils correspondantes moyennes de fréquence cardiaque et de consommation d'oxygène sont respectivement pour  $\dot{V}E = f(\dot{V}O_2)$  :  $FC_t = 138.2 \pm 17.7$  et  $\dot{V}O_{2t} = 24.3 \pm 6.7$  et pour  $FR = f(FC)$  :  $FC_t = 139.1 \pm 24.8$  et  $\dot{V}O_{2t} = 24.8 \pm 7.8$ .



**Figure 2 :** Comparaison des 50 seuils  $FR_t$  obtenus par modélisation « Bi-fonction » d'une droite  $D'$  suivie d'une exponentielle  $E''$  ( $FT2e$ ) et  $D'$  suivie d'une fonction puissance  $P''$  ( $FT2p$ ), avec ceux obtenus par deux droites  $D'$  et  $D''$  ( $FT2d$ ).

Les équations des droites de régression sont très proches comme les coefficients de corrélation  $R^2$  eux-mêmes voisins de 0.90, pour  $FT2e/FT2d$ ,  $R^2 = 0.896$ , et  $FT2p/FT2d$ ,  $R^2 = 0.904$ .

L'utilisation d'une fonction puissance  $P''$  ou exponentielle  $E''$  à la place de  $D''$  n'améliore pas significativement la modélisation « Bi-fonction »

**Modélisation « Mono-fonction » des deux relations  ${}^\circ VE = f({}^\circ VO_2)$  et  $FR = f(FC)$**

Les résultats du lissage mathématique automatisé des relations  ${}^\circ VE = f({}^\circ VO_2)$  et  $FR = f(FC)$  par une fonction linéaire couplée à une détection de rupture de pente  $FR$  selon le protocole de la figure 1 indépendant du choix subjectif de l'opérateur, sont présentés au Tableau IV.

Relation	${}^\circ VE = f({}^\circ VO_2)$			$FR = f(FC)$		
	$d{}^\circ VE_n > S2$ + $dP_n > dP_{n-1}$ RT1	$dP_n > dP_{n-1}$ RT1 dot	$dP_n > dP_{n-1}$ RT1 cor	$dFR_n > S2$ + $dP_n > dP_{n-1}$ FT1	$dP_n > dP_{n-1}$ FT1 dot	$dP_n > dP_{n-1}$ FT1 cor
$FR_t$ ( $\text{min}^{-1}$ )	21.6	23.0	22.6	22.2	26.4	25.6
écart-type	4.0	6.8	6.7	3.9	7.5	7.0
probabilité	référence	0.3452	0.6073	0.5852	0.0002	0.0015
probabilité	0.5852	0.2697	0.4998	référence	0.0000	0.0005
N seniors	38 (13>S3)	12		41 (14>S3)	9	

**Tableau IV :** Seuils respiratoires  $FR_t$  obtenus par modélisation « Mono-fonction » associée à une détection de rupture de pente ( $d{}^\circ VE_n > S2$  avec  $dP_n > dP_{n-1}$ ) et probabilité associée au test  $T$  de Student de présenter une différence significative entre  ${}^\circ VE = f({}^\circ VO_2)$  et  $FR = f(FC)$ .

En italique sur fond grisé : valeurs obtenues par **détection isolée** d'un début de variation positive de pente.

La meilleure détection de seuil respiratoire grâce à l'algorithme fourni par Astrabio© est celle appliquée à la relation  $FR=f(FC)$  : pour 41 seniors sur 50 elle est fondée sur une augmentation de  $FR$  entre deux paliers supérieure à 2 écarts types de la moyenne des  $FR$  qui précèdent, voire 3 écarts types chez 14 seniors. La probabilité qu'il n'existe pas de différence significative de prédiction de  $FR_t$  moyenne entre l'application à  ${}^\circ VE=f({}^\circ VO_2)$  et à  $FR=f(FC)$  de la même technique « Mono-fonction » est inférieure à 50% (41.48%). La signification du seuil  ${}^\circ VE_t$  est donc probablement différente de celle de  $FR_t$ .

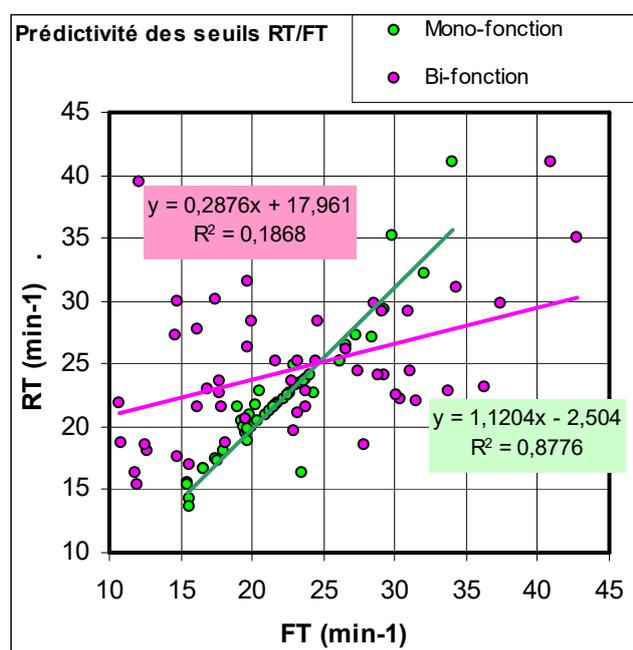
### Comparaison des modélisations « Mono-fonction » et « Bi-fonction »

Pour la population de seniors testée, la probabilité qu'il n'existe pas de différence significative de prédiction de FRt moyenne entre la technique « Bi-fonction » et la technique « Mono-fonction » est très forte pour  $^{\circ}VE = f(^{\circ}VO_2)$  (>99.7%) mais faible pour  $FR = f(FC)$  (69.2%).

Relation	Bi-fonction			Mono-fonction		
	FRt min <sup>-1</sup>	FCt min <sup>-1</sup>	$^{\circ}VO_{2t}$ ml.min <sup>-1</sup> .kg <sup>-1</sup>	FRt min <sup>-1</sup>	FCt min <sup>-1</sup>	$^{\circ}VO_{2t}$ ml.min <sup>-1</sup> .kg <sup>-1</sup>
$^{\circ}VE = f(^{\circ}VO_2)$	24.6	138.2	24.3	21.6	129.4	21.0
écart-type	5.5	17.7	6.7	4.0	9.0	5.5
probabilité	référence			0.0028		
$FR = f(FC)$	23.1	139.1	24.8	22.2	132.9	23.1
écart-type	8.2	24.8	7.8	3.9	8.7	5.9
probabilité	référence			0.3078		

**Tableau V :** Probabilité associée au test T de Student des prédictions de FRt obtenues par modélisation « Mono-fonction » par rapport à la modélisation « Bi-fonction » pour  $^{\circ}VE = f(^{\circ}VO_2)$  et  $FR = f(FC)$ .

La comparaison des prédictions individuelles des 50 seuils RT avec les 50 seuils FT obtenus par la technique « Mono-fonction » fournit un coefficient de corrélation  $R^2 = 0.8776$  alors que la technique « Bi-fonction » se caractérise par une très forte dispersion ( $R^2 = 0.1868$ ).



**Figure 3 :** Comparaison des 50 seuils RT de la relation  $^{\circ}VE = f(^{\circ}VO_2)$  aux 50 seuils FT de la relation  $FR = f(FC)$  obtenus avec les deux techniques de modélisation « Mono-fonction » et « Bi-fonction », soit RT1/FT1 et RT2d/FT2d.

Ces constatations sont des arguments en faveur de trois hypothèses suivantes :

- 1- Seule la méthode « Mono-fonction » appliquée à  $FR = f(FC)$  paraît discriminante alors que les deux méthodes paraissent ne fournir que des seuils aléatoires pour  $^{\circ}VE = f(^{\circ}VO_2)$ .
- 2- La relation  $FR = f(FC)$  apparaît comme la plus pertinente pour déterminer un seuil.
- 3- Le seuil respiratoire FRt de la technique « Mono-fonction » présente probablement une véritable signification physiologique.

## DISCUSSION

Ce travail a pour objectif de tenter de répondre à deux questions essentielles :

1-Existe-t-il un seuil respiratoire, avec pour corollaire le choix de la grandeur physiologique témoin la plus représentative du phénomène physiologique sous-jacent,  $\dot{V}E$  ou FR ?

2-Quelle est la pertinence de la technique de détection, modélisation Mono-fonction ou modélisation Bi-fonction, avec pour corollaire la pertinence du choix de la grandeur mesurée, témoin de la perturbation mécanique imposée,  $\dot{V}O_2$  ou FC ?

Mais si cette distinction didactique paraît satisfaisante pour élaborer un plan de discussion, elle l'est beaucoup moins dans la pratique puisque l'existence même d'un phénomène physiologique qu'on cherche à démontrer nécessite obligatoirement de mettre en œuvre des techniques de détection.

### Existence d'un seuil respiratoire

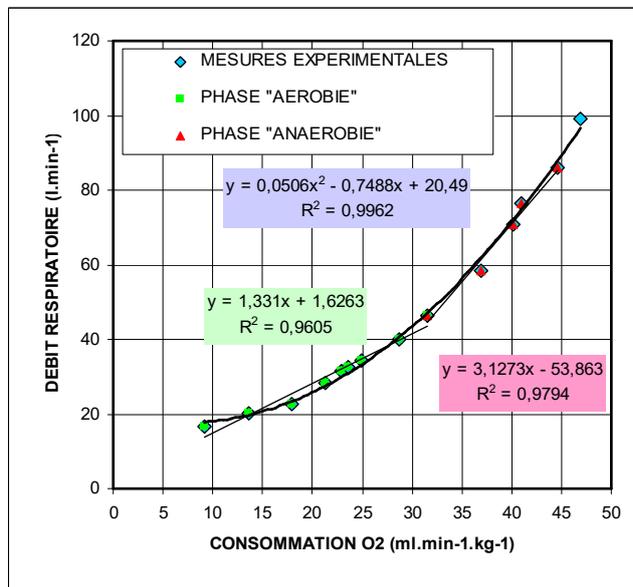
La déplétion énergétique liée à un exercice de puissance progressivement croissante s'accompagne dans les muscles au travail d'une baisse parallèle de la concentration en Créatine Phosphate [CP]. La baisse de concentration en Adénosine triphosphate [ATP] qui n'interviendrait que pour les puissances très élevées est en réalité sous-estimée par les techniques actuelles dont les durées, aussi bien entre ponction-biopsie et blocage des réactions que durée des échantillonnages en résonance magnétique nucléaire, sont trop longues et très supérieures à la constante de temps de la réaction explosive de synthèse de l'ATP (8). Quoi qu'il en soit cette baisse comme l'augmentation de leurs produits de dégradation apparaissent comme de puissants stimulateurs de toutes les réactions d'adaptation locales comme par exemple la stimulation enzymatique qui conduit à l'augmentation de la part des glucides dans la fourniture énergétique totale.

La zone de puissance sous-maximale qui s'accompagne d'un débit de libération cellulaire de lactate identique à son débit de réutilisation tissulaire, donc d'un état stable de sa concentration circulante, est souvent considérée comme zone ou seuil témoin d'une transition « aéro-anaérobie » (3). Ce seuil est caractérisé par un certain degré d'équilibre métabolique : il représente une limite au-delà de laquelle l'exercice s'accompagne d'une participation cumulative du métabolisme anaérobie, de radicaux libres, de déchets ammoniacaux et de protons. Ces métabolites, stimulateurs des centres respiratoires via les capteurs et boucles de régulation en provenance des récepteurs artériels, des sinus carotidiens et du plancher du IV<sup>o</sup> ventricule, seraient à l'origine d'un changement de régime respiratoire permettant de caractériser un seuil respiratoire témoin du seuil métabolique « aéro-anaérobie ». Leur activité délétère sur le métabolisme cellulaire confère donc aux seuils respiratoires un intérêt pratique considérable comme limite à ne pas dépasser lors des entraînements fonciers « aérobie » qu'il s'agisse d'athlètes de haut niveau ou de personnes fragilisées.

Mais l'importance métrologique indéniable du lactate comme témoin de la production d'autres métabolites doit être pondérée par l'observation de certaines enzymopathies affectant la glycolyse : tel est le cas par exemple des sujets atteints de maladie de « Mac Ardle » dont la production de lactate et de protons est très faible et dont le pH devient basique lorsque la puissance de l'exercice augmente (14). L'évolution apparemment « classique » de leur ventilation en cours d'exercice laisse en effet suggérer que le seuil métabolique comme le seuil respiratoire sont vraisemblablement beaucoup plus liés que ce qui est communément admis aux concentrations locales en ATP et CP et à leurs produits de dégradation via les capteurs et boucles de régulation à point de départ tissulaire périphérique.

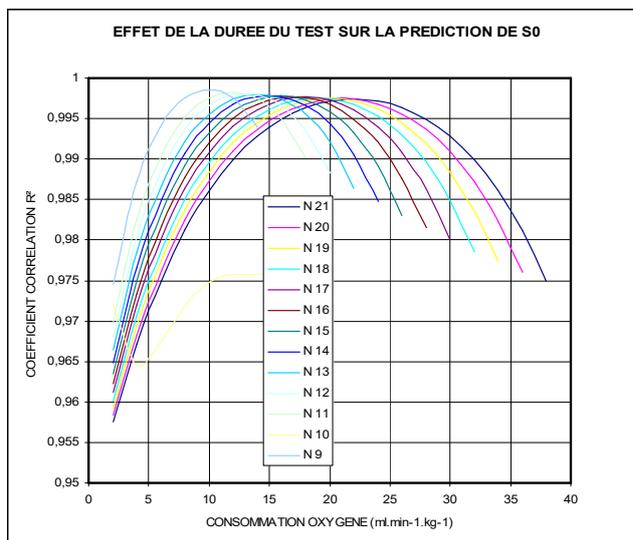
## Existence d'un seuil de débit respiratoire $\dot{V}E_t$

Deux exploitations de l'évolution du débit respiratoire  $\dot{V}E$  en fonction de la dépense énergétique sont proposées : la première sur les valeurs expérimentales brutes individuelles et la seconde sur les réserves relatives de débit  $(\dot{V}E - \dot{V}E_{post}) / (\dot{V}E_{max} - \dot{V}E_{post})$  en fonction des réserves de dépense énergétique  $(\dot{V}O_2 - \dot{V}O_{2post}) / (\dot{V}O_{2max} - \dot{V}O_{2post})$ .



*Les meilleures relations individuelles* existant entre le débit respiratoire et la consommation d'oxygène lors de l'exercice de puissance linéairement croissante en fonction du temps sont des fonctions de type puissance, par exemple un polynôme du second degré (Figure 4). La moyenne des coefficients de corrélation entre valeurs prédites par le polynôme individuel et les valeurs réelles enregistrées sur les 50 seniors testés est excellente :  $R^2 = 0.990 \pm 0.012$ . Celle obtenue par la meilleure modélisation « Bi-fonction » linéaire de deux droites fournit des valeurs très proches :  $R^2 = 0.992 \pm 0.005$ .

**Figure 4 :** exemple d'évolution du débit respiratoire au cours d'un exercice de puissance progressivement croissante. Deux lissages mathématiques portant sur l'ensemble des points expérimentaux ont été réalisés : par un polynôme du second degré et par technique de « modélisation Bi-fonction » linéaire.



**Figure 5 :** coefficients de corrélation entre les valeurs prédites par le modèle « Bi-fonction » linéaire et les valeurs réelles calculés pour chacune des « n-2 » combinaisons possibles de deux droites  $D'$  et  $D''$ . La relation entre  $R^2$  et la dépense énergétique correspondant à l'intersection entre  $D'$  et  $D''$  présente une allure parabolique dont le  $R^2$  maximum caractérise la meilleure modélisation « Bi-fonction » possible et le soi-disant «seuil respiratoire».

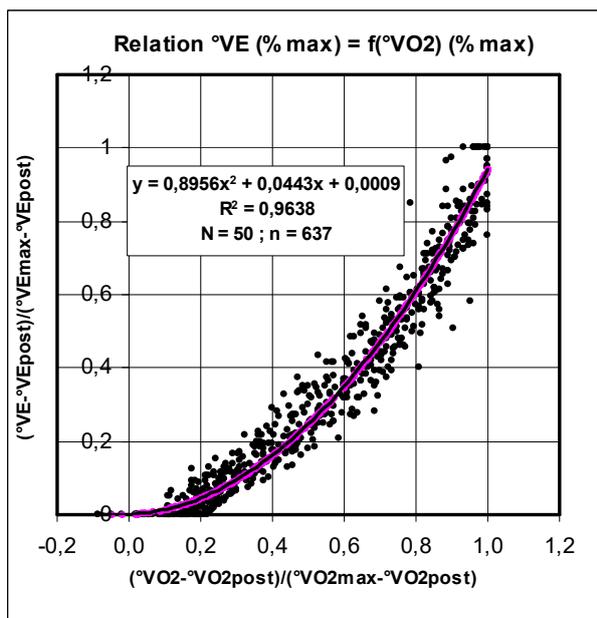
Contrairement à une trop fréquente erreur d'interprétation, cette similitude entre coefficients de corrélation est en réalité un argument qui invalide la pertinence de la modélisation « Bi-fonction » et de la réalité d'un seuil respiratoire et ce pour trois raisons :

1-Dans la plage numérique observée, tout polynôme du second degré peut faire l'objet d'une décomposition en deux fonctions linéaires dont les valeurs prédites présentent avec les valeurs réelles des coefficients de corrélation proches de ceux obtenus avec le meilleur modèle polynomial applicable.

2-Dans cette même plage numérique, tout phénomène physiologique continu ne présentant aucune rupture de pente, modélisable par un polynôme du second degré, peut faire l'objet d'une même décomposition et des mêmes résultats.

3-L'intersection entre les deux droites de décomposition définissant le seuil respiratoire change avec le nombre de points pris en considération et/ou la durée du test (Figure 6). L'application de la méthode « Bi-fonction » linéaire à un nombre de points expérimentaux réduit, du fait par exemple d'un arrêt prématuré de l'exercice triangulaire, se traduit par un décalage progressif de la relation parabolique vers la gauche. Le soi-disant seuil respiratoire obtenu pour une dépense énergétique de  $20 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$  passe ainsi, quand l'application de la méthode s'effectue non pas sur les 21 points expérimentaux mais sur les 11 premiers points, à  $10 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$ .

Le seuil fourni par modélisation « Bi-fonction » n'est donc bien qu'un seuil mathématique caractéristique de tout polynôme du second degré dont le lien avec un phénomène physiologique sous-jacent distinguant deux phases métaboliques « aérobie dominante » et « anaérobie additive », ne pourrait donc se concevoir à titre d'hypothèse que dans la mesure où le test réalisé serait systématiquement maximal. La technique « Bi-fonction » n'en resterait donc pas moins inutilisable pour tous les tests triangulaires sous-maximaux, les tests de performance sans suivi métabolique, et les tests sans contrôle du plafonnement de  $^{\circ}\text{VO}_2$ .



*La meilleure relation collective* moyenne entre « réserve respiratoire » et « réserve métabolique » obtenue sur la totalité des points expérimentaux des 50 seniors est elle aussi un polynôme en  $x^2$  avec un coefficient de corrélation à peine inférieur à celui de la moyenne des relations individuelles,  $R^2 = 0.963$  contre  $0.990$  (Figures 4 & 6).

La qualité de cette relation confirme que, lorsque la puissance de la perturbation augmente régulièrement, le débit respiratoire  $^{\circ}\text{VE}$ , grandeur « régulée » complexe, produit de  $\text{VT}$ , volume courant, par  $\text{FR}$ , fréquence respiratoire, donc d'équation dimensionnelle composite  $\text{L}^3\text{T}^{-1}$ , présente une adaptation progressive sans rupture de pente (15).

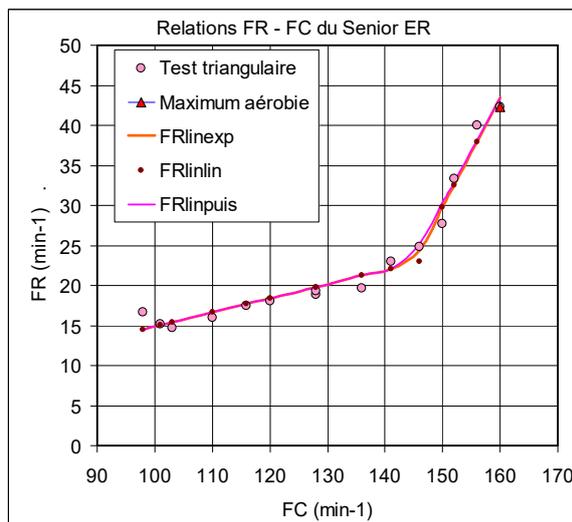
**Figure 6:** réserve respiratoire relative utilisée en fonction de la réserve métabolique relative mise en jeu sur les 50 seniors lors des exercices de puissance linéairement croissante. Le meilleur lissage mathématique a été obtenu grâce à un polynôme du second degré.

Comme dans tout système asservi à métabolisme aérobie prédominant, le rôle fondamental de l'effecteur respiratoire est d'assurer des échanges gazeux compatibles avec l'augmentation de dépense énergétique parallèle à la perturbation progressive à type de rampe de la puissance d'exercice (16). L'augmentation de la convection et de la surface d'échange entre milieu intérieur et extérieur peut être obtenue par différentes associations de  $\text{VT}$  et  $\text{FR}$ , ce qui confère à l'effecteur respiratoire de nombreuses solutions pour assurer différentes fonctions, volontaires de communication comme la parole, le chant, d'exercices de force ou d'expulsion comme l'accouchement, la défécation, réflexes comme la toux et l'éternuement, voire même pour compenser certains dysfonctionnements comme une polypnée pathogène passagère.

## Existence d'un seuil de fréquence respiratoire FRt

Mais comme dans tout système de pompe à fonctionnement alternatif, les dimensions anatomiques ( $L^3$ ) ne permettent que des adaptations limitées alors que la période oscillatoire ou son inverse la fréquence ( $T^{-1}$ ) présentent généralement une large plage d'adaptabilité. Dans le domaine du vivant la plupart des systèmes d'échange avec le milieu extérieur ont un régime alternatif dont la période est calquée sur celle des volées de potentiels d'action en provenance du système de commande et régulation neurologique auquel ils sont soumis.

Lors de l'exercice de puissance linéairement croissante, l'adaptation du volume courant VT est fonction non seulement des caractéristiques anatomiques individuelles, des conditions mécaniques et de pression, mais aussi de la fréquence respiratoire. Les premiers paliers de puissance sont souvent marqués par une augmentation de VT couplée à des oscillations d'amplitude, les suivants par une augmentation progressive puis un plafonnement ou un passage par un maximum suivi d'une décroissance. La fréquence respiratoire FR soumise à la commande oscillatoire périodique des centres respiratoires, présente une première phase sensiblement linéaire, soit stable, soit descendante, soit ascendante comme dans l'exemple de la figure 8, suivie d'une deuxième phase dont le lissage mathématique peut s'effectuer grâce à une fonction linéaire, exponentielle ou puissance.



L'image de l'évolution de FR est donc sensiblement différente de celle de  $^{\circ}VE$ . Chez 43 seniors sur 50 elle se caractérise par un changement de régime et une amplitude relative de rupture de pente très supérieure pour FR. En moyenne  $dFR/FR = 1857\%$  alors que  $d^{\circ}VE/^{\circ}VE = 163\%$ . (Tab. VI).

L'évolution de la relation  $FR = f(FC)$  et la rupture de pente observée, asservie à la commande des centres respiratoires, présente donc déjà une signification de grandeur « réglante » et de seuil « physiologique » que ne possède pas le seuil « mathématique » de la relation  $^{\circ}VE = f(^{\circ}VO_2)$  (15, 16).

**Figure 7 :** exemple d'évolution de la fréquence respiratoire FR lors d'un exercice de puissance progressivement croissante en fonction de la dépense énergétique.

La modélisation « Bi-fonction » pour  $FR = f(FC)$  fournit un lissage sans différence significative entre les coordonnées des points FT2e, FT2d et FT2p et donc quelle que soit la fonction appliquée à la deuxième phase, linéaire, exponentielle ou puissance (Fig. 2). La modélisation obtenue par une fonction linéaire D'suivie d'une fonction autre que la fonction linéaire D'' ne semble donc pas présenter d'intérêt particulier. En revanche le résultat obtenu dépend, comme pour  $^{\circ}VE = f(^{\circ}VO_2)$ , du nombre de points expérimentaux analysés et donc de la durée du test (Fig. 3). Le seuil obtenu par modélisation « Bi-fonction » n'est donc bien lui aussi qu'un « seuil mathématique » sans lien direct avec un phénomène physiologique.

La modélisation « Mono-fonction » par ailleurs se caractérise par des écarts-types affectant la FCt moyenne quasiment trois fois plus faibles que ceux obtenus par modélisation « Bi-fonction » ( $132.9 \pm 8.7$  vs.  $139.1 \pm 24.8$  : Tableau V). Cette plus faible variabilité confirme la pertinence supérieure de cette méthode dans la mise en évidence d'un seuil respiratoire.

N seniors	d°VE/d°VO <sub>2</sub>			dFR/dFC		
	Pente D'	Pente D''	Variation	Pente D'	Pente D''	Variation
N = 43						
Moyenne	1.98	5.16	158%	0.07	1.62	2140%
Ecart-type	0.46	1.96	70%	0.14	2.20	3209%
N = 7						
Moyenne	2.12	6.12	188%	-0.08	0.48	115%
Ecart-type	0.28	1.64	61%	0.94	0.19	63%
N = 50						
Moyenne	2.00	5.99	163%	0.05	1.46	1857%
Ecart-type	0.44	1.92	69%	0.36	2.08	3709%

**Tableau VI :** Augmentation relative des pentes des droites D' et D'' représentatives des fonctions linéaires des deux phases pré-seuil et post-seuil déterminées par technique de modélisation « Bi-fonction » appliquées aux relations  $^{\circ}VE = f(^{\circ}VO_2)$  et  $FR = f(FC)$ .

Lors de la phase pré-seuil pour les puissances faibles la variabilité de FR autour de la tendance linéaire moyenne est la probable traduction de la multiplicité des fonctions du système respiratoire tant que la fonction d'échanges gazeux peut être assurée par une combinaison VT x FR satisfaisante. Cette variabilité diminue au-delà du seuil respiratoire, les possibilités d'utilisation de la respiration pour les fonctions annexes ou volontaires ayant tendance à disparaître en regard de l'urgence des besoins métaboliques.

La rupture de pente observée sur  $FR = f(FC)$  est en moyenne très forte et la traduction probable directe d'une élévation rapide des stimuli impactant les centres respiratoires (Tableau VII). Dans la majorité des cas (82%), la détection de rupture de pente est diagnostiquée sur une différence entre la valeur brute de FR du nième palier et la moyenne des (n-1) FR qui précèdent supérieure à deux écarts types de cette même moyenne. Dans 28% des cas cette différence dépasse même 3 écarts types. Dans 18% des cas cette différence n'est comprise qu'entre 1 et 2 écarts types mais couplée à une évolution positive de la pente dFR/dFC.

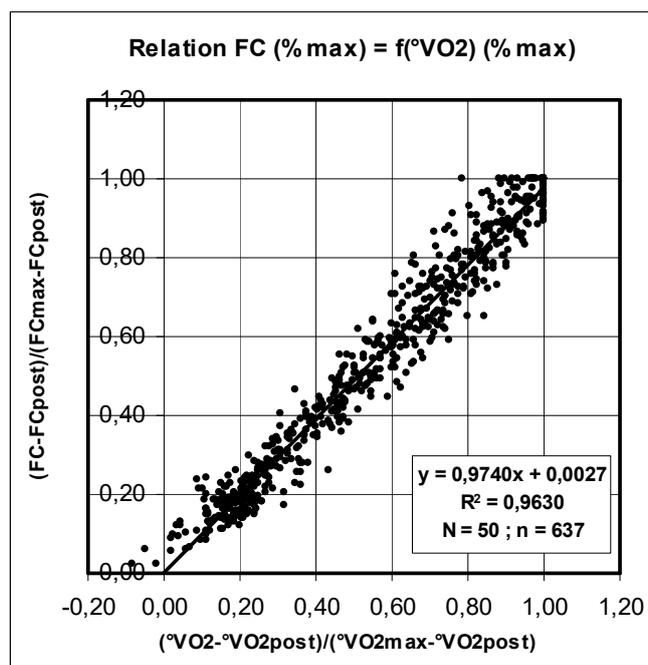
Les différences d'aptitude entre les seniors testés apparaissent comme l'un des facteurs important des différences de rupture de pente observées : le  $^{\circ}VO_{2max}$  moyen de la population testée est de  $36.8 \pm 7.9 \text{ ml.min}^{-1}.\text{kg}^{-1}$  avec des valeurs extrêmes de 23.7 et  $62.2 \text{ ml.min}^{-1}.\text{kg}^{-1}$ . Pour les 7 seniors dont cette rupture de pente est la plus faible et légèrement inférieure à celle de  $^{\circ}VE$  (variation relative de 118% contre 188%),  $^{\circ}VO_{2max}$  moyen n'est que de  $30.6 \text{ ml.min}^{-1}.\text{kg}^{-1}$ , soit une réduction moyenne de 20%. De plus, pour 3 d'entre eux lors des puissances faibles, cette réduction est couplée à une forte variabilité de FR ce qui traduit vraisemblablement une plus grande sensibilité psychologique habituelle aux contraintes mécaniques et environnementales consécutive à un manque d'entraînement. Enfin pour 4 seniors elle est associée à une pathologie cardio-respiratoire ou métabolique.

## Pertinence du choix de la variable de référence FCt

Le choix de la fréquence cardiaque plutôt que la consommation d'oxygène comme grandeur de référence dans le traitement du signal de fréquence respiratoire repose sur plusieurs raisons : au-delà de l'homogénéité des variables FR et FC d'équations dimensionnelles identiques ( $T^{-1}$ ) deux groupes de raisons fondamentales et pratiques conduisent à ce choix.

### Validité scientifique de FC comme témoin de l'astreinte liée à l'exercice triangulaire

Tous les seniors ayant participé à l'étude présentent individuellement d'excellentes relations linéaires  $FC = f(^{\circ}VO_2)$  ( $R^2 = 0.973 + 0.016$ ). Cette linéarité traduit vraisemblablement le faible impact des métabolites dits « anaérobies » sur les centres cardio-régulateurs du fait, en particulier, de boucles de régulation à effet freinateur comme celles provenant des barorécepteurs artériels. La relation collective en revanche est de mauvaise qualité ( $R^2 = 0.437$ ). Elle traduit les grandes disparités individuelles génétiques et acquises d'aptitude et d'inaptitudes décrites au chapitre précédent. L'annulation de ces disparités obtenue en retranchant aux valeurs d'exercice les valeurs « posturales dynamiques théoriques »,  $FC_{post}$  et  $DE_{post}$  qui correspondent à une même activité gestuelle sans restitution d'énergie mécanique au milieu extérieur, améliore considérablement la qualité de cette relation avec un  $R^2$  proche de la moyenne des relations individuelles ( $R^2 = 0.963$  vs.  $0.973$ ) (Fig. 8).



**Figure 8 :** réserve cardiaque relative utilisée en fonction de la réserve métabolique relative mise en jeu sur les 50 seniors lors des exercices de puissance linéairement croissante.

$FC_{max}$  et  $^{\circ}VO_{2max}$  sont les valeurs maximales de fréquence cardiaque et de consommation d'oxygène obtenues en fin d'épreuve maximale. Le coefficient de corrélation entre pourcentages de réserve cardiaque  $(FC - FC_{post}) / (FC_{max} - FC_{post})$  et pourcentages de dépense énergétique  $(^{\circ}VO_2 - ^{\circ}VO_{2post}) / (^{\circ}VO_{2max} - ^{\circ}VO_{2post})$  mis en jeu lors de l'exercice de puissance linéairement croissante en fonction du temps est proche des valeurs individuelles ( $R^2 = 0.963$  vs.  $R^2 = 0.973$ ).

Pour les seniors et pour une activité réalisée avec une même gestuelle dans une même position fondamentale donnée, la régulation du débit cardiaque  $^{\circ}Q$ , produit du volume d'éjection systolique  $V_{es}$  par la fréquence cardiaque FC, ne présente donc que peu de différence avec celle des populations plus jeunes (17). Comme pour le volume courant  $V_T$ , l'adaptation du volume d'éjection systolique qui obéit surtout aux conditions hydrodynamiques et mécaniques du type d'exercice et de la position corporelle s'effectue surtout en début d'exercice. Comme la fréquence respiratoire FR, la fréquence cardiaque FC joue donc un rôle prédominant dans l'adaptation du débit cardiaque chez le senior ce qui confère à FC un rôle privilégié de meilleur témoin de la dépense énergétique DE.

L'une des rares différences qui caractérise la régulation de FC chez les seniors est la réduction progressive moyenne de fréquence cardiaque maximale avec l'âge. L'échantillon étudié présente une  $FC_{max}$  moyenne de  $173.9 \pm 11.3 \text{ min}^{-1}$  pour un âge moyen de 53.6 ans. La  $FC_{max}$  moyenne des 34% de seniors ayant réussi à atteindre leur  $^{\circ}VO_{2max}$  en faisant plafonner  $^{\circ}VO_2$  lors du dernier palier de puissance est de  $172.9 \text{ min}^{-1}$ . Cette valeur est supérieure de près de 7 battements à celle de la formule classique  $FC_{max} = 220 - \text{âge}$  ( $166.4 \text{ min}^{-1}$ ) (15). En revanche elle est pratiquement identique à celle fournie par le modèle mathématique de bioénergétique humaine Astrabio© ( $FC_{max} = 173.9 \pm 1.74$ ), dont l'algorithme de détermination est  $FC_{max} = Kc \cdot (300 - \text{âge})$  avec  $Kc = 0.70$  (8).

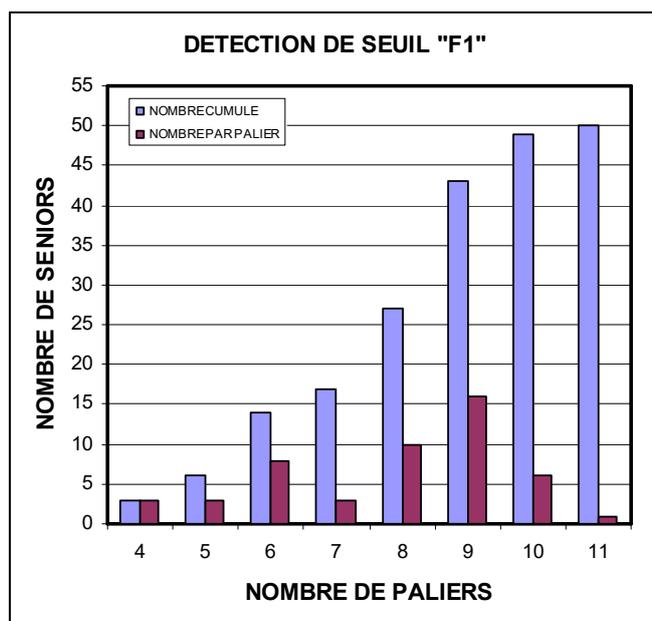
### Intérêt pratique de FC comme témoin de l'astreinte liée à l'exercice triangulaire

La grandeur de la contrainte énergétique du signal « perturbation externe » imposée par l'exercice triangulaire est une puissance linéairement croissante par paliers de 1 minute exprimée en Watt. L'astreinte biologique interne résultante est une dépense énergétique dont le meilleur témoin représentatif généralement utilisé est la consommation d'oxygène exprimée en litres d'O<sub>2</sub> consommés par minute ou en  $\text{ml} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$ . Pour un sujet et une activité donnés,  $^{\circ}VO_2$  présente en effet une excellente relation linéaire avec la puissance sur toute la gamme des puissances imposées. Il en est de même pour  $FC = f(^{\circ}VO_2)$  pourvu que l'on exclue les valeurs de repos dont la posture statique est différente de la « posture dynamique » de l'activité considérée et les valeurs de plafonnement de  $^{\circ}VO_2$  à l'atteinte de la puissance aérobie maximale (Fig. 8).

La mesure pratique de  $^{\circ}VO_2$  se heurte malheureusement à de nombreuses difficultés :

- Le système de recueil des échanges gazeux, masque ou embout buccal, est contraignant et susceptible de modifier les conditions même de l'activité (7,18).
- Les systèmes de mesure des débits respiratoires et des concentrations gazeuses sont coûteux, sensibles aux conditions de température, de pression et de degré hygrométrique, ce qui nécessite de réaliser des étalonnages fréquents et de posséder des étalons fiables (12,13).
- L'échauffement et l'augmentation progressive de puissance par petits paliers, sont considérés comme trop longs et trop coûteux ; ils sont donc souvent remplacés par des épreuves courtes à simple visée de diagnostic d'inaptitude qui perdent donc leur intérêt comme moyen de détermination simultanée des principaux critères d'aptitude physiologique permettant de guider les prescriptions des séances d'entraînement à visée thérapeutique.
- Par ailleurs, le critère absolu de plafonnement de  $^{\circ}VO_2$ , nécessaire pour valider une détermination de  $^{\circ}VO_{2max}$  lors d'une épreuve triangulaire, a été remplacé par de simples critères d'orientation ( $QR > 1$ , lactate  $> 8 \text{ mmol}$ , hyperventilation relative, etc. ...) et/ou des critères subjectifs d'épuisement.  $^{\circ}VO_{2max}$  a ainsi été remplacé par  $^{\circ}VO_{2peak}$  de signification physiologique très approximative.
- Enfin, le risque médical et juridique d'incidents ou d'accidents iatrogènes lors d'une épreuve d'effort, en particulier chez les seniors, et encore plus chez les seniors fragilisés, ont finalement conduit la plupart des services spécialisés à réduire voire même supprimer ces mesures et ces épreuves maximales.

Mais même en résolvant la totalité de ces problèmes y compris comme dans cette étude en présence d'une forte motivation de l'équipe médicale et des participants, le nombre de seniors réussissant à faire plafonner leur  $^{\circ}VO_2$  reste modeste (30%). D'où l'intérêt considérable chez le senior d'une détermination d'un seuil respiratoire témoin d'aptitude non maximal, de mesure fiable et peu coûteuse et réalisable lors d'une épreuve sous-maximale



Les seniors de l'étude ont réalisé sur bicyclette ergométrique en moyenne 13 paliers de 0 à 240 Watt, les plus faibles 8 (140 Watt) et les plus aptes 17 (320 Watt). La plage de détection de seuil respiratoire imposée par le modèle de bioénergétique humaine Astrabio© va de  $FC = 0.5 \cdot (300 - \text{âge})$  à  $FC = 0.6 \cdot (300 - \text{âge})$  soit environ de 125 à 150  $\text{min}^{-1}$ .

Pour obtenir les témoins du seuil respiratoire  $FR_t$  et  $FC_t$  grâce au protocole utilisé (paliers de 20 watt/min), il faut en moyenne 8 minutes, 4 pour les plus faibles et 11 pour ceux présentant une excellente aptitude (Fig. 9).

**Figure 9 :** Nombre de paliers ou de minutes d'exercice nécessaires pour effectuer une détection de seuil respiratoire par modélisation «Mono-fonction» de la relation  $FR=f(FC)$ .

Pour les sujets ayant prolongé l'exercice jusqu'à atteindre leur  $\text{VO}_{2\text{max}}$ , la  $FC_t$  seuil moyenne est de  $133.4 \pm 9.0 \text{ min}^{-1}$ , soit environ 77% de leur  $FC_{\text{max}}$  moyenne. Les valeurs minimale et maximale de la dispersion observée autour de cette moyenne, respectivement 70.5% et 84.5% de  $FC_{\text{max}}$ , permettent donc de cibler de façon beaucoup plus sérieuse la plage critique dans laquelle il est nécessaire d'accentuer la surveillance des tests des seniors de 50 à 60 ans, tant pour des raisons médicales de diagnostic d'inaptitude que pour des raisons physiologiques de détermination d'aptitude. En effet, c'est généralement dans cette zone que les perturbations métaboliques caractérisées par une participation métabolique anaérobie significative et l'augmentation circulante de certains métabolites (radicaux libres, protons, ammoniac) s'accompagnent de dysfonctionnement des tissus pathologiques et qu'apparaissent les premiers symptômes d'anomalie cardiovasculaires, respiratoires ou métaboliques (9).

Enfin si l'on conserve au protocole utilisé une même progression moyenne de puissance et une même durée totale mais en multipliant le nombre de points expérimentaux par une réduction proportionnelle de la durée et de la puissance de chaque palier, le rapport de la variation de  $FR$  rapportée à l'écart type est généralement augmenté ce qui sensibilise la détection de seuil et la précision de la méthode. Les protocoles « durs » caractérisés par des paliers de puissance élevés et des durées totales courtes qui s'éloignent des protocoles triangulaires physiologiques « doux » n'ont d'autre intérêt que de mettre en évidence de façon grossière et dangereuse certaines anomalies cardiovasculaires mais sans préciser l'intensité critique de puissance ou de dépense énergétique qui les déclenche. Ils n'ont donc aucune autre justification que celle d'un mercantilisme criminel et devraient être interdits par la communauté médicale et scientifique.

Les principales constatations issues de ce travail concernant le traitement du signal appliqué à  $FR = f(FC)$  et  $\text{VE} = f(\text{VO}_2)$  ainsi que l'existence et la détection d'un seuil respiratoire correspondant sont regroupées dans le Tableau VII.

**Tableau VII**

*Intérêt du type de signal utilisé, fréquence respiratoire  $FR=f(FC)$  et débit expiratoire  ${}^{\circ}V_E=f(DE)$ , et des deux méthodes de modélisation, Mono-fonction et Bi-fonction, dans la détection d'un seuil respiratoire comme témoin de la transition aéro-anaérobie au cours d'un exercice triangulaire de puissance linéairement croissante chez les seniors de 50 à 60 ans.*

<b>Signal et traitement</b>	<b>FR = f(FC)</b>	<b><math>{}^{\circ}V_E = f({}^{\circ}VO_2)</math></b>
<b>Dimension du signal</b>	<b>simple</b> , inverse d'un temps : $FR = 1/T$ $T^{-1}$	<b>composite</b> , produit : ${}^{\circ}V_E = FR * V_T$ $L^3T^{-1}$
<b>Mesure du signal</b>	<b>comptage</b> d'évènements chronométrage	<b>métabolisme</b> et pneumotachographie intégrée
<b>Fonction de régulation</b>	grandeur « <b>réglante</b> » exécution des ordres de la commande centrale	grandeur « <b>réglée</b> » ventilation alvéolaire échanges gazeux
<b>Evolution temporelle</b> <i>Tendance générale</i> <i>Sens ou Signe</i> <i>Variabilité/tendance</i> <i>Variation de pente</i>	bi-phasique 1° phase + ou = ou - ; 2° phase + 1° phase $\pm$ forte Rupture <b>forte</b> $\approx$ <b>1500%</b>	monotone + faible amortie Continue <b>faible</b> $\approx$ <b>150%</b>
<b>Seuil respiratoire</b>	<b>Seuil de fréquence FRt</b>	<b>Seuil de débit <math>{}^{\circ}V_{Et}</math></b>
<b>Modèle Mono-fonction</b> <i>Ecart avec la moyenne</i> <i>Positivité de la pente</i> <i>Durée de test dépendant</i>	$dFR > S2$ $S2 > dFR > S1 + dFR/dFC > 0$ <b>NON</b>	$d{}^{\circ}V_E > S2$ $S2 > d{}^{\circ}V_E > S1 + d{}^{\circ}V_E/dDE > 0$ <b>NON</b>
<b>Modèle Bi-fonction</b> <i>Intersection D'-D''</i> <i>Durée de test dépendant</i>	imprécis <b>OUI</b>	imprécis <b>OUI</b>
<b>Rupture de pente</b> <i>Signification</i> <i>Interprétation</i>	<b>OUI</b> <b>Physiologique</b> anaérobiose additive	<b>NON</b> <b>Mathématique</b> polynôme du second degré

## CONCLUSION

La régulation de la respiration chez les seniors de 50 à 60 ans soumis à un exercice de puissance progressivement croissante ne présente pas de spécificité particulière liée à l'âge. Pour des besoins énergétiques modérés lors des premiers paliers de puissance, les degrés de liberté de l'adaptation du couple VT x FR permettent à la respiration d'assumer en temps réel ou légèrement différé plusieurs fonctions annexes. Une modification de FR peut ainsi être compensée par une modification inverse de VT sans incidence notable sur l'évolution de  $\dot{V}E$ . L'augmentation critique de la fréquence respiratoire lors des paliers de puissance élevée, couplée à la variabilité plus marquée des FR de début d'exercice, offrent l'opportunité de mettre en évidence par modélisation « Mono-fonction » une rupture de pente significative.

Le seuil respiratoire déterminé par technique automatisée de modélisation « Bi-fonction » de la relation  $\dot{V}E = f(\dot{V}O_2)$  dépend directement de la durée de l'exercice et du nombre de paliers réalisés ce qui lui ôte toute signification physiologique en-dehors d'une épreuve maximale irréalisable chez les seniors fragilisés. A l'opposé, la technique originale de modélisation « Mono-fonction » appliquée à la fonction  $FR = f(FC)$  est fondée sur les caractéristiques physiologiques du système de régulation de la respiration de l'homme et ne nécessite pas de test maximal : elle révèle le lien qui existe entre la réduction des fonctions annexes de la respiration et l'élévation des stimuli métaboliques liés à l'anaérobiose additive.

L'avantage de pouvoir limiter le nombre de mesures expérimentales à celui de la première phase linéaire D' dite « aérobie dominante » et à la première valeur significative de la seconde D'' dite « anaérobiose additive » permet donc un meilleur suivi et une plus grande sécurité lors de la réalisation de tous les types d'épreuves d'effort, sous-maximales mais aussi maximales, par exemple en déclenchant une alerte et/ou une décision d'interruption au passage de ce seuil. De plus, le matériel nécessaire pour mesurer les FC et FR se limite à deux ceintures légères ou une ceinture mixte FR-FC dont le coût modéré peut être estimé comme étant 100 fois plus faible que celui d'un système de mesure des échanges gazeux.

La technique de modélisation « Mono-fonction » appliquée à la relation  $FR = f(FC)$  offre donc aux seniors et aux équipes en charge des prescriptions d'activités adaptées la possibilité d'effectuer de façon itérative, économique et scientifique, les tests d'évaluation sous-maximaux permettant de suivre les effets des séances d'entraînement prescrites sur le seuil respiratoire. Réalisables à moindres risques en laboratoire et sur le terrain, ils permettent de s'affranchir des tests de performance qui n'ont aucune valeur s'ils ne sont pas maximaux et représentent un danger sérieux en particulier pour les seniors et les seniors fragilisés.

## BIBLIOGRAPHIE

### **1-BK. PEDERSEN, B. SALTIN**

Exercise as medicine - evidence for prescribing exercise as therapy in 26 different chronic diseases. Scand. J. Med. Sci. Sports, (Suppl. 3) 25, 2015:1-72.

### **2- JP. ECLACHE**

L'entraînement scientifique individuel.

Collection Performance et Santé, ASTB éd., 1999 : 207p.

### **3- JP. ECLACHE**

La détermination de l'aptitude physique : aspects physiologiques.

In : Les aptitudes motrices. Structure et évaluation. R THOMAS, JP ECLACHE, J KELLER. Vigot éd., 1989 : 110-169.

### **4-K. WASSERMAN, BJ. WHIPP, SN. KOYAL, WL. BEAVER**

Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise.

J. Appl. Physiol., 35, 1973 : 236-243.

### **5a- JP. ECLACHE, R. VIRET, H. CALAMEL**

La détermination de la zone transitionnelle aérobie-anaérobiose à partir de la mesure des échanges gazeux.

Trav. Sci. CRSSA, 1982 : 247-249.

**5b- JM. VALLIER, AX. BIGARD, F. CARRE, JP. ECLACHE, J. MERCIER**

Détermination des seuils lactiques et ventilatoires. Position de la Société Française de Médecine du Sport. Science et Sports, 15(3), 2000 : 133-140.

**6- GW. ORR, HJ. GREEN, RL. HUGHSON, GW. BENNETT**

A computer linear regression model to determine ventilatory anaerobic threshold. J. Appl. Physiol., 52, 1982 : 1349-1352.

**7- F. BOTTON, C. HAUTIER, JP. ECLACHE**

Effect of Wearing the Cosmed K4b2 Metabolic System on heart rate, psychological constraint and performance during different sportive tasks.

Journal of Human Kinetics; 2011 et Bull. Ass. Sport Trav. Biol., 2011, 1: 4-8.

**8- JP. ECLACHE**

Adaptation métabolique d'un modèle mathématique humain Astrabio© à différents exercices exhaustifs rectangulaires de 50 à 1350% de °VO<sub>2</sub>max. Application à l'analyse des cinétiques adaptatives des filières énergétiques.

In : Actes, 8ème congrès International de l'ACAPS, Macolin, SUISSE, 1999 : 39-41.

**9- JN. TRENTESAUX, JP. ECLACHE**

Erreurs liées à l'acquisition, au traitement et au diagnostic automatisé de l'ECG d'effort : fiabilité des paramètres de l'ECG et des critères d'insuffisance coronarienne.

R.B.M., 18(7), 1996 : 188-197.

**10- S. ECLACHE, J. FRUTOSO, N. BENISTANT, A. BAKKAR, JP. ECLACHE**

Le système MMMS7785 (Marianne Modular Metabolism System) de suivi des exercices et épreuves d'effort en physiologie et physiopathologie humaines par mesure automatisée des échanges gazeux cycle à cycle en circuit ouvert et des adaptations cardiaques, électriques, morphologiques et rythmiques, et vasculaires de pression - Présentation synthétique introductive.

In : Rapp. Tech., TBM, 1985 : 1-5.

**11- JP. ECLACHE, J. FRUTOSO, S. QUARD**

Intérêt d'un calculateur analogique conçu pour la détermination en temps réel du métabolisme énergétique.

J. Physiol., 73(8), 1977 : 128A.

**12- C. BERGER-VACHON, JP. ECLACHE, G. POUPOT, N. SCRONIAS**

Influence des dérives des analyseurs d'oxygène et de gaz carbonique sur la précision statique d'un système de mesure directe de la consommation d'oxygène.

R.B.M., 7(1), 1985 : 43-47.

**13- I. GARCIA-TABAR, JP. ECLACHE, J. ARAMENDI, E. GOROSTIAGA**

Lack of post-test drift verification of gas analyzers leads to systematic error in VO<sub>2</sub>max and RERmax determination.

Front. Physiol., 6(308), 2015 : 1-12.

**14- JP. ECLACHE, S. QUARD, R. FLANDROIS, JP. GARIN, F. COMBET**

A propos d'un nouveau cas de maladie de Mac Ardle ; II : aspects bioénergétiques.

Lyon Médical, 238(15), 1977 : 151-157.

**15- JP. ECLACHE, H. OSMAN**

Application des servomécanismes à l'étude de la régulation de la ventilation au cours de l'exercice musculaire chez l'homme.

Journal de Médecine (Lyon), 57, 1976 : 285-296.

**16- JC. GILLE, P. DECAULNE, M. PELEGRIN**

Théorie et calculs des asservissements linéaires.

Collection Techniques de l'Automatisme, 5<sup>e</sup> édition revue et augmentée, Dunod éd., 1971 : 433p.

**17- PO. ASTRANS, I. RYHMING**

A nomogram for calculation of aerobic capacity (physical fitness) from pulse rate during submaximal work.

J. Appl. Physiol., 7, 1954 : 218-226.

**18- JP. ECLACHE, C. JIMENEZ, R. VIRET, H. CALAMEL**

Effets du port des masques ANP51, M53 et MV1 sur l'aptitude et les performances physiques.

Rapp. Tech. N°80/1152/CRSSA/PH, 1982: 40-52.

S. ECLACHE, JN. TRENTESSEAU, JM. AUCLAIR, JM. DE SUSO, P. RIVIERE, JF. THOUZERY, E. GOROSTIAGA, JP. ECLACHE

**Etude de différentes techniques d'évaluation d'un seuil respiratoire pour guider l'entraînement des seniors fragilisés.**

**Bull. Sport Trav. Biol., 1, 2018 : 21p.**

## **RESUME**

Cinquante seniors de 50 à 60 ans ont réalisé sur bicyclette ergométrique un exercice de puissance progressivement croissante par paliers de 20 Watt/min mené jusqu'à épuisement. Les enregistrements concernant le métabolisme et le suivi cardio-respiratoire font l'objet de traitements appliqués aux relations individuelles fréquence respiratoire-fréquence cardiaque et débit respiratoire-consommation d'oxygène et d'une détermination de seuil respiratoire. La technique automatisée de modélisation « Bi-fonction » élimine le choix subjectif de l'opérateur mais reste dépendante du nombre de points expérimentaux et/ou de la durée du test. Celle de modélisation « Mono-fonction » ne nécessite qu'une épreuve sous-maximale et un équipement léger. Son application à la relation  $FR = f(FC)$  est plus pertinente du fait d'une rupture de pente plus abrupte et d'un lien direct avec les caractéristiques physiologiques du système de régulation de la respiration humaine. Elle permet d'évaluer la puissance pour laquelle l'augmentation des métabolites stimulateurs des centres respiratoires devient significative et de remplacer les tests d'évaluation maximaux dangereux, directs et indirects et les tests de performance, par des exercices sous-maximaux simples et peu coûteux.