



**HAL**  
open science

# Mesure et modélisation bioénergétique des exercices intermittents : application au tennis

Florent Botton

► **To cite this version:**

Florent Botton. Mesure et modélisation bioénergétique des exercices intermittents : application au tennis. Médecine humaine et pathologie. Université Claude Bernard - Lyon I, 2011. Français. NNT : 2011LYO10206 . tel-00863609

**HAL Id: tel-00863609**

**<https://theses.hal.science/tel-00863609>**

Submitted on 19 Sep 2013

**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.

**Université Claude Bernard – Lyon 1**

# **THESE**

**présentée en vue de l'obtention du grade de Docteur d'Université**

**Ecole Doctorale Interdisciplinaire Sciences-Santé**

**Présentée par**

**Florent BOTTON**

---

**Mesure et modélisation bioénergétique  
des exercices intermittents -  
Application au tennis**

---

## **JURY**

**M. JP. ECLACHE**  
**M. C. HAUTIER**  
**M. E.GOROSTIAGA**  
**M. L. ARSAC**  
**M. R. MASSARELLI**  
**M. T.BUSSO**

Directeur  
Directeur  
Rapporteur  
Rapporteur  
Examineur  
Examineur

**Professeur** Laboratoire de la Performance – ASTB Lyon  
**MCF – HDR** Université Lyon 1  
**Professeur** Centro Investigación y Medicina Pamplona, Espagne  
**Professeur** Université Bordeaux 2  
**Professeur** Université Lyon 1  
**Professeur** Université Saint-Etienne



Ce travail de thèse a été réalisé sous la direction du professeur Jean Paul Eclache directeur du laboratoire de la Performance de l'ASTB (Association Sport Travail Biologie) et de Christophe Hautier maître de conférence habilité à diriger les recherches du laboratoire CRIS (Centre de Recherche et d'Innovation sur le Sport) de l'Université Lyon 1.

A l'issue de cette période d'étude doctorale, je tiens à témoigner ma reconnaissance à toutes les personnes qui m'ont encadré au cours de ce travail, qui ont contribué au bon déroulement des différentes études et à tous ceux qui m'ont épaulé :

Au professeur Jean-Paul Eclache, directeur de cette thèse, qui m'a donné le goût pour la recherche en biologie de l'exercice dès ma maîtrise de physiologie. Merci de m'avoir fait partager et transmis votre enthousiasme, votre expérience d'une recherche fondamentale toujours axée vers un objectif d'application et cette nécessaire distance à garder par rapport à l'«orthodoxie scientifique». Merci également pour votre investissement et pour la patience dont vous avez su faire preuve durant ces trois dernières années pour me transmettre la « rigueur scientifique » indispensable en biologie. Mais au-delà de l'aspect académique, ce fut un privilège pour moi que de bénéficier de votre encadrement et de vos qualités humaines.

A Christophe Hautier, co-directeur de cette thèse qui a toujours su garder un œil avisé sur ce travail. Merci de m'avoir accueilli au sein du laboratoire CRIS. Merci pour tes conseils et ces discussions constructives qui ont pu améliorer la qualité de ce travail.

A Sylvie Eclache, secrétaire de l'ASTB, qui a gentiment accepté d'alléger mes tâches administratives et d'apporter une précieuse aide technique lors des expérimentations au sein du laboratoire de la Performance.

Aux Professeurs Esteban Gorostiaga et Laurent Arzac, rapporteurs de cette thèse. Je leur exprime mes sincères remerciements pour avoir accepté de juger ce travail.

A Isabelle Rogowski maître de conférence au laboratoire CRIS pour son aide précieuse sur le traitement statistique des données scientifiques.

Au département STAPS de l'Université de Savoie pour nous avoir prêté le K4b<sup>2</sup> utilisé lors de nos expérimentations sur le terrain.

A tous les joueurs et sujets qui ont participé aux expérimentations : Cédric, Cyril, Julien, Damien, Régis, Kévin, Alexandre, Laurent et Thomas.

A tous mes amis qui ont dû accepter sous la contrainte de m'aider lors des expérimentations sur le terrain. Merci à Florian, Alexandre, Thomas  
Merci également à ceux qui ont dû se résigner à m'aider à traiter les données.  
Merci à Julien, Alexandre, Sophie et Christine.

A ma famille pour m'avoir toujours soutenu pendant toutes ces années d'étude.

## RESUME

Les techniques actuelles de mesure du métabolisme ne permettent pas d'estimer de façon précise la sollicitation des parts respectives d'aérobie et d'anaérobie lors d'une activité réalisée sur le terrain. L'objectif de ce travail était de valider une méthode simple et accessible permettant de déterminer la sollicitation de ces deux métabolismes en cours d'activité, quelle qu'en soit sa forme, sa puissance et sa durée, en prenant comme exemple l'activité fractionnée de tennis. Son principe général est de séquencer l'activité globale composite en sous-activités appelées activités fondamentales AF et de déterminer pour chacune d'entre elles la consigne énergétique  $DEc(i)$  afin de modéliser l'adaptation des filières énergétiques grâce au modèle bioénergétique Astrabio©.

La partie I présente les caractéristiques spatio-temporelles des 6 AF sélectionnées pour le tennis : le déplacement en pas courus, le déplacement en pas chassés, le coup, le service, l'attitude d'attention et la récupération assis. La partie II présente les étalonnages permettant d'obtenir leurs fonctions d'astreinte qui relient  $DEc(i)$  à un paramètre mécanique M pertinent, vitesse de déplacement ou cadence de coups. Une méthode d'analyse vidéo simple utilisant une seule caméra placée dans l'axe du terrain est appliquée lors des matchs de tennis pour déterminer les AF et estimer M (partie III). Ces paramètres sont introduits dans le modèle Astrabio© qui détermine la  $DEc(i)$  de chaque AF et les deux composantes de DE aérobie : la première correspond à l'adaptation exponentielle « rapide » de DE d'un système de premier ordre et la seconde à une composante « lente ». DE anaérobie est alors déterminée par différence entre DE aérobie et  $DEc(i)$  (partie IV).

La méthode est validée au laboratoire, par comparaison des cinétiques mesurées et prédites par le modèle lors d'exercices fractionnés sous-maximaux et supra-maximaux réalisés sur ergocycle. Sur le terrain, les quantités d'énergie aérobie et les fréquences cardiaques moyennes prédites à chaque jeu des matchs ne présentent pas de différence statistique avec celles réellement mesurées par les méthodes d'analyse directe de DE ( $K4b^2$ ) et FC (cardiofréquencemètre) (partie V). Elle met bien en évidence qu'en dépit d'une DE aérobie moyenne assez faible comprise entre 40% et 60%  $\dot{V}O_{2max}$ , le tennis se caractérise en réalité par des efforts supra-maximaux pouvant atteindre 300%  $\dot{V}O_{2max}$  lors des frappes de balle ; cette sollicitation du métabolisme anaérobie représente environ 30% de l'énergie totale dépensée sur un match.

Cette méthode présente l'intérêt majeur de décrire l'astreinte réelle d'une activité en fournissant une estimation des DE aérobie et anaérobie à partir de l'analyse vidéo de l'activité. Elle a l'avantage d'être facilement applicable et de ne nécessiter qu'un matériel standard et banal peu coûteux à la portée de tous : un caméscope, un PC et un système d'exploitation. Le tennis étant caractérisé par une mise en jeu de la plupart des groupes musculaires essentiels, des AF variées de déplacement et de force et des gammes de puissances et de durées très étendues, il devient possible d'appliquer cette méthode à la plupart des activités sportives et professionnelles fractionnées.

**Mots clés : analyse vidéo, puissance métabolique, consommation d'oxygène, dépense énergétique anaérobie, coups**

## MEASURE AND MODEL OF ENERGY EXPENDITURE DURING INTERMITTENT EXERCISES : TENNIS APPLICATION

---

The measure of energy expenditure (EE) during an activity is limited to the oxygen consumption without taking into account the anaerobic EE component. The aim of this study was to present a simple method to access the aerobic and anaerobic components of energy expenditure during activities whatever their durations and powers such as tennis. The principle consists in dividing the exercise into several fundamental activities (FA) based on a video recording and to estimate the metabolic power (MP) of each FA. Then the Astrabio© model calculates the aerobic energy expenditure ( $EEO_2\text{mod}$ ) in terms of MP and the anaerobic energy expenditure is calculated by subtraction ( $MP - EEO_2\text{mod}$ ).

The first part of the study presents the space-time features of the FA : walking, running, lateral running, hitting the ball, serving and sitting down to rest. The second part describes each FA through a function named “strain function” connecting MP to the selected pertinent mechanical variable M (speed running V and events frequency  $\omega$ ). The video analysis is used to determine FA, V and  $\omega$  during tennis match (part III). The parameters V and  $\omega$  are introduced in the Astrabio© model to calculate MP of each FA and the two components of aerobic EE kinetic: the first component is the rapid phase of oxygen uptake kinetic for a first order system and the second component is the slow component of oxygen uptake kinetic (part IV).

$EEO_2\text{mod}$  obtained are close to the oxygen uptakes measured during sub and supra maximal intermittent cycle exercises in laboratory. On the field, there was no significant difference between calculated and measured oxygen consumptions ( $p < 0.05$ ) and estimated heart rate were close to measured heart rate ( $r$  ranged from 0.65 to 0.85). This method shows that even when the aerobic EE average is quite low and nearing 50% of  $\dot{V}O_2\text{max}$ , the total energy expenditure of a point can reach up 2 or 3 times the  $\dot{V}O_2\text{max}$  of the subjects during points and strokes. In tennis anaerobic metabolism can account for around 30% of the total energy expenditure per game, and almost 70% during points.

The interest of this method is to provide a good estimation of aerobic and anaerobic energy expenditures thanks to a simple video analysis. This method presents the advantage that it is easy to apply and requires only simple and inexpensive equipment: a camera, a computer, and a tracking software. The method avoids the main criticisms which are addressed to conventional techniques, for example an increase in the mass transported, impeded movement and the impossibility to apply the technique in a competition environment. Since tennis involves most of muscular mass, and a lot of FA with different durations and powers, this method could be applied for most of occupational and sport activities.

**Keys words : model, video analysis, metabolic power, oxygen consumption, anaerobic energy expenditure, strokes**

---

# TABLE DES MATIERES

---

<b>INTRODUCTION GENERALE.....</b>	<b>1</b>
<b>PARTIE I.....</b>	<b>17</b>
Description des activités fondamentales du tennis : AF	
1 INTRODUCTION.....	18
2 METHODE.....	19
3 RESULTATS.....	20
3.1 Les Activités Fondamentales : AF.....	20
3.1.1 Descriptif des activités fondamentales.....	20
3.1.2 Chronologie des activités fondamentales.....	22
3.2 Analyse technique et mécanique des activités.....	24
3.2.1 Caractérisation des activités fondamentales.....	24
3.2.2 Analyse temporelle des activités.....	25
3.2.3 Fréquence des activités par point.....	26
3.2.4 Détermination des variables mécaniques pertinentes : M.....	27
4 DISCUSSION.....	27
<i>Les activités fondamentales de déplacement : AFv.....</i>	<i>27</i>
<i>Les activités fondamentales intenses et brèves : AFF.....</i>	<i>28</i>
<i>La séquence fondamentale du tennis.....</i>	<i>29</i>
5 CONCLUSION.....	30
<b>PARTIE II.....</b>	<b>32</b>
Caractéristiques bioénergétique des activités fondamentales	
1 INTRODUCTION.....	33
2 MATERIELS ET METHODES.....	34
2.1 Méthode générale.....	34
2.1.1 Etalonnage couplé laboratoire-terrain.....	34
2.1.1.1 Etalonnage au laboratoire : $DE = g(FC)$ .....	34
2.1.1.2 Etalonnage de terrain : $FC = h(M)$ .....	35
2.1.1.3 Elaboration de la relation : $DE = f(M)$ .....	35
2.1.2 Etalonnage simple de terrain.....	35
2.2 Formules mathématiques.....	35
2.2.1 Etalonnage laboratoire $DE = g(FC)$ .....	36
2.2.2 Fonction d'astreinte $DE = f(M)$ .....	36
2.2.2.1 Activités de déplacement : AFv.....	36
2.2.2.2 Activités intenses et brèves : AFF.....	37
2.3 Sujets d'expérimentation.....	37
2.4 Protocoles.....	38
2.4.1 Détermination de l'aptitude des sujets : mesure de $^{\circ}VO_2max$ .....	38
2.4.2 Etalonnage au laboratoire.....	39
2.4.2.1 Activités de déplacement : AFv.....	39
2.4.2.2 Activités intenses et brèves : AFF.....	41
2.4.3 Etalonnage de terrain.....	42
2.4.3.1 Activités de déplacement : AFv.....	42
2.4.3.2 Activités intenses et brèves : AFF.....	45
2.5 Matériels.....	47
2.5.1 Recueil des variables biologiques.....	47
2.5.1.1 Fréquence cardiaque.....	47
2.5.1.2 Echanges gazeux.....	48



2.5.2	Recueil des données mécaniques.....	49
2.5.3	Ergomètres et Epreuve ergométrique.....	49
2.5.4	Mesure des conditions météorologiques.....	50
2.6	Exploitation des données.....	50
3	RESULTATS.....	51
3.1	Etalonnage laboratoire : $DE = g(FC)$ .....	51
3.2	Fonctions d'astreinte des activités de déplacement : $DE = f(V)$ .....	54
3.3	Fonctions d'astreinte des activités intenses et brèves : $DE = f(\omega)$ .....	57
3.3.1	Activité d'attention : A.....	57
3.3.2	Coup Droit, Revers et Service : Cd, Cr, S.....	58
3.3.2.1	Etalonnage couplé laboratoire-terrain.....	58
3.3.2.2	Etalonnage simple de terrain.....	60
3.3.2.3	Estimation de la consigne énergétique des coups : $DEc(i)$ .....	63
4	DISCUSSION.....	64
	<i>Aspects méthodologiques</i> .....	64
	<i>Fonctions d'astreinte des activités de déplacement : AFv</i> .....	67
	<i>Fonctions d'astreinte des activités intenses et brèves : AFv</i> .....	69
5	CONCLUSION.....	71

## **PARTIE III.....** 75

### Diagnostic et mesure mécanique des activités fondamentales.....

1	INTRODUCTION.....	76
2	MATERIELS ET METHODES.....	77
2.1	Méthode générale.....	77
2.1.1	Méthode Manuelle.....	80
2.1.1.1	« Tracking » manuel du sujet.....	80
2.1.1.2	Détection manuelle des activités fondamentales.....	80
2.1.1.3	Etalonnage de la position de la caméra.....	81
2.1.2	Méthode semi-automatique.....	81
2.1.2.1	« Tracking » automatique du sujet.....	81
2.1.2.2	Etalonnage de la position de la caméra.....	83
2.1.2.3	Diagnostic semi-automatique des activités fondamentales.....	84
2.1.2.4	Visualisation de la vidéo et restitution des résultats.....	86
2.1.3	Validation de la méthode.....	88
2.1.3.1	« Tracking ».....	88
2.1.3.2	Méthode de séquençage.....	89
2.2	Matériels.....	90
2.2.1	Enregistrement vidéo.....	90
2.2.2	Logiciels.....	90
3	RESULTATS.....	90
3.1	Durée et qualité du « tracking » .....	90
3.1.1	Durée du traitement.....	90
3.1.2	Qualité du « tracking » .....	92
3.2	Qualité du séquençage.....	95
4	DISCUSSION.....	95
	<i>Qualité du « tracking »</i> .....	95
	<i>Qualité du séquençage</i> .....	98
5	CONCLUSION.....	99

<b>PARTIE IV.....</b>	<b>101</b>
Modèle bioénergétique Astrabio© appliqué aux exercices fractionnés.....	
1 INTRODUCTION.....	102
2 MATERIELS ET METHODES.....	104
2.1 Modèle bioénergétique Astrabio©.....	104
2.1.1 Généralités sur les asservissements.....	108
2.1.2 Structures des systèmes de régulation biologiques.....	111
2.1.3 Modélisation de la consommation d'oxygène .....	111
2.1.3.1 Principe général.....	111
2.1.3.2 Phase d'accrochage : équations descriptives.....	111
2.1.3.3 Phase de décrochage : équations descriptives.....	115
2.2 Protocoles expérimentaux.....	117
2.2.1 Littérature.....	117
2.2.2 Laboratoire.....	119
2.2.2.1 Bilan préliminaire et sujets.....	119
2.2.2.2 Exercices imposés.....	121
2.3 Matériels.....	124
2.3.1 Laboratoire.....	124
2.3.1.1 Mesure des variables métaboliques.....	124
2.3.1.2 Ergomètre.....	125
2.3.2 Terrain.....	125
2.4 Exploitation des données et statistiques.....	126
3 RESULTATS.....	128
3.1 Paramètres du modèle et application à deux exemples théoriques.....	129
3.1.1 Valeurs estimées des paramètres.....	129
3.1.2 Application du modèle à deux exemples théoriques.....	130
3.2 Résultats expérimentaux.....	132
3.2.1 Etude IM : Exercices fractionnés infra-maximaux .....	132
3.2.2 Etude IMSM : Exercices fractionnés, infra-maximaux et supra-maximaux.....	135
3.2.3 Etude SM : Exercices fractionnés supra-maximaux.....	136
4 DISCUSSION.....	139
<i>Système de premier ordre</i> .....	139
<i>Imperfections du système</i> .....	142
<i>Paramètres complémentaires du système</i> .....	145
5 CONCLUSION .....	149

<b>PARTIE V .....</b>	<b>156</b>
Application de la méthode à une activité libre : le tennis.....	

1 INTRODUCTION .....	157
2 MATERIELS ET METHODES.....	157
2.1 Contrainte.....	160
2.1.1 Protocole expérimental.....	160
2.1.2 Mesure de la contrainte.....	160
2.2 Aptitude.....	161
2.2.1 Mesure du DEm.....	161
2.2.2 Elaboration des relation $FC = g(DE)$ .....	161
2.3 Astreinte.....	163
2.3.1 Activités de déplacement : AFv.....	163
2.3.2 Activités intenses et brèves : AFF.....	163
2.3.3 Activités de récupération : Afr.....	164
2.4 Exploitation des données.....	164
2.4.1 Analyse de la Contrainte.....	164
2.4.1.1 Calcul du pourcentage de temps de jeu réel (TJR).....	164
2.4.1.2 Contrainte liée aux AFv.....	165
2.4.1.3 Contrainte liée aux AFF.....	166

2.4.2	Analyse de l'astreinte.....	166
2.4.2.1	Quantités et Dépenses énergétiques : E et DE.....	166
2.4.2.2	Fréquence Cardiaque.....	166
2.4.3	Validation et statistique.....	166
3	RESULTATS.....	167
3.1	Prédiction du modèle.....	167
3.2	Participation du métabolisme aérobie et anaérobie lors du match .....	170
3.3	Séquence Fondamentale.....	171
4	DISCUSSION.....	173
	<i>Prédictivité et validité du modèle.....</i>	173
	<i>Bioénergétique du tennis.....</i>	173
5	CONCLUSION.....	175

<b>CONCLUSION GENERALE.....</b>	<b>178</b>
---------------------------------	------------

## ANNEXES

Annexe 1 : Programme de transformation des pixels x et y en coordonnées de terrain X et Y.	182
Annexe 2a : Représentation de DEv(i) et DEmes(i) lors des matchs de tennis.....	187
Annexe 2b : Représentation de FCv(i) et FCmes(i) lors des matchs de tennis.....	192
Annexe 3 : Liste des publications associées à ce travail.....	197

**Les formules mathématique issues du modèle bioénergétique Astrabio© sont exclues de la version publique de la thèse afin de protéger la confidentialité de ces données qui font partie du système ENERDEP faisant l'objet d'un dossier de dépôt de brevet. Elles ne peuvent faire l'objet que d'une utilisation à titre privé. Les résultats obtenus à partir de ce modèle faisant l'objet d'une diffusion publique ne pourront se faire qu'après accord de l'organisme qui en détient les droits d'auteur et en le mentionnant (ASTB).**

# LISTE DES ABREVIATIONS

1- Contrainte		Unités
(i)	Indice de la phase ou de la séquence d'activité	
AF(i)	Activité Fondamentale de la phase (i)	
AFv	AF de déplacement	
AFf	AF intenses et brèves	
P	Puissance relative de la phase (i)	% DEm
M	Paramètre mécanique des AF	
$\omega$	Fréquence d'intervention d'une AFf	min-1
V	Vitesse de déplacement	km/h
Vb	Vitesse de la balle	km/h
t	temps déroulant depuis l'origine (t = 0)	min
t(i-1)	temps déroulant de fin d'activité (i-1)	min
t(i)	temps déroulant de fin d'activité (i)	min
dta(i)	durée au cours de l'activité (i)	min
ta(i)	durée totale de l'activité (i)	min
2- Aptitude		
DE	dépense énergétique aérobie équivalente dite "théorique" si estimée par un modèle (mod) ou "réelle" si mesurée (mes)	l/min
E	quantité d'énergie aérobie équivalente dite "théorique" si estimée par un modèle (mod) ou "réelle" si mesurée (mes)	l
DEo	DE de repos ou consommation d'oxygène de repos ( $\dot{V}O_{2o}$ )	l/min
DEps	DE posturale ou consommation d'oxygène posturale ( $\dot{V}O_{2p}$ )	l/min
DEm	DE maximale ou consommation maximale d'oxygène ( $\dot{V}O_{2max}$ )	l/min
DEat	DE transitionnelle aéro-anaérobie ou consommation d'oxygène transitionnelle aéro-anaérobie ( $\dot{V}O_{2trans}$ )	l/min
$\epsilon$	paramètre d'endurance (exposant)	
K $\epsilon$	coefficient d'endurance (multiplicatif)	
tem	temps d'endurance d'une activité de puissance maximale aérobie et d'astreinte DEm	min
DE $\epsilon$	DE d'endurance d'une activité de puissance constante $\dot{W}\epsilon$ conduisant à l'épuisement à t $\epsilon$	l/min
t $\epsilon$	temps d'endurance d'une activité de puissance constante $\dot{W}\epsilon$ et d'astreinte DE $\epsilon$	min
E $\epsilon$	E disponible pour une activité épuisante $\dot{W}\epsilon$ , d'astreinte DE $\epsilon$ et de durée t $\epsilon$	l
tcrit(i)	Délai entre début d'un échelon positif de puissance et atteinte de DEm	min
tdel(i)	Délai entre début d'un échelon négatif de puissance et début de décroissance de DE	min
Kx	coefficient de gain des boucles de régulation (multiplicatif)	
Kce	paramètre de gain des boucles de régulation (exposant)	
x	coefficient du modèle empirique de détermination de EPOC (multiplicatif)	
g	paramètre du modèle empirique de détermination de EPOC appliqué à la puissance relative (exposant)	
h	paramètre du modèle empirique de détermination de DE appliqué au temps (exposant)	
T	Constante de temps de la cinétique d'adaptation du métabolisme	min
To	T d'accrochage de la composante rapide du métabolisme aérobie (lipolyse + glycolyse)	min
s	Coefficient angulaire de la composante lente d'accrochage du métabolisme aérobie	min

<b>TI</b>	T d'accrochage de la lipolyse (aérobie)	min
<b>Tog</b>	T d'accrochage de la glycolyse aérobie	min
<b>Tg</b>	T d'accrochage de la glycolyse anaérobie	min
<b>Tgo</b>	T d'accrochage de l'association du métabolisme aérobie et de la glycolyse anaérobie	min
<b>Tr</b>	T de récupération de la composante rapide du métabolisme aérobie	min
<b>Trs</b>	T de récupération de la composante lente (s:slow) du métabolisme aérobie	min
<b>3- Astreinte</b>		
<b>DEc(i)</b>	DE consigne imposée par la contrainte de l'activité (i)	l/min
<b>DE(i)</b>	DE de la "composante rapide" au cours de l'activité (i)	l/min
<b>DEf(i)</b>	DE de la "composante rapide" en fin de l'activité (i)	l/min
<b>dDE(i)</b>	DE de la "composante lente" au cours de l'activité (i)	l/min
<b>dDEf(i)</b>	DE de la "composante lente" en fin de l'activité (i)	l/min
<b>DEv(i)</b>	DE dite "vraie" somme des composantes rapide et lente au cours de l'activité (i)	l/min
<b>DEan(i)</b>	DE de la glycolyse anaérobie et de l'hydrolyse des phosphagènes	
<b>DEl</b>	DE de la lipolyse (obligatoirement aérobie)	l/min
<b>DEog</b>	DE de la glycolyse aérobie	l/min
<b>DEg</b>	DE de la glycolyse anaérobie	l/min
<b>DEgo</b>	DE de l'association du métabolisme aérobie et de la glycolyse anaérobie	l/min
<b>Ec(i)</b>	E consigne imposée par la contrainte de l'activité (i)	l
<b>Ev(i)</b>	E dite "vraie" somme des composantes rapide et lente au cours de l'activité (i)	l
<b>El</b>	E de la lipolyse	l
<b>Eog</b>	E de la glycolyse aérobie	l
<b>Eg</b>	E de la glycolyse anaérobie	l
<b>Ego</b>	E de l'association du métabolisme aérobie et de la glycolyse anaérobie	l
<b>Ean(i)</b>	E de la glycolyse anaérobie et de l'hydrolyse des phosphagènes (CrP + ATP)	l
<b>G(i)</b>	Gain des boucles de régulation	
<b>EPOC</b>	E à rembourser après une activité (Excess Post Oxygen Consumption)	l
<b>EPOCt(i)</b>	E dite "totale" à rembourser après une activité (i) unique précédée d'une phase de repos	l
<b>EPOCr(i)</b>	E dite "résiduelle" à rembourser après une activité (i) précédée d'une ou plusieurs phases d'activité	l
<b>EPOCs(i)</b>	E à rembourser par la composante lente (s:slow) de récupération après une activité (i)	l
<b>EPOC(i)</b>	E à rembourser par la composante rapide de récupération après une activité (i)	l
<b>k<sub>φ</sub></b>	Coefficient spécifique des fonctions d'astreinte DE = f(V)	
<b>φ</b>	Coefficient spécifique des fonctions d'astreinte DE = f(V)	
<b>a</b>	Coefficient angulaire de la relation linéaire entre DE et V	
<b>p</b>	Coefficient spécifique du surcoût énergétique des volte-face	
<b>q</b>	Coefficient spécifique du surcoût énergétique des volte-face	
<b>sDE</b>	Surcoût énergétique des phases de volte-face des déplacements fractionnés	l/min
<b>CE</b>	Coût énergétique d'une AFf	ml/AF/kg



# ***INTRODUCTION GENERALE***

---



L'activité physique se définit comme tout mouvement du corps produit par la contraction des muscles squelettiques. C'est un processus de transformation d'énergie chimique potentielle contenue dans l'adénosine triphosphate (ATP) en énergie mécanique. Cette molécule est issue des deux processus métaboliques fondamentaux : l'aérobiose et l'anaérobiose.

Si l'utilisation du métabolisme aérobie dans la production d'énergie a été mise en évidence dès le 18<sup>ème</sup> siècle par Lavoisier, les plus grandes avancées ont été réalisées au 20<sup>ème</sup> siècle grâce aux techniques analytiques nécessaires aux déterminations qualitatives et quantitatives des substrats. Dès 1907, les travaux de Fletcher & Hopkins (1907) évoqueront l'idée que la source immédiate d'énergie pour la contraction musculaire est la dégradation du glucose en acide lactique. Les nombreux travaux de Hill et Lupton (1923) et de Meyerhoff (1923) constitueront la « Théorie de la contraction musculaire de Hill et Meyerhoff ». Hill proposa le concept de « dette d'oxygène » suggérant qu'au début de l'exercice, l'énergie dépensée pour compenser l'insuffisance des oxydations était fournie par la dégradation anaérobie du glycogène en acide lactique. D'autres travaux ont mis en évidence les fonctions clés des phosphagènes, composés à haut contenu en énergie (Eggleton et Eggleton 1927, Lundsgaard 1930, Lohmann 1931). Dès 1933, Margaria et coll. (1933) montraient que la contraction de la dette d'oxygène n'était pas uniquement liée à la formation d'acide lactique à partir du glycogène mais qu'une part importante de celle-ci découlait de l'utilisation des phosphagènes. Ils proposèrent de subdiviser la dette d'oxygène en dette alactique liée à l'utilisation anaérobie des phosphagènes en début d'effort et en dette lactique associée à la glycolyse anaérobie. Au milieu du 20<sup>ème</sup> siècle, la mise au point de techniques plus invasives comme le cathétérisme ou la biopsie ont permis de comprendre les modifications métaboliques in vivo chez l'homme ; la miniaturisation des systèmes d'analyse portés par le sujet (cardiofréquence-mètre, accéléromètre, système métabolique portable...) ont permis d'estimer la dépense énergétique DE au cours de l'activité réalisée directement sur le terrain.

La mise en évidence des deux composantes aérobie et anaérobie de DE a permis de répondre à un double objectif : améliorer l'entraînement et les performances et réduire les pathologies liées à l'activité physique. En effet, depuis de nombreuses années DE est considéré comme le meilleur témoin de l'astreinte définie comme la conséquence de la perturbation mécanique imposée, communément appelée « contrainte », sur le potentiel physiologique du sujet ou « aptitude », caractérisée par différentes grandeurs, en particulier la consommation maximale d'oxygène (DE<sub>m</sub>), les constantes de temps d'adaptation des filières énergétiques (T) et l'endurance (K<sub>ε</sub>, ε) (Eclache 1989, Eclache 1999a). Mais les conséquences biologiques sur la

machine sont très différentes selon le pourcentage respectif d'aérobiose et d'anaérobiose mis en jeu dans la dépense totale.

Les activités de puissance sous-maximale de longue durée sont caractérisées par une DE aérobie importante. Ces activités sont marquées par des pertes hydriques élevées, une augmentation de la température locale et générale (González-Alonso et coll. 2009, Nybo et Nielsen 2008), une production de radicaux libres accrue (Lovlin et coll. 1987, Dillard et coll. 1987, Pincemail et coll. 1990) et une augmentation lente de la consommation d'oxygène en état stable (Astrand et Saltin 1961). Lorsque les vibrations et les percussions sur les tissus sont conséquentes, comme par exemple lors de la course, elles s'accompagnent de micro-traumatismes répétitifs et peuvent entraîner une déstructuration tissulaire (Hikida et coll. 1983, Warhol et coll. 1984, Grobler et coll. 2004). Néanmoins, les conséquences délétères de l'aérobiose sont essentiellement observées pour les exercices de très longue durée et restent généralement moins marquées que celles de l'anaérobiose.

Les activités de puissance supra-maximale ou imposant des variations de puissance importantes, sollicitent fortement le métabolisme anaérobie. Sa mise en jeu entraîne une augmentation de la quantité de déchets métaboliques tels que les protons  $H^+$  (Hermansen et Osnes 1972, Robergs et coll. 2004, Spriet et coll. 1989), les radicaux libres (Groussard et coll. 2003), l'ammoniaque (Wilkerson et coll. 1977, Itoh et Ohkuwa 1991), et le phosphate inorganique (Westerblad et coll. 2002). Ces déchets métaboliques couplés à l'augmentation de la concentration plasmatique en  $K^+$  altèrent le métabolisme énergétique local et expliquent le phénomène de fatigue musculaire locale (Fitts 1994, Amann et Dempsey 2008, Allen et coll. 2008) et la baisse des performances (Messonnier et coll. 2007). D'autre part, ce stress métabolique peut altérer l'architecture moléculaire des protéines structurales myofibrillaires (Friden et coll. 1988), des protéines canaux comme les pompes  $Na^+/K^+$  (Kourie 1998) ou  $Ca^{2+}$  (Matsunaga et coll. 2003), des protéines enzymatiques (Bloomer et Goldfarb 2004), des lipides (Groussard et coll. 2003; Marzatico et coll. 1997) et des acides nucléiques (Cuevas et coll. 2005; Schiff et coll. 1997). L'altération de la structure moléculaire provoque une fragilisation des tissus contractiles et de soutien ce qui diminue leur tolérance et leur résistance aux forces externes et internes imposées. Ces activités imposant des contraintes mécaniques élevées peuvent alors entraîner des dommages importants, allant de l'altération microscopique de la structure moléculaire jusqu'à la rupture anatomique du tissu (Kumar 2001, Friden et coll. 1988, Malm et coll. 1997, Bloomer et coll. 2004).

Différentes techniques de mesures de DE sont appliquées directement sur le terrain ou en laboratoire pour estimer l'astreinte d'une activité (Eclache 1988, Poortmans et Boisseau 2003). Ces techniques qui ont déjà fait l'objet d'analyses permettant de pointer leurs avantages et leurs inconvénients (Poortmans et Boisseau 2003), appartiennent à deux grands groupes : celles qui mesurent un témoin indirect de DE, psychologique, mécanique ou biologique, et celles qui mesurent un témoin direct de DE. De façon à satisfaire au double objectif à la fois scientifique de précision ou de qualité, et pratique, d'amélioration des performances et de réduction des pathologies, la technique de mesure devrait répondre à trois caractéristiques indispensables : premièrement, fournir une estimation de DE aérobie mais aussi de DE anaérobie ; deuxièmement que les témoins utilisés présentent des cinétiques suffisamment rapides et fiables de telle façon que la résolution de la technique soit inférieure à la période du phénomène à décrire ; enfin, qu'elle soit facilement utilisable sur le terrain et accessible aux non spécialistes.

### *Les mesures indirectes*

Une première catégorie de techniques qualifiées « d'indirectes » peut être envisagée. En ergonomie ou dans la sphère sportive, beaucoup d'intervenants utilisent les tables présentant DE moyenne en fonction de l'activité ; ces tables sont très simples d'utilisation mais elles ne prennent pas en compte la notion d'astreinte et ne fournissent aucune information sur les différences de DE liées aux différences d'aptitude.

Sous réserve d'un apprentissage et d'un étalonnage en laboratoire, il est possible de corrélérer de façon intéressante sur une échelle de 0 à 10 par exemple, la sensation d'intensité au pourcentage de force maximale volontaire mise en jeu ; une échelle identique peut être utilisée pour décrire les sensations générales corrélées à l'intensité de DE globale : des valeurs élevées caractérisant une souffrance métabolique peuvent mettre en évidence les activités de puissances élevées mettant en jeu le métabolisme anaérobie ; ce type de méthode, utilisant l'échelle de sensation subjective type RPE (Rating of Perceived Exertion) a été utilisée avec succès sur le terrain pour estimer DE du tennis ou du football (Novak 2003, Impellizzeri et coll. 2004) ; néanmoins, elle ne fournit qu'une approximation assez grossière de la part des deux composantes de DE et sa résolution temporelle est bien supérieure à la durée du phénomène à décrire.

D'autres techniques indirectes sont basées sur la mesure d'un témoin biologique ou mécanique. Le témoin biologique le plus souvent utilisé est la fréquence cardiaque (FC), sous

réserve que l'étalonnage DE-FC soit réalisé avec l'activité étudiée et dans des conditions environnementales proches de celles du terrain (Achten et Jeukendrup 2003) ; cette technique est performante puisqu'elle permet de mettre en évidence l'évolution de DE en fonction du temps ; mais elle ne mesure que DE aérobie et n'est donc essentiellement applicable que pour les exercices continus et sous-maximaux et inapplicable pour les exercices de plusieurs heures en raison de la dérive paradoxale (diminution de FC et maintien ou augmentation de DE aérobie) (Mattsson et coll. 2011).

D'autres témoins de type mécanique peuvent être utilisés pour estimer DE : par exemple la vitesse de déplacement, l'accélération ou la distance parcourue déterminées à partir de l'analyse vidéo ou de capteurs de mouvements tels que les accéléromètres ou podomètres ; les accéléromètres sont utilisés sous réserve d'utiliser une fonction moyenne ou individuelle reliant cette grandeur à DE ; cependant, ils sont incapables de l'évaluer correctement lorsque l'activité est complexe (Le Bri et coll. 2005, Crouter et coll. 2006, Manohar et coll. 2009) et celle liée aux mouvements des membres supérieurs n'est pas quantifiée ; actuellement, cette technique est essentiellement utilisée pour estimer DE totale journalière (Manohar et coll. 2009, Rothney et coll. 2010) ou pour estimer celle d'activités simples comme la course (Cooke et Davey 2008). Grâce à l'amélioration des techniques d'analyses vidéo, des études ont dressé le profil d'effort d'activités fractionnées en analysant les actions et déplacements en match (Carling et coll. 2008, Weston et coll. 2007). A partir de ces données mécaniques, une étude récente a pu ainsi estimer la puissance métabolique des phases d'accélération des déplacements au football (Osgnach et coll. 2010) ; cette technique est très intéressante puisqu'elle présente l'avantage de n'imposer aucun matériel sur le sujet et de fournir une bonne représentation de DE totale en fonction du temps ; cependant, elle ne prend pas en compte DE liée aux activités acycliques comme les frappes de balles, les sauts ou les tacles (Osgnach et coll. 2010).

D'autres sont basées sur l'utilisation de modèles utilisant l'égalité entre la somme des fournitures énergétiques (aérobie et anaérobie) et la somme des dépenses énergétiques requises pour le déplacement calculées à partir de la puissance mécanique (Arsac et Locatelli 2002, Di-Prampo et coll. 1993, Peronnet et Thibault 1989, Ward-Smith et Mobey 1995, Ward-Smith et Radford 2000). Des auteurs proposent également une évaluation indirecte de l'énergie produite par les processus aérobie et anaérobie à partir de la relation entre le temps d'endurance et la puissance développée lors de l'exercice (Busso et Chatagnon 2006, Chatagnon et Busso 2006) ; ces modèles de type physiologique sont très intéressants puisqu'ils proposent une modélisation des différentes filières métaboliques en fonction de la

puissance mécanique et peuvent donc mettre en évidence la participation du métabolisme anaérobie ; cependant, la plupart ne sont applicables que pour des activités simples et continues comme la course ; d'autre part, ils ne modélisent les cinétiques métaboliques que lors d'une augmentation de DE et ne sont pas applicables pour les phases de récupération lorsque DE diminue ; ils sont donc inutilisables pour la plupart des activités physiques courantes caractérisées par des variations itératives de puissance.

### *Les mesures directes*

Les autres techniques qualifiées de « directes » sont basées sur la mesure des substrats et des déchets du métabolisme échangés avec le milieu extérieur ou sur la mesure des intermédiaires métaboliques tissulaires. Parmi elles, les échanges gazeux présentent des cinétiques descriptives suffisamment rapides et fiables pour mesurer DE aérobie, tant pour les phases d'accrochage que de décrochage ; cette technique permet également d'estimer la participation du métabolisme anaérobie en estimant le déficit en O<sub>2</sub> défini comme la différence entre DE requise par l'activité et DE aérobie (Bangsbo et coll. 1990, Medbo et coll. 1988) ; elle a été appliquée avec succès pour des activités réalisées au laboratoire ou sur le terrain comme la course (Medbo et coll. 1988, Medbo 1992, Duffield et coll. 2004) et le vélo (Russell et coll. 2002) ; néanmoins, la contrainte métrologique liée au port du système d'analyse portable type K4b<sup>2</sup> (Cosmed, Italie) sur le terrain peut modifier DE ; de plus elle est parfois refusée par les acteurs professionnels ou sportifs et leur encadrement ou simplement interdite par les règlements, en particulier en compétition.

La technique non invasive basée sur la résonance magnétique nucléaire (RMN) permet d'analyser directement le métabolisme cellulaire ; néanmoins, cette technique très lourde techniquement nécessite un matériel très onéreux et ne permet d'aborder que des activités limitées à des segments de membres, en laboratoire et sans aucune possibilité d'analyse sur le terrain (Poortmans et Boisseau 2003).

La technique à l'eau doublement marquée par des isotopes lourds (2H218O) peut être appliquée sur le terrain ; elle nécessite de recueillir les urines sur plusieurs jours et de mesurer les concentrations de deutérium 2H et d'oxygène 18O par un spectromètre de masse : la différence entre les vitesses d'excrétion urinaire de 2H et 18O sur plusieurs jours est reliée avec précision à la vitesse d'oxydation des substrats et donc à DE (Poortmans et Boisseau 2003) ; cependant, le coût de chaque expérimentation et la nécessité d'utiliser un appareillage

spécifique de détection (spectromètre de masse) limite son utilisation à la recherche en biologie humaine et pour des expérimentations durant plusieurs jours.

Enfin, il est possible d'estimer DE par des techniques encore plus invasives permettant la mesure directe de ses témoins biologiques ou sanguins. Certains auteurs mesurent la concentration sanguine en métabolites : glucose, glycérol, acide-gras, lactate, etc. ; le lactate est essentiellement utilisé comme témoin chimique de l'anaérobiose produit lors de la glycolyse anaérobie ; cette méthode peut être utilisée pour des activités continues en utilisant un équivalent énergétique du lactate (Di Prampero et Ferretti 1999, Lacour et coll. 1990, Hautier et coll. 1994) ; mais elle est plus difficilement applicable pour des activités de type fractionné puisque sa concentration est la résultante des débits de production des phases intenses et de disparition des phases de récupération qui peuvent représenter, dans certaines activités comme le tennis, 85% du temps total.

La ponction biopsie permet quant à elle d'analyser certaines modifications métaboliques in situ dans le muscle actif à partir de la concentration en substrats après des activités de type continu tels que les sprints à la course (Hirvonen et coll. 1992) ou sur ergocycle (Bogdanis et coll. 1998) et lors d'activités fractionnées comme le football (Krustrup et coll. 2006) ; cette méthode donne des résultats très intéressants pour la zone ciblée mais plus discutables pour l'organisme entier puisqu'elle nécessite une extrapolation assimilant la masse musculaire sollicitée lors de l'activité à la zone analysée ; outre le fait qu'elle soit mal acceptée par les sujets d'expérimentation et qu'elle nécessite un personnel qualifié et une surveillance médicale, elle est très difficilement applicable sur le terrain ; d'autre part, les résultats fournis par l'analyse sont à considérer avec prudence (Withers et coll. 1991) : il existe en effet un délai systématique d'un minimum de 5 à 6 s entre l'arrêt de l'activité et la congélation qui bloque les réactions métaboliques ; or certaines d'entre elles sont excessivement rapides, en particulier la production d'ATP à partir de la phosphocréatine (environ 80% reconstitué en 5 s) ou la re-synthèse de phosphocréatine (environ 80% reconstitué en 90 s).

Cette revue rapide des techniques actuelles montre donc qu'il est difficile d'estimer de façon précise et en particulier sur le terrain, la sollicitation des parts respectives d'aérobiose et d'anaérobiose : les méthodes les plus précises comme la RMN ou la ponction biopsie ne fournissent que des indications locales et fragmentaires et sont inutilisables de façon routinière. A contrario, les techniques plus accessibles comme l'analyse des échanges gazeux permettent de fournir une bonne estimation de DE aérobie mais sans fournir d'estimation de DE anaérobie.

### *La méthode originale proposée*

La méthode proposée dans cette étude a un double objectif : permettre de déterminer les parts respectives des métabolismes aérobie et anaérobie mis en jeu mais aussi permettre d'en envisager une très large utilisation. Le principe général de la méthode est celui utilisé en analyse mathématique dans le traitement des fonctions : il consiste à séquencer l'activité globale composite en sous-activités fondamentales (AF) de durée suffisamment courte pour considérer la puissance de chacune d'entre elles comme constante (Eclache 1999a). L'estimation de DE requise par chaque AF appelée DE consigne  $DEc(i)$  permet d'estimer les débits énergétiques aérobie et anaérobie à partir du modèle bioénergétique Astrabio© (Eclache et coll. 1989, Eclache 1999b, Eclache et Botton 2003).

Cette méthode comporte trois étapes fondamentales : la détermination des contraintes mécaniques imposées, la détermination de l'aptitude du sujet et l'estimation de l'astreinte bioénergétique (figure 1).

La première étape consiste donc à déterminer les contraintes de l'activité. L'analyse bibliographique et les enregistrements vidéo de l'activité permettent de sélectionner d'une part les différentes AF et d'autre part la variable mécanique (M) ayant pour chacune d'entre elles la plus forte incidence sur DE. Puis un enregistrement vidéo de l'activité étudiée est réalisé. Une méthode de tracking du sujet et de séquençage est alors appliquée pour obtenir les coordonnées X et Y du sujet sur l'aire d'activité, diagnostiquer les différentes AF et calculer les variables mécaniques M.

La seconde étape consiste à déterminer l'aptitude des sujets et/ou à utiliser des données obtenues sur une population moyenne ou proche de celle des individus testés. Les données utilisés dans le modèle bioénergétique sont : la consommation maximale d'oxygène ( $DEm$ ), les paramètres caractéristiques de l'endurance ( $K\epsilon$ ) et ( $\epsilon$ ) définissant la relation puissance-temps limite à l'épuisement et les constantes de temps d'adaptation des différentes filières énergétiques (T).

Enfin la dernière étape consiste à déterminer l'astreinte. Dans un premier temps, chaque AF sélectionnée est étalonnée et caractérisée par une fonction nommée « fonction d'astreinte » reliant DE à M. Les étalonnages sont couplés laboratoire-terrain ou sont directement réalisés sur le terrain avec un système d'analyse portable type K4b2 (Cosmed, Italie). Puis la dépense énergétique consigne  $DEc(i)$  imposée par chaque AF est déterminée à partir des variables mécaniques M introduites dans les fonctions d'astreintes  $DE = f(M)$  (Eclache 1999 (b),

Eclache et Botton 2003). Le principe est d'estimer la dépense énergétique aérobie vraie  $DEv(i)$  pour chaque valeur de  $DEc(i)$ , puis de déduire  $DEan(i)$  par différence (figure 1).

L'étude proposée dans ce travail est subdivisée en 5 parties. La première présente les AF et les contraintes mécaniques M du tennis. La seconde présente les fonctions d'astreinte permettant de caractériser chaque AF ; elle est complétée par une étude sur l'effet du port du K4b2 sur la fréquence cardiaque, les sensations subjectives et les performances lors de différentes activités du tennis (Annexe 3d). La troisième présente deux méthodes, l'une manuelle et l'autre semi-automatique, permettant de traiter l'enregistrement vidéo afin d'obtenir les coordonnées X et Y du sujet sur l'aire d'activité, les différentes AF et les variables mécaniques M. Dans la quatrième partie, deux études sont réalisées pour aboutir à un modèle structural permettant de modéliser DE : la première étude fondamentale est un travail théorique sur la modélisation de l'« Excess Post Oxygen Consumption » (EPOC) après un exercice continu sur ergocycle (Annexe 3c) ; la seconde est un travail fondamental et expérimental permettant de définir les paramètres du modèle bioénergétique Astrabio© afin de modéliser la consommation d'oxygène lors des phases d'accrochage et de décrochage d'exercices continus ou fractionnés réalisés en laboratoire et sur le terrain ou issus de différents travaux de la littérature. Enfin, dans la cinquième partie, la méthode est appliquée pour estimer les parts respectives d'aérobiose et d'anaérobiose au cours du tennis, activité complexe et fractionnée composée d'activités très différentes comme les coups ou les déplacements et mettant en jeu des gammes de puissance très étendues.



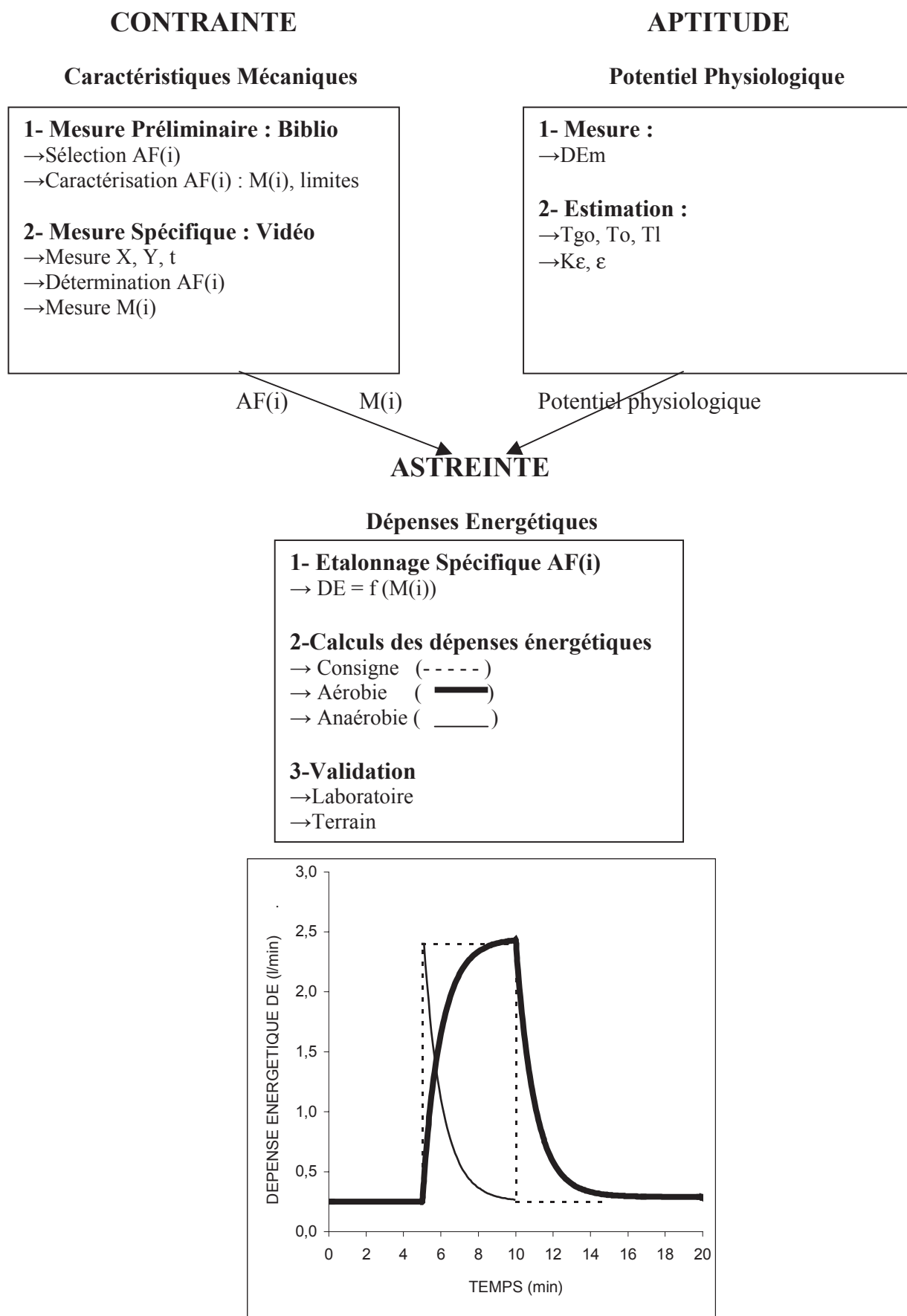


Figure 1 : Méthode de mesure de l'astreinte à partir de la mesure de contrainte et d'aptitude

**Contraintes :** AF(i) : Activité Fondamentale

M(i) : paramètre mécanique

**Aptitude :** DEm : consommation maximale d'oxygène

Tgo : constante de temps de l'association du métabolisme aérobie et de la glycolyse anaérobie,

To : constante de temps du métabolisme aérobie, Tl : constante de temps du métabolisme lipidique

Kε, ε : paramètres d'endurance

## REFERENCES

- 1 Achten J, Jeukendrup AE (2003) Heart rate monitoring: applications and limitations. *Sports Med* 33:517-38
- 2 Allen DG, Lamb GD, Westerblad H (2008) Skeletal Muscle Fatigue: Cellular Mechanisms. *Physiol Rev* 88: 287–332
- 3 Amann J, Dempsey A (2008) Locomotor muscle fatigue modifies central motor drive in healthy humans and imposes a limitation to exercise performance *J Physiol* 586 (1): 161-173
- 4 Arsac LM, Locatelli E (2002) Modeling the energetics of 100-m running by using speed curves of world champions. *J Appl Physiol* 92: 1781-1788
- 5 Astrand PO, Saltin B (1961) Oxygen uptake during the first minutes of heavy muscular exercise *J. Appl. Physiol* 16(S): 971-976
- 6 Bangsbo J, Gollnick PD, Graham TE, Juel C, Kiens B, Mizuno M, Saltin B (1990) Anaerobic energy production and O<sub>2</sub> deficit-debt relationship during exhaustive exercise in humans. *J physiol* 422: 539-559
- 7 Bloomer RJ, Goldfarb AH (2004) Anaerobic exercise and oxidative stress : a review. *Can J Appl Physiol* 29:245-263
- 8 Bogdanis GC, Nevill ME, Lakomy HK, Boobis LH (1998) Power output and muscle metabolism during and following recovery from 10 and 20 s of maximal sprint exercise in humans. *Acta physiol Scand* 163: 261-272
- 9 Busso T, Chatagnon M (2006) Modelling of aerobic and anaerobic energy production in middle-distance running. *Eur J Appl Physiol* 97:745–54
- 10 Carling C, Bloomfield J, Nelsen L, Reilly T (2008) The role of motion analysis in elite soccer: contemporary performance measurements techniques and work rate data. *Sports Med* 38(10): 839–62
- 11 Chatagnon M, Busso T (2006) Modelling of aerobic and anaerobic energy production during exhaustive exercise on a cycle ergometer. *Eur J Appl Physiol* 97:755–60
- 12 Cooke K, Davey P (2008) Predictors of Oxygen Uptake and Performance During Tennis. *Int J Sports Med* 29: 34–39
- 13 Crouter SE, Churilla JR, Bassett DR (2006) Estimating energy expenditure using accelerometers *Eur J Appl Physiol* 98:601–612

- 14 Cuevas M, Almar M, García-Glez JC, García-López D, De Paz JA, Alvear-Órdenes J, Gonzales-Gallego J (2005) Changes in oxidative stress markers and NF-kappaB activation induced by sprint exercise. *Free Radic Res* 39:431-439
- 15 Dillard RE, Litov WM, Savin E, Dumelin E, Tappel AL (1978) Effects of exercise, vitamin E, and ozone on pulmonary function and lipid peroxidation *J Appl Physiol* 45: 927 – 932
- 16 Di Prampero PE, Capelli C, Pagliaro P, Antonutto G, Girardis M, Zamparo P, Soule RG (1993) Energetics of best performances in middle-distance running. *J Appl Physiol* 74: 2318–2324
- 17 Di Prampero PE, Ferretti G (1999) The energetics of anaerobic muscle metabolism: a reappraisal of older and recent concepts. *Resp physiol* 118: 103-115
- 18 Duffield R, Dawson B, Goodman C (2004) Energy system contribution to 100-m and 200-m track running events. *J Sci Med Sport* 7:302–313
- 19 Eclache JP (1988) La détermination du coût énergétique des activités sportives sur le terrain. *Sci Sports* 3, 291-301
- 20 Eclache JP, Gonzalez de Susu JM, Dabouis V, Mehier H, Arzamendi M, Thoue JP, Monniot D, Eclache S, Thouzery JF (1989) Modélisations métaboliques intra et extracellulaires et récupération consécutive à une épreuve maximale de quatre minutes de simulation de compétition en kayak. Conférence, A.C.A.P.S., Poitiers, 1989.
- 21 Eclache JP (1989) Les Aptitudes motrices : Structure et Evaluation. Collection sport enseignement, Vigot éd. p113-156
- 22 Eclache JP (1999a) L'entraînement scientifique individuel ; la clef d'or du mariage performance et santé. Collection performance et santé. ASTB Ed., 207p
- 23 Eclache JP (1999b) Application d'un modèle mathématique humain 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. Actes, VIII<sup>ème</sup> Congrès International de l'ACAPS. Macolin, Suisse, 39-42
- 24 Eclache JP, Botton F (2003) Anaerobic energy expenditure of in the field rectangular exercices estimated by a mathematical model. Abstract, Congrès FEPS, Nice, France ;41
- 25 Eggleton P, Eggleton GP (1927) The physiological significance of phosphagen. *J Physiol* 63:155-161
- 26 Fitts RH (1994) Cellular mechanisms of muscle fatigue. *Physiol Rev* 74: 49–94
- 27 Fletcher WM, Hopkins FG (1907). Lactic acid in amphibian muscle *J Physiol* 35: 247-309.
- 28 Friden J, Seger J, Ekblom B (1988) Sublethal muscle fibre injuries after high-tension anaerobic exercise. *Eur J Appl Physiol* 57: 360-368

- 29 González-Alonso J, Teller C, Andersen SL, Jensen FB, Hyldig T, Nielsen B (1999) Influence of body temperature on the development of fatigue during prolonged exercise in the heat. *J Appl Physiol* 86(3):1032-9
- 30 Grobler LA, Collins M, Lambert MI, Sinclair-Smith C, Derman W, St Clair Gibson A, Noakes TD (2004) Skeletal muscle pathology in endurance athletes with acquired training intolerance. *Br J Sports Med* 38:697-703
- 31 Groussard C, Rannou-Bekono F, Machefer G, Chevanne M, Vincent S, Sergent O, Cillard J, Gratas-Delamarche A (2003) Changes in blood lipid peroxidation markers and antioxidants after a single sprint exercise. *Eur J Appl Physiol* 89:14-20
- 32 Hausswirth C, Bigard AX LE, Chevalier JM (1997) The Cosmed K4 telemetry system as an accurate device for oxygen uptake measurements during exercise. *Int J Sports Med* 18:449-453
- 33 Hautier CA, Wouassi D, Arsac LM, Bitanga E, Thiriet P, Lacour JR (1994) Relationships between postcompetition blood lactate concentration and average running velocity over 100-m and 200-m races. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 68(6):508-13
- 34 Hermansen L, Osnes, JB (1972) Blood and muscle pH after maximal exercise in man. *J Appl Physiol*, 32, 304-308
- 35 Hikida RS, Staron RS, Hagerman FC, Sherman WM, Costill DL (1983) Muscle fiber necrosis associated with human marathon runners. *J Neurol Sci* 59:185-203
- 36 Hill AV, Lupton H (1923) Muscular exercise, lactic acid, and the supply and utilization of oxygen. *Q J Med* 16: 135
- 37 Hirvonen J, Nummela A, Rusko H, Rehunen S, Härkönen M (1992) Fatigue and changes of ATP, creatine phosphate, and lactate during the 400-m sprint. *Can J Sport Sci* 17(2):141-144
- 38 Impellizzeri FM, Rampinini E, Coutts AJ, Sassi A, Marcora SM (2004) Use of RPE-based training load in soccer. *Med Sci Sports Exerc* 36(6):1042-7
- 39 Itoh H, Ohkuwa T (1991) Ammonia and lactate in the blood after short-term sprint exercise *Eur J Appl Physiol* 62:22-25
- 40 Kourie JI (1998) Interaction of reactive oxygen species with ion transport mechanisms. *Am J Physiol Cell Physiol* 275:1-24
- 41 Krstrup P, Mohr M, Steensberg A, Bencke J, Kjer M, Bangsbo J (2006) Muscle and blood metabolites during a soccer game: implications for sprint performance. *Med Sci Sports Exerc* 38(6): 1165-74
- 42 Kumar S (2001) Theories of musculoskeletal injury causation. *Ergonomics* 44(1) : 17-47

- 43 Lacour JR, Bouvat E, Barthélémy JC (1990) Post-competition blood lactate concentrations as indicators of anaerobic energy expenditure during 400-m and 800-m races. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 61(3-4):172-6
- 44 Le Bris R, Girard O, Millet GP, Auvinet B, Barrey E (2005) Relationships between oxygen consumption and accelerometric parameters in field running. *Sci Sports* 20 : 91–94
- 45 Lohmann K (1931) Darstellung der adenylyphosphorsäure aus muskulatur. *Biochem. Z.* 233 : 460-472.
- 46 Lovlin R, Cottle W, Pyke I, Kavanagh M, Belcastro AN (1987) Are indices of free radical damage related to exercise intensity. *Eur J Appl Physiol*, 56:313:316
- 47 Lundsgaard E (1930) Untersuchungen über muskelkontraktionen ohne milchsaurebildung *Biochem, Z* 217 : 162-177
- 48 Malm C, Svensson M, Ekblom B, Sjodin B (1997) Effects of ubiquinone-10 supplementation and high intensity training on physical performance in humans. *Acta Physiol Scand* 161(3): 379-384
- 49 Manohar C, McCrady S, Pavlidis IT, Levine JA (2009) An accelerometer-based earpiece to monitor and quantify physical activity. *J Phys Act Health* (6:781-9
- 50 Margaria R, Edwards HT, Dill DB (1933) The possible mechanism of contracting and paying the oxygen debt in man and the role of lactic acid in muscular contraction. *Am J Physiol* 106: 689-715
- 51 Marzatico F, Pansarasa O, Bertorelli L, Somenzini L, Della VG (1997) Blood free radical antioxidant enzymes and lipid peroxides following long-distance and lactacidemic performances in highly trained aerobic and sprint athletes. *J Sports Med Phys Fitness* 37:235-239
- 52 Mattsson CM, Ståhlberg M, Larsen FJ, Braunschweig F, Ekblom B (2011) Late cardiovascular drift observable during ultraendurance exercise. *Med Sci Sports Exerc* 43 :1162-1168
- 53 Matsunaga S, Inashima S, Yamada T, Watanabe H, Hazama T, Wada M (2003) Oxidation of sarcoplasmic reticulum  $Ca^{2+}$ -ATPase induced by high intensity exercise. *Pflügers Arch* 446:394-399
- 54 Medbo JI, Mohn AC, Tabata I, Bahr R, Vaage O, Sejersted OM (1988) Anaerobic capacity determined by maximal accumulated O<sub>2</sub> deficit. *J Appl Physiol* 64:50-60
- 55 Medbo JI (1992) Is the O<sub>2</sub> deficit an accurate quantitative measure of the anaerobic energy production during intense exercise ? Reply to the letter to the editor. *J Appl Physiol* 73: 1208-1209

- 56 Messonnier L, Kristensen M, Juel C, Denis C (2007) Importance of pH regulation and lactate/H<sup>+</sup> transport capacity for work production during supramaximal exercise in humans. *J Appl Physiol* 102: 1936–1944
- 57 Nybo L, Nielsen B (2001) Hyperthermia and central fatigue during prolonged exercise in humans. *J Appl Physiol* 91: 1055–1060
- 58 Osgnach C, Poser S, Bernardini R, Rinaldo R, di Prampero PE (2010) Energy cost and metabolic power in elite soccer: a new match analysis approach. *Med Sci Sports Exerc* 42(1):170-8
- 59 Peronnet F, Thibault G (1989) Mathematical analysis of running performance and world running records. *J Appl Physiol* 67: 453-465
- 60 Pincemail G, Camus A, Roesgen E, Dreezen Y, Bertrand M, Lismonde G, Deby-Dupont G, Deby C (1990) Exercise induces pentane production and neutrophil activation in humans. *Eur J Appl Physiol* 61 (3-4) : 319-322
- 61 Poortmans JR, Boisseau N (2003) *Biochimie des activités physiques*. 2eme edition. De boeck. 480p
- 62 Novas A (2003) A practical method of estimating energy expenditure during tennis play. *J Sci Med Sport* 6(1): 40-50
- 63 Robergs RA, Ghiasvand F, Parker D (2004) Biochemistry of exercise-induced metabolic acidosis. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol* 287: 502–516
- 64 Rothney MP, Brychta RJ, Meade NN, Chen KY, Buchowski MS (2010) Validation of the ActiGraph Two-Regression Model for Predicting Energy Expenditure. *Med Sci Sports Exerc* 42(9):1785-1792
- 65 Russell AP, Rossignol P, Snow R, Lo S (2002) Cycling at 120 when compared to 80 rev/min increases the accumulated oxygen deficit but does not affect the precision of its calculation. *J Exerc Physiol* 5:32–38
- 66 Schiffl C, Zieres C, Zankl H (1997) Exhaustive physical exercise increases frequency of micronuclei. *Mutat Res* 389:243-246
- 67 Spriet LL, Lindinger MI, Mckelvie RS, Heigenhauser GJ, Jones NL (1989) Muscle glycogenolysis and H<sup>+</sup> concentration during maximal intermittent cycling. *J Appl Physiol* 66: 8–13
- 68 Ward-Smith AJ, Mobey AC (1995) Determination of physiological data from a mathematical analysis of the running performance of elite female athletes. *J Sport Sci* 13: 321-328
- 69 Ward-Smith AJ, Radford PF (2000) Investigation of the kinetics of anaerobic metabolism by analysis of the performance of elite sprinters. *J Bioch* 33: 997-1004

- 70 Warhol MJ, Siegel AJ, Evans WJ, Silverman M (1985) Skeletal muscle injury and repair in marathon runners after competition. *Am J Pathol* 118:331-339
- 71 Westerblad H, Allen DG, Lännergren J (2002) Muscle fatigue: lactic acid or inorganic phosphate the major cause? *News Physiol Sci* 17: 17–21
- 72 Weston M, Castagna C, Impellizzeri FM, Rampinini E, Abt G (2007) Analysis of physical match performance in English Premier League soccer referees with particular reference to first half and player work rates. *J Sci Med Sport* 10:390-397
- 73 Wilkerson JE, Batterton DL, Horvath SM (1977) Exercise-induced changes in blood ammonia levels in humans. *Eur J Appl Physiol* 37: 255-263
- 74 Withers RT, Sherman WM, Clark DG, Esselbach PC, Nolan SR, Mackay MH, Brinkman M (1991) Muscle metabolism during 30, 60 and 90 s of maximal cycling on an air-braked ergometer. *Eur J Appl Physiol* 63:354-362

---

# **PARTIE I**

---

## ***DESCRIPTION DES ACTIVITES FONDAMENTALES DU TENNIS : AF***

---



# 1. INTRODUCTION

Le descriptif et l'analyse d'une activité sportive ou professionnelle est une étape essentielle pour quantifier la contrainte énergétique imposée au sujet. La plupart des activités sont complexes ou « composites », mettant en jeu différents types de déplacements et de gestuelles et donc de masses musculaires et de chaînons corporels. Ces activités peuvent être décrites par un nombre restreint, souvent moins d'une dizaine, d'activités plus simples et assez stéréotypées, qui se reproduiront à différentes reprises durant l'activité composite : ces activités basiques sont qualifiées de « fondamentales » (Eclache 1999). « Les activités fondamentales (AF) se caractérisent sur le plan biomécanique par une unité d'activité gestuelle spécifique mettant en jeu des masses musculaires particulières selon un déroulement spatio-temporel identique se reproduisant à différentes reprises en cours d'activité et ne différant entre elles que par leur intensité ou leur durée ; chaque activité fondamentale peut ainsi être caractérisée par une intensité et une durée moyenne affectée de sa variabilité statistique propre » (Eclache 1999).

L'analyse vidéo est souvent utilisée pour dresser le profil d'effort d'une activité à partir de la caractérisation des actions et des déplacements en match (Carling et coll. 2008, Weston et coll. 2007, Osgnach et coll. 2010). Cette caractérisation est susceptible de fournir une estimation de l'astreinte sous réserve qu'un des paramètres mécaniques pertinents de l'AF soit étalonné avec la dépense énergétique (DE).

Le premier objectif de cette étude est d'aboutir à un descriptif fin de l'activité « tennis » et à en sélectionner les principales AF. Le second objectif est d'aboutir à une caractérisation spatio-temporelle de ces AF : masse déplacée (m), distance (L), temps (T) ou grandeurs dérivées des précédentes (vitesse, accélération...), permettant de sélectionner la grandeur mécanique ayant le plus d'impact sur la dépense énergétique.

## 2. METHODE

Le tennis se dispute au meilleur des 3 sets (2 sets gagnants) ou au meilleur des 5 sets (3 sets gagnants). Le set est gagné lorsque le sujet remporte 6 jeux avec 2 jeux d'écart par rapport à son adversaire. Pour gagner un jeu, le joueur doit gagner au moins 4 points. A 6 jeux partout, les joueurs disputent un tie-break qui se gagne en 7 points avec 2 points d'écart par rapport à l'adversaire.

La sélection et le descriptif mécanique des AF se font sur 5 jeux d'un match enregistré sur cassette vidéo opposant 2 joueurs professionnels jouant sur terre-battue. L'analyse spatio-temporelle des activités s'opère image par image. Sur un magnétoscope classique, la cadence d'enregistrement est de 25 images par seconde et la période entre 2 images est donc de 0.04 s. La durée des AF est déterminée en multipliant le nombre d'images de l'AF par cette période.

Quatre autres séquences de match réalisées par 2 joueurs de niveau amateur de seconde série et de troisième série sont analysées pour aboutir à la chronologie des AF. Ces séquences sont également analysées en appliquant la méthode de « tracking » présentée dans la partie III pour fournir une estimation de la vitesse des déplacements.

L'analyse spatio-temporelle des AF couplée aux données des études de la littérature ayant analysé les activités sélectionnées permet de déterminer les variables mécaniques qui ont le plus grand impact sur la dépense énergétique.

### 3. RESULTATS

Cette partie présente les AF sélectionnées et leurs caractéristiques techniques et mécaniques.

#### 3.1 Les Activités Fondamentales : AF

A l'issue de l'analyse vidéo, 7 activités fondamentales ont été retenues : A, C, S, D, T, M, R (tableau 1). Celles-ci font l'objet d'une analyse spatio-temporelle dans les paragraphes qui suivent.

##### 3.1.1 Descriptif des activités fondamentales

CODE	ACTIVITES FONDAMENTALES	SOUS ACTIVITES
A	Activité d'attention	
C	Coup	Cd : Coup droit Cr : Revers
S	Service	Smash
D	Course pas courus	Continu : Dc Fractionné : Df
T	Course pas chassés	Continu : Tc Fractionné : Tf
M	Marche	
R	Récupération assis	

Tableau 1 : Activités Fondamentales sélectionnées

##### *Activité d'Attention : A*

L'activité d'attention est une attitude générale qui favorise la mise en action du joueur en attente de la frappe de balle du joueur adverse. Les jambes sont écartées et légèrement fléchies et les épaules sont face au filet. Le joueur « sautille » sans décoller les pieds du sol. Un saut d'allègement est réalisé lorsque l'adversaire amorce sa préparation de frappe de balle. Ce saut est suivi de la reprise d'appui lorsque l'adversaire frappe la balle. Le saut

d'allègement-reprise d'appui permet au joueur d'être plus réactif et de pouvoir changer rapidement de direction.

#### *Activité de coups : C et S*

L'activité C regroupe 2 sous activités : le coup droit (Cd) et le revers (Cr). Avant la frappe, le joueur est en position semi-fléchie afin d'augmenter le tonus postural du tronc et la poussée des jambes à la frappe. La réalisation des coups se compose de 3 phases distinctes :

(i) la préparation qui inclue le placement et le mouvement de la raquette permettant d'armer le coup.

(ii) la frappe de balle qui correspond au contact balle – tamis. Pendant cette phase le joueur opère un transfert du poids vers l'avant.

(iii) l'accompagnement qui correspond au mouvement du bras et de la raquette s'effectuant après l'impact et qui emmène la raquette dans la direction du coup joué.

#### *Activité de course: Dc, Tc*

Deux types de déplacement sont observés au cours d'un échange : les pas courus réalisés dans une direction sagittale et les pas chassés réalisés latéralement dans un plan perpendiculaire au précédent et généralement qualifiés de « remplacement ». Ces déplacements sont essentiellement fractionnés avec des phases d'arrêt-redémarrage appelées volte-face.

Le joueur se déplace en pas courus lorsqu'il se rapproche de la balle pour réaliser un coup. Près de la balle, il diminue sa vitesse et l'amplitude de ses pas lors de la phase d'ajustement pour améliorer son placement.

Lorsque le joueur se replace, il utilise le plus souvent les pas chassés : le regard est orienté sur la balle mais aussi sur la position du partenaire ; le poids du corps est sur l'avant des pieds et les jambes légèrement fléchies.

#### *Activité de récupération : R*

Un repos assis sur la chaise d'une durée de 90 s est autorisé tous les 3 jeux. La durée du repos est de 120 s à la fin de chaque set.

#### *Activité de marche : M*

Cette activité correspond aux phases de déplacement à vitesse lente observée entre les points.

### 3.1.2 Chronologie des activités fondamentales

L'analyse des 4 séquences de jeu a permis d'aboutir aux statistiques présentés sur la figure 1 et aux résultats suivants :

⇒2 des 2 activités de récupération (R) succèdent et précèdent une marche (100%)

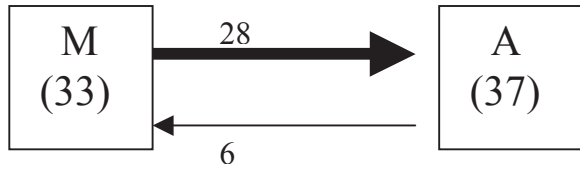
⇒25 des 32 coups (C) sont suivis d'un déplacement (78%).

⇒30 des 32 coups (C) sont précédés d'un déplacement (94%).

⇒15 des 15 services (S) sont précédés d'une phase de marche (100%).

Figure 1 : Enchaînement possible des Activités Fondamentales du tennis

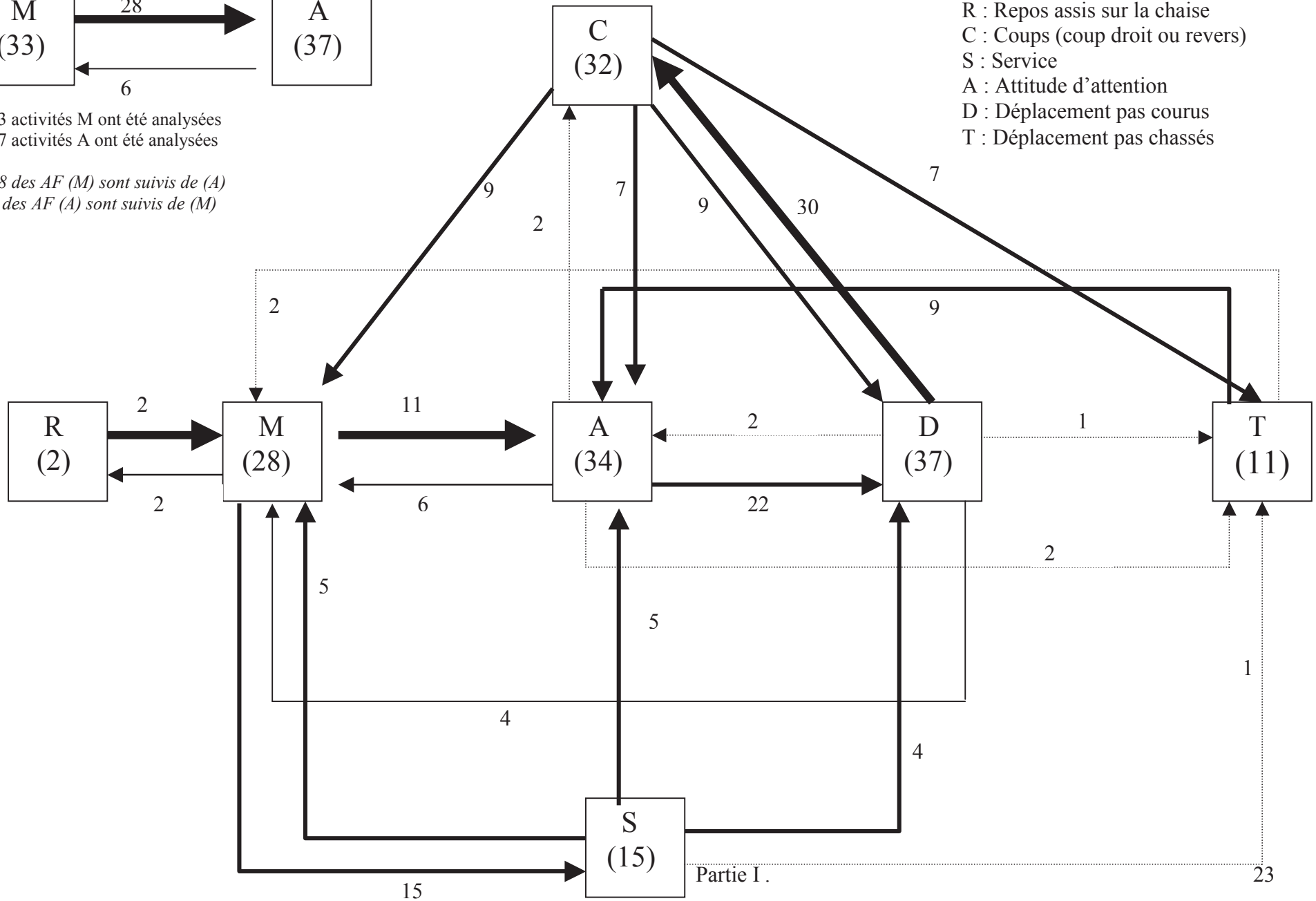
**Explication du schéma**



33 activités M ont été analysées  
37 activités A ont été analysées

28 des AF (M) sont suivis de (A)  
6 des AF (A) sont suivis de (M)

- R : Repos assis sur la chaise
- C : Coups (coup droit ou revers)
- S : Service
- A : Attitude d'attention
- D : Déplacement pas courus
- T : Déplacement pas chassés



## 3-2 Analyse technique et mécanique des activités

Le descriptif mécanique et technique des AF est présenté dans les paragraphes suivant.

### 3.2.1 Caractérisation des AF

Pour normaliser l'analyse du tennis, les limites de chaque activité sont déterminées par des évènements facilement remarquables à la vidéo.

ACTIVITES	DEBUT	FIN
<b>A</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▶ Fin activité C ou S</li> <li>▶ Fin activité T, M, D</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● A la reprise d'appui : les deux pieds en contact avec le sol</li> </ul>
<b>D</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▶ Fin d'activité A</li> <li>▶ Fin activité C ou S</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Début activité C</li> </ul>
<b>C</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▶ Préparation du coup : dernier appui sur le pied controlatéral avant d'armer le coup</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Fin de l'accompagnement : instant où la vitesse de la raquette s'annule</li> </ul>
<b>T</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▶ Fin activité C ou S</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Début activité A</li> <li>● Début activité C</li> <li>● Début activité D</li> </ul>
<b>S</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▶ Préparation du coup : début détectable visuellement de la flexion des jambes</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Fin de l'accompagnement : instant où la vitesse de la raquette s'annule</li> </ul>
<b>M</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▶ Fin d'activité C</li> <li>▶ Fin d'activité S</li> <li>▶ Fin d'activité A</li> <li>▶ Fin d'activité D</li> <li>▶ Fin d'activité T</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Début activités C</li> <li>● Début activités S</li> <li>● Début activités A</li> <li>● Début activités D</li> </ul>
<b>R</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▶ Fin d'activité M (jeu impair ou fin d'un set)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Début activité M</li> </ul>

Tableau 2 : limites des activités fondamentales

### 3.2.2 Analyse temporelle des AF

Le tableau 3, présente le nombre d'AF étudiées (n) et leur durée moyenne (dta) (s).

<b>CODES</b>	<b>ACTIVITES FONDAMENTALES</b>	<b>n</b>	<b>dta (s)</b>
<b>A</b>	attitude d'attention	10	1.13 ± 0.58
<b>Cd</b>	coup droit	30	0.91 ± 0.10
<b>Cr</b>	revers	30	0.84 ± 0.13
<b>S</b>	service	30	1.22 ± 0.05
<b>D</b>	déplacement	68	1.08 ± 0.33
<b>T</b>	replacement	37	1.09 ± 0.19
<b>M</b>	marche	30	11.2 ± 5.9
<b>R</b>	récupération assis	5	86 ± 10

Tableau 3 : durées des activités fondamentales

En dehors des phases de récupération supérieures à 1 min et de marche supérieures à 10 s, toutes les durées des activités sont inférieures à 5 s. Les durées de récupération assis sur la chaise sont de 90 s tous les 3 jeux et de 120 s entre chaque set.

La durée moyenne des activités d'attention est de  $1.13 \pm 0.58$  s. La durée moyenne des déplacements (T et D) est de l'ordre de 1 s. La durée de l'activité M est de  $11.2 \pm 5.9$  s : sa durée varie de 2 s à 23 s.



La durée moyenne des coups est de l'ordre de 1 s. Le coup droit (Cd) a une durée moyenne plus importante que le revers (Cr) : la préparation du coup droit étant sensiblement plus longue (tableau 4). La durée du service, caractérisée par une variabilité faible, est significativement plus importante que celle de l'activité Cd ou Cr.

ACTIVITE	n	dt P-F (s)	dt F-Acc (s)
Cd	30	0.50±0.12	0.41±0.06
Cr	30	0.43±0.12	0.41±0.09
S	30	0.64±0.02	0.58±0.05

Tableau 4 : durée entre la préparation et la frappe ( dt P-F) et entre la frappe et la fin d'accompagnement (dt F-Acc)

### 3.2.3 Fréquence des activités par point

Le point est la séquence temporelle entre le début de la première frappe de balle et la fin de la dernière frappe de balle du point. 46 points ont été joués lors des 5 jeux analysés. La durée moyenne du point est de  $7.2 \pm 4.4$  s.

Les activités les plus fréquentes par point sont le coup et le déplacement. Lorsque le joueur est serveur on dénombre  $1.5 \pm 0.5$  service par point en moyenne (figure 2).

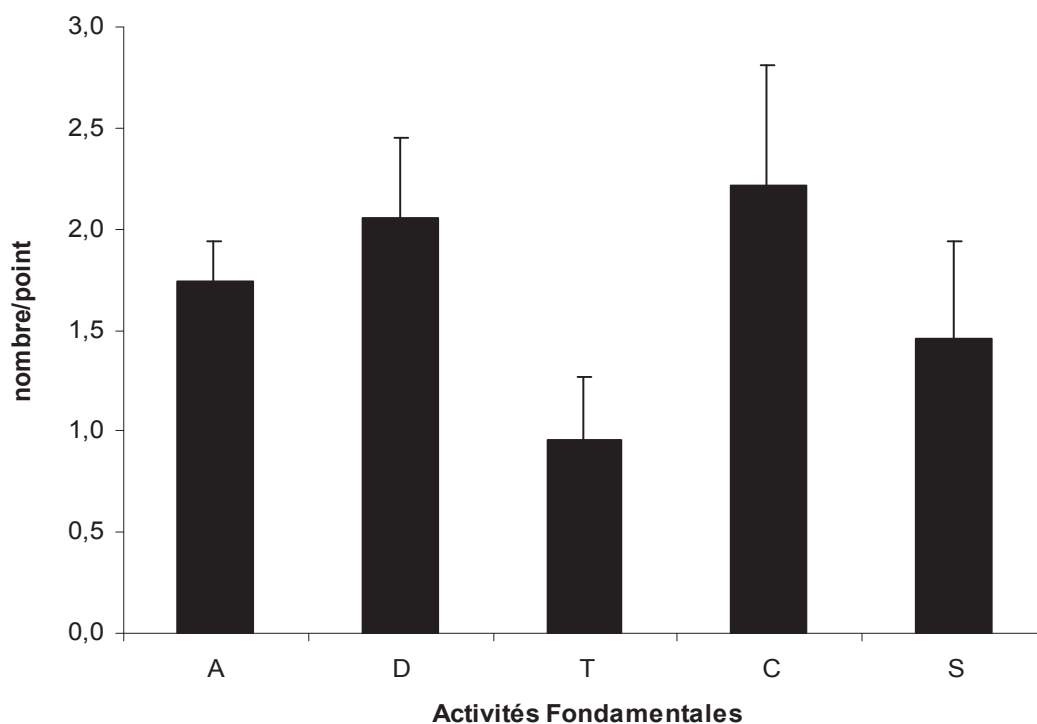


Figure 2 : Nombre d'Activités Fondamentales par point ( N = 46 points)

### 3.2.4 Détermination des variables mécaniques pertinentes : M

Les variables mécaniques ayant l'impact le plus important sur la dépense énergétique sont la vitesse de déplacement (V) (km/h) et la cadence de volte-face ( $\omega$ ) (min<sup>-1</sup>) pour les activités de mouvement (D, T, M) caractérisées par un déplacement du centre de gravité du sujet supérieur à 1 mètre. Les vitesses moyennes des déplacements (D et T) et de la marche (M) sont estimées respectivement à  $7.2 \pm 1.9$  km/h et  $3.3 \pm 1.2$  km/h. 10% des déplacements ont une vitesse supérieure à 10 km/h.

Pour les activités brèves et intenses comme les coups et l'attitude d'attention (C, S et A), le paramètre mécanique sélectionné est la fréquence d'intervention de cette activité ( $\omega$ ). Pour les coups,  $\omega$  atteint en moyenne 22 coups par minute (cpm) au cours des échanges.

## 4. DISCUSSION

Cette étude a pour but de proposer un « démontage » chronologique complet de l'activité tennis en activités fondamentales (AF) et d'en fournir une caractérisation spatio-temporelle.

Sept AF ont été sélectionnées et ont été caractérisées par des critères facilement repérables à la vidéo (tableaux 1, 2). Ces AF appartiennent à 2 groupes distincts : les AFv comprenant les AF de déplacement (D, T, M) et les AFf comprenant les AF intenses et brèves (A, C, S).

### *Les Activités Fondamentales de Déplacement : AFv*

Les AFv ont une durée généralement supérieure à la seconde, de quelques dizaines de secondes ou de minutes ; elles se caractérisent aussi par la sortie du centre de masse du polygone de sustentation et par la mise en jeu répétitive d'activités basiques et périodiques courtes, comme par exemple un pas lors de la marche. La distance moyenne des déplacements varie de 2.5 m (Fernandez et coll. 2006) à 3 m (Reid et Schneiker 2008), mais seulement 10% des coups sont joués après un déplacement compris entre 2.5 et 4.5 m (Fernandez et coll. 2006). La vitesse moyenne des déplacements estimée sur les 4 séquences de match réalisées par des joueurs de seconde et troisième série atteint une valeur assez faible de  $7.2 \pm 1.9$  km/h et seul 10% de ces déplacements ont une vitesse supérieure à 10 km/h. Ils se caractérisent par de nombreuses phases de volte-face ou d'arrêt-redémarrage qui dépendent de la cadence de

coups et de la position du joueur par rapport à la balle : si le joueur est dominé et loin de la balle, il réalise environ 22 volte-face/min.

Il existe une relation curviligne entre V et DE (Di-Prampero 1986) et le coût énergétique de la phase d'accélération lors d'une course est très élevé comparativement à la course continue (Arsac et Locatelli 2002, Di-Prampero et coll. 2005). Par conséquent, pour ce groupe d'AF, les paramètres mécanique (M) ayant le plus de poids sur la dépense énergétique sont d'une part la vitesse de déplacement (V) et d'autre part la cadence de volte-face ( $\omega$ ). Chaque point est suivi d'une récupération active de marche à une vitesse faible égale à  $3.3 \pm 1.2$  km/h d'une durée moyenne de  $11.2 \pm 5.9$  s. La durée est inférieure aux 20 s admises par le règlement car de courtes phases de marche d'environ 2 s sont observées lorsque le sujet marche entre différentes AF et en particulier entre le 1<sup>er</sup> et le 2<sup>nd</sup> service.

#### *Les Activités Fondamentales intenses et brèves : AFf*

Les AFf sont explosives, de durée brève, souvent inférieure à la seconde, pouvant développer parfois des puissances ou des forces très élevées. Elles offrent une bonne reproductibilité spatio-temporelle : en effet, les durées moyennes des coups ont un écart-type faible qui atteint respectivement 4% de celles du service, 11% de celles du coup droit et 15 % de celles du revers (tableau 3). Elles se caractérisent aussi par une attitude ou une posture spécifique, des vitesses gestuelles importantes, un déplacement réduit inférieur à 1m et un déroulement chronologique stéréotypé comme d'autres activités professionnelles ou sportives telles que les sauts, les départs, les volte-face, les jets, les tractions.

Une étude a déterminé la durée moyenne du service chez des joueurs de seconde série grâce à l'analyse des mouvements des marqueurs réfléchissants situés au niveau des articulations des segments corporels (cheville, genou, hanche, épaule et coude). Ces mouvements sont enregistrés avec le système optoélectrique d'analyse en 3D Vicon 370 (Oxford Metrics, Angleterre), composé de quatre caméras équipées de stroboscopes infrarouges opérant à 50Hz (Girard et coll. 2009) : la durée du second service passe de  $1.81 \pm 0.34$  s avant le début d'un match à  $1.58 \pm 0.36$  s après 2.5 h de match (Girard et coll. 2009). La durée moyenne du service estimée dans notre étude ( $1.22 \pm 0.05$ s) est légèrement inférieure à celle mesurée avec cette méthode. Deux raisons peuvent expliquer cette différence : le niveau de jeu supérieur et la prise en compte des premiers services pour lesquels le geste est généralement plus rapide. L'analyse image par image à l'aide d'un magnétoscope classique (fréquence d'acquisition de 25 Hz) fournit donc des résultats proches de ceux obtenus avec des techniques très pointues.

Cette fréquence d'acquisition semble suffisante pour analyser les AF puisque même pour des AF de durée courte, comme par exemple le coup droit et le revers, une erreur d'une image n'entraîne qu'une erreur limitée de 5% sur la durée de l'activité.

Il est probable que le paramètre ayant le plus grand impact sur DE soit la force résultante développée lors du coup et/ou la vitesse de balle. Cependant, compte tenu de la difficulté à mesurer ces variables, le paramètre mécanique (M) retenu a été la fréquence d'intervention ( $\omega$ ) ( $\text{min}^{-1}$ ). Lors d'un échange,  $\omega$  des coups atteint une valeur élevée égale à 22 cpm en accord avec Takahashi et coll. (2008) qui montrent par ailleurs que cette valeur varie peu en fonction des surfaces.

### *La séquence fondamentale*

L'analyse chronologique des AF sélectionnées montre que pratiquement 100% des coups sont précédés d'un déplacement (figure 1). D'autre part, 75% des coups sont suivis d'un déplacement unique et 25% sont suivis d'une phase d'attente puis d'un déplacement. Tous les services et toutes les phases de récupération assis sur le banc sont précédés d'une marche. Le découpage de l'activité tennis en 7 AF a permis de proposer la séquence fondamentale du tennis : elle représente la séquence temporelle la plus petite possible qui, regroupant toutes les AF, est susceptible de représenter au mieux la totalité de l'activité. La répétition d'un nombre entier de fois de cette séquence dans un match doit donc permettre de retrouver en intensité, durée et nombre la totalité des activités fondamentales de l'activité initiale modélisée (Eclache 1999) qui peut durer moins d'une heure à plus de 4 heures (Bergeron et coll. 1991).

La séquence fondamentale du tennis est composée de 3 jeux et d'un repos sur la chaise. Le jeu comporte en moyenne 5 points séparés chacun d'entre eux par une marche de 11 s. La durée de récupération entre chaque point est limitée par le règlement à 20 s. Le point comporte en moyenne 2 à 3 coups et 2 à 3 déplacements (figure 2). Dans notre étude, la durée moyenne du point sur terre battue est de  $7.2 \pm 4.4$  s en accord avec celle trouvée dans la littérature ( $7.7 \pm 1.7$  s) (O'Donoghue et Ingram 2001, Fernandez et coll. 2006). Cependant, la durée moyenne d'un point peut varier de 3 s à environ 12 s en fonction de la surface et du type de jeu (Kovacs 2006) : elle est plus faible sur des courts rapides comme les terrains en herbe ( $4.3 \pm 1.6$ s) ou les terrains en dur ( $5.8 \pm 1.9$  s) (O'Donoghue et Ingram 2001) et peut dépasser 10 s chez un joueur de fond de court plutôt défensif alors qu'elle est inférieure à 5 s si le joueur est un attaquant (Kovacs 2006).

Le tennis est donc un sport intermittent caractérisé par une alternance de brèves phases actives (4 s à 10 s) et de brèves phases de récupération (10 s à 20 s) entrecoupées de phases de récupération assis de plus longue durée tous les 3 jeux (90 s) ou à la fin d'un set (120 s). Au cours d'un échange, le rapport entre la durée de la phase active (point) et la durée de la phase de récupération (marche) varie de 1/1 à 1/4, en fonction de la surface, du type de jeu et du niveau de jeu (Fernandez et al 2006). Le pourcentage de temps de jeu réel qui correspond au rapport de la durée réelle de jeu, calculée par la somme de la durée des points, sur la durée totale du match, est également variable. Dans cette étude, il atteint 26 % et est proche de celui présenté dans la littérature pour des matchs sur terre battue (20 à 30 %) (Fernandez et coll. 2006). Sur des terrains en dur, le pourcentage diminue et varie entre 10 et 15 % (Fernandez et coll. 2006).

## 5. CONCLUSIONS

L'analyse fine de l'activité tennis a permis de sélectionner 7 AF (Marche, Course en pas courus, Course en pas chassés, Coup, Service, Attitude d'attention, Récupération) appartenant à 2 groupes différents : les AFv comprenant les AF de déplacement et les AFf comprenant les AF intenses et brèves. Pour les AF du groupe AFv (marche, déplacement, replacement), la variable mécanique ayant le plus de poids sur DE est la vitesse de déplacement  $V$  et la cadence de volte-face. En ce qui concerne les AFf (coup droit, revers, service, attitude d'attention), la variable mécanique retenue est la fréquence d'intervention ( $\omega$ ).

Cette analyse préliminaire permettra dans un second temps d'analyser les caractéristiques bioénergétiques de ces AF. Dans la partie II, elles seront analysées du point de vue énergétique en élaborant pour chacune d'entre elles la relation reliant DE à M appelée fonction d'astreinte.

## REFERENCE

- 1 Arzac M, Locatelli E (2002) Modeling the energetics of 100-m running by using speed curves of world champions. *J Appl Physiol* 92: 1781–1788
- 2 Bergeron MF, Maresh CM, Kraemer WJ, Abraham A, Conroy B, Gabaree C. Tennis: A physiological profile during matchplay (1991) *Int J Sports Med* 12:474-9
- 3 Carling C, Bloomfield J, Nelsen L, Reilly T (2008) The role of motion analysis in elite soccer: contemporary performance measurements techniques and work rate data. *Sports Med* 38(10): 839–62
- 4 Di Prampero PE (1986) The energy cost of human locomotion on land and in water. *Int J Sport Med* 7(2): 55-72
- 5 Di Prampero PE, Fusi S, Sepulcri L, Morin JB, Belli A, Antonutto G (2005) Sprint running: a new energetic approach. *J Exp Biol* 208 : 2809-2816
- 6 Eclache J.P (1999) L'entraînement scientifique individuel ; la clef d'or du mariage performance et santé. Collection performance et santé. ASTB ed ; 207p
- 7 Fernandez J, Mendez-Villanueva A, Pluim BM (2006) Intensity of tennis match play. *Br J Sports Med* 40:387–391
- 8 Girard O, Guerin P, Teulier C, Millet G, Micallef JP (2009) Effet de la fatigue sur les coordinations segmentaires au service en tennis : étude préliminaire. Le tennis dans la société de demain. In : AFRAPS Ed. Montpellier : 353-360
- 9 Kovacs MS (2006) Applied physiology of tennis performance. *Br J Sports Med* 40:381–386
- 10 O'Donoghue P, Ingram B (2001) A notational analysis of elite tennis strategy. *J Sports Sci* 19:107—15.
- 11 Osgnach C, Poser S, Bernardini R, Rinaldo R, di Prampero PE (2010) Energy cost and metabolic power in elite soccer: a new match analysis approach. *Med Sci Sports Exerc* 42(1):170-8
- 12 Reid M, Schneiker K (2008) Strength and conditioning in tennis: Current research and practice. *J Sci Med Sport* 11: 248-256
- 13 Takahashi H, Wada T, Maeda A, Kodama M, Nishizono H (2008) An analysis of the time duration of ground strokes in Grand Slam men's singles using the computerised scorebook for tennis. *Int J Perform Anal Sport* 8(3) : 96-103
- 14 Weston M, Castagna C, Impellizzeri FM, Rampinini E, Abt G (2007) Analysis of physical match performance in English Premier League soccer referees with particular reference to first half and player work rates. *J Sci Med Sport* 10:390-397

---

# **PARTIE II**

---

## ***CARACTERISTIQUES BIOENERGETIQUES DES ACTIVITES FONDAMENTALES***

---

# 1. INTRODUCTION

La méthode de calcul de la dépense énergétique aérobie dite vraie  $DE_v(i)$  et de la dépense énergétique anaérobie  $DE_{an}(i)$  proposée dans cette étude est basée sur l'estimation de la consigne énergétique  $DE_c(i)$  imposée par chaque activité fondamentale AF.  $DE_c(i)$  représente la valeur théorique qu'aurait atteint le sportif si son potentiel aérobie avait été susceptible d'assurer à lui seul la fourniture énergétique correspondant au travail demandé. L'estimation de cette consigne nécessite l'élaboration de fonctions mathématiques reliant les témoins principaux des deux systèmes énergétiques complémentaires de la machine humaine : d'une part, le système biochimique dont la finalité est de produire au sein de chaque cellule sollicitée un débit d'ATP cellulaire compatible avec ses besoins à partir des substrats énergétiques dont il dispose (DE étant le témoin de cette consommation) et d'autre part, le système biomécanique qui utilise l'énergie potentielle de l'ATP pour réaliser les contractions cellulaires (puissance musculaire intrinsèque  $^{\circ}W_m$ ) nécessaires à la réalisation finalisée de l'activité (puissance restituée au milieu extérieur  $^{\circ}W_e$ ) dont l'appréciation, en ergonomie ou en milieu sportif, se limite souvent à une simple mesure de performance X :

$$DE \rightarrow ^{\circ}ATP \rightarrow ^{\circ}W_m \rightarrow ^{\circ}W_e \rightarrow X$$

Il existe donc une relation entre DE et la performance X et par voie de conséquence entre DE et des paramètres mécaniques M représentatifs de la performance. La qualité de cette relation dépend de plusieurs facteurs : type et rendement métabolique, rendement ou efficacité mécanique, pertinence du ou des témoins mécaniques mesurés. Pour le tennis comme pour la plupart des activités professionnelles et sportives, deux paramètres mécaniques sont particulièrement pertinents : la vitesse de déplacement V pour les activités fondamentales de déplacements  $AF_v$  et la fréquence d'intervention  $\omega$  pour les activités intenses et brèves  $AF_f$ . Dans la littérature, de nombreuses études proposent des fonctions moyennes ou individuelles permettant d'évaluer DE en fonction de la vitesse dans les activités cycliques de déplacement (Di Prampero 1986). En revanche, à notre connaissance, aucune n'a analysé DE lors du déplacement en pas chassés et lors d'activités brèves et intenses comme les frappes de balle du tennis.

Les objectifs de cette étude sont donc non seulement de préciser les coefficients caractéristiques des fonctions d'astreinte reliant DE à M pour les 7 activités fondamentales du tennis présentées dans la partie I mais aussi de présenter une méthode permettant de déterminer le coût énergétique et la puissance métabolique moyenne des frappes de balle.



## 2. MATÉRIELS et MÉTHODES

### 2.1 Méthode générale

Pour satisfaire les deux objectifs précédemment définis, deux études particulières ont été nécessaires : l'une préliminaire sur les fonctions d'astreinte (étude 1) et l'autre sur le coût énergétique des coups de tennis (étude 2).

Les fonctions d'astreinte  $DE = f(M)$  sont établies au cours d'épreuves de puissances progressivement croissantes. Le niveau de puissance maximale imposé est inférieur ou égal à celui de la transition aéro-anaérobie individuelle estimée lors de l'examen préliminaire.

Deux types d'étalonnages sont proposés :

- (i) des étalonnages couplés laboratoire-terrain
- (ii) des étalonnages simples de terrain

#### 2.1.1 Etalonnage couplé laboratoire-terrain

Ces étalonnages nécessitent trois étapes successives (Eclache 1999) :

##### 2.1.1.1 Etalonnage de laboratoire : $DE = g(FC)$

Dans un premier temps, le sujet reproduit en laboratoire l'activité en respectant ses gestuelles spécifiques pour établir les relations entre DE et la fréquence cardiaque FC. Il réalise une épreuve dite « semi-spécifique » de puissance progressivement croissante en augmentant le paramètre mécanique choisi, vitesse  $V$  ou fréquence d'intervention  $\omega$ , sans dépasser sa transition aéro-anaérobie. La détermination de DE s'effectue grâce à l'analyse des échanges gazeux par technique directe et celle de FC à partir d'un enregistrement électrocardiographique (ECG).

### 2.1.1.2 Etalonnage de terrain : $FC = h(M)$

Lors de la seconde étape, les relations entre FC et les paramètres mécaniques choisis ( $V$  et  $\omega$ ) sont établies en faisant réaliser trois jours après, sur le terrain, les mêmes protocoles que précédemment appliqués à l'activité réelle dite « spécifique ».

### 2.1.1.3 Elaboration de la relation : $DE = f(M)$

Les fonctions d'astreinte  $DE = f(M)$  sont déterminées à partir des relations  $DE = g(FC)$  semi-spécifiques obtenues au laboratoire et des relations  $FC = h(M)$  spécifiques obtenues sur le terrain :  $DE = g(h(M)) = f(M)$ .

## 2.1.2 Etalonnage simple de terrain

La relation entre DE et M est directement établie sur le terrain au cours d'une épreuve de puissance progressivement croissante par mesure directe des échanges gazeux grâce à un système miniaturisé portable.

## 2.2 Formules mathématiques

### 2.2.1 Etalonnage laboratoire $DE = g(FC)$

Pour chaque activité étalonnée au laboratoire, la relation entre DE (ml/min x Kg) et FC (bpm) obtenue est du type :

$$DE = DE_0 + e^b \times (FC - FC_0)^m \quad (1)$$

$e^b$  et  $m$  sont deux coefficients sans unité.  $DE_0$  (ml/min x Kg) et  $FC_0$  (bpm) représentent respectivement DE repos et FC repos.  $DE_0$  est estimée partir de la relation suivante (Eclache 1999) :

$$DE_0 = (2 + (50 / (\text{âge} + 5))) \quad (2)$$

$FC_0$  est mesurée avec un cardio-fréquence-mètre, sur les sujets à jeun, en position allongée, le matin au réveil après une nuit de repos.

## 2.2.2 Fonction d'astreinte DE = f(M)

### 2.2.2.1 Activités de déplacements : AFv

Dans un premier temps les FC moyennes de fin de palier des épreuves de terrain permettent d'estimer DE (ml/min x Kg) à partir des relations DE = g(FC) du laboratoire.

La fonction d'astreinte DE = f(V) est du type :

$$DE = DEps + (1/k_{\varphi} \times V)^{1/\varphi} \quad (3)$$

V (km/h) est la vitesse de déplacement et DEps (ml/min x Kg) est DE posturale correspondant à la dépense énergétique nécessaire au maintien du tonus postural de base nécessaire pour réaliser l'activité.  $k_{\varphi}$  et  $\varphi$  sont deux coefficients sans unité.

Les déplacements en pas courus et en pas chassés du tennis sont le plus souvent fractionnés (activités Df et Tf). Le surcoût énergétique sDE (ml/min x Kg) lié aux phases de volte-face a été estimé en mesurant DE lors d'activités de course normale et de course fractionnée à vitesses et cadences de volte-face progressivement croissantes (volte par minute : vpm) :

$$sDE = (p \times \omega^q) \times (V/k_{\varphi})^{1/\varphi} \quad (4)$$

p et q étant des coefficients spécifiques pour les activités Df et Tf.

La fonction d'astreinte finale pour les activités de déplacement est du type :

$$DE = DEps + (1+p \times \omega^q) \times (V/k_{\varphi})^{1/\varphi} \quad (5)$$

La consigne énergétique DEc(i) (l/min) des activités de déplacement est estimée à partir d'un modèle linéaire simple du type :

$$DEc(i) = ((DEps + CE \times V \times (1+p \times \omega^q)) \times masse / 1000) \quad (6)$$

Le coût énergétique (CE) (ml/m x Kg) est déterminé à partir des régressions linéaires entre (DE – DEps) et V (m/min) lors de la course continue. Les coefficients p et q sont calculés spécifiquement pour le modèle linéaire. La masse du sujet est exprimée en kg.

#### 2.2.2.2 Activités intense et brève : AFf

Pour les AFf, un modèle linéaire entre DE et la fréquence d'intervention de l'activité est utilisé :

$$DE = DEps + CE \times \omega \quad (7)$$

DE (ml/min x Kg) est la moyenne des valeurs des 30 dernières secondes de chaque palier. CE (ml/kg/AF) est le coût énergétique de l'AFf, c'est-à-dire la quantité d'énergie moyenne dépensée pour une AFf, et  $\omega$  est la fréquence d'intervention de l'activité (cpm).

La consigne énergétique DEc(i) (l/min) d'une AFf est le rapport entre le coût énergétique et la durée moyenne ta(i) de l'AFf (min) multiplié par la masse du sujet (kg) :

$$DEc(i) = (DEps + CE / ta(i)) \times \text{masse} / 1000 \quad (8)$$

Les durées moyennes du coup droit, du revers et du service présentées dans la partie I sont respectivement de  $0.91 \pm 0.10$  s,  $0.84 \pm 0.13$  s et  $1.22 \pm 0.05$  s. La durée moyenne de l'activité d'attention est de  $1.13 \pm 0.58$  s (Botton et Eclache 2007).

## 2.3 Sujets d'expérimentation

Sept sujets de sexe masculin, volontaires sains, pratiquant le tennis à un niveau amateur à professionnel, participent à l'expérimentation (tableau 1). Ils sont prévenus des conditions expérimentales et des risques liés à l'expérimentation. Ils sont admis à participer après consentement écrit et signature de la charte de l'ASTB. Les sujets 1, 2 et 3 participent à l'étude 1 (analyse des 7 AF) tandis que les sujets 4, 5, 6 et 7 participent à l'étude 2 (analyse spécifique des AFf de coups).

Deux joueurs font partie des 200 meilleurs joueurs Français (sujets 2 et 3) (international tennis ranking 2). Quatre joueurs sont classés parmi les 1000 meilleurs joueurs (sujets 4, 5, 6,

7) (international tennis ranking 3). Un joueur a un niveau amateur (sujet 1) (international tennis ranking 4) (tableau 1).

Plusieurs jours avant les étalonnages, les sujets subissent une détermination de  $\dot{V}O_2\text{max}$  (DEm) par une méthode directe de mesure des échanges gazeux. Ils réalisent sur ergocycle un exercice musculaire d'intensité croissante jusqu'au plafonnement de la consommation d'oxygène ou à défaut à l'épuisement.

Sujets	Age (ans)	Poids (kg)	Taille (cm)	MG (%)	DEm (ml/min x Kg)	DEm (l/min)	ClT
1	23.4	72.0	192	6.7	53.0	3.8	15/5
2	31.1	75.2	180	15.3	59.0	4.4	N°47
3	23.7	69.7	178	14.5	53.4	3.7	-4/6
4	27.3	74.3	183	14.6	55.1	4.1	5/6
5	22.9	101.2	192	16.3	56.9	5.8	15
6	23.1	75.7	176	15.4	44.3	3.4	4/6
7	25.4	75.0	180	16.3	57.5	4.3	5/6

Tableau 1 : Sujets d'expérimentation

MG : masse grasse, ClT : classement tennis français

## 2.3 Protocoles

Ces protocoles correspondent d'une part à la détermination de l'aptitude des sujets et d'autre part à l'étalonnage des différentes AF présentées dans la partie I.

### 2.4.1 Détermination de l'aptitude des sujets : mesure de DEm

Un examen médico-physiologique général de repos est réalisé en début de série expérimentale. Chaque sujet remplit une fiche navette précisant son passé sportif, ses antécédents pathologiques, ses entraînements actuels, ses habitudes hygiéno-diététiques, et 2 performances quantitatives. Cette fiche a pour objectif de fournir une estimation automatisée du DEm du sujet grâce au logiciel Apteval (Eclache et coll. 2001). L'examen débute par une

caractérisation morphologique : détermination du poids, de la taille et de la masse grasse calculée à partir de la mesure des 4 plis cutanés (tricipital, bicipital, supra-iliaque et sous-scapulaire) par la méthode de Durnin et Womersley (1974). Il se poursuit par un examen médical individuel général et par appareils permettant de dépister d'éventuelles pathologies.

Les sujets subissent une détermination de DEm par une méthode directe de mesure des échanges gazeux en circuit ouvert sur ergocycle

La valeur de DEm cible théorique à atteindre en fin d'épreuve est automatiquement définie à l'aide du logiciel Apteval et des éléments de l'interrogatoire préliminaire (Eclache et coll. 2001). Le principe pour atteindre DEm estimé précédemment est de réaliser des paliers d'augmentation de puissance les plus petits possibles en fonction des caractéristiques de l'ergocycle utilisé.

Les sujets ont l'interdiction de manger ou de boire café et thé deux heures avant le début de l'expérimentation. Après un repos assis de 2 min, le sujet débute l'épreuve par un échauffement consistant en un pédalage à 80 rpm à environ 40% DEm durant 5 min. La puissance est ensuite progressivement augmentée pour atteindre DEm estimée en 13.5 min. Cette épreuve est suivie d'une récupération active à une puissance identique à celle de l'échauffement.

Les conditions environnementales du laboratoire ( $T^{\circ}$  sèche,  $T^{\circ}$  humide, Pression barométrique) sont maintenues stables et sont adaptées pour se rapprocher des conditions météorologiques prévues trois jours plus tard sur le terrain couvert.

## **2.4.2 Etalonnage au laboratoire**

### *2.4.2.1 Activités de déplacements : AFv*

Cette partie présente les différents protocoles imposés au laboratoire pour les AFv : marche, déplacement en pas courus et déplacement en pas chassés. Les sujets 1, 2 et 3 participent à cette étude.

#### ► Marche : M

Les sujets réalisent une épreuve triangulaire par paliers de 2 min en augmentant la vitesse de marche de 1 km/h par palier, de 3 km/h à 6 km/h (tableau 2).

► Déplacement en pas courus : D

Deux types de déplacements sont étudiés : les déplacements en pas courus continus dans un plan sagittal et la même activité entrecoupée de brèves phases d'interruption, appelée « course fractionnée ».

*Course Continue : Dc*

Les sujets réalisent une épreuve triangulaire de 14 min par paliers de 2 min en augmentant la vitesse de 1 km/h par palier, de 3 km/h à 9 km/h (tableau 2).

*Course fractionnée : Df*

Les sujets réalisent une épreuve triangulaire de 14 min par paliers de 2 min identique à celle de la course continue. Pour simuler les volte-face, au signal sonore, le joueur s'arrête brièvement (2 s) en posant successivement un pied puis l'autre sur une planche fixée à l'avant du tapis puis reprend sa course : la période entre 2 signaux sonores est de 10 s en début d'expérimentation et diminue de 0.5 s par palier.

► Déplacement en pas chassés : T

Le déplacement continu est étudié en laboratoire.

*Course continue : Tc*

Le sujet se place latéralement sur le tapis. Il réalise une épreuve triangulaire par paliers de 2 min en augmentant la vitesse de course de 0.4 km/h par palier, de 3 km/h à 6 km/h (tableau 2).

AFv	Vi (km/h)	Vf (km/h)	dV (km/h)	dt (min)	t (min)
<b>Marche</b>	3	6	1.0	2	8
<b>Pas courus</b>	3	9	1.0	2	14
<b>Pas chassés</b>	3	6	0.5	2	14

Tableau 2 : protocoles des activités de marche, déplacement en pas courus et en pas chassés imposés au laboratoire V : Vitesse, Vi : V initiale, Vf : V finale, dV : augmentation de V par palier, dt : durée du palier, t : durée totale

#### 2.4.2.2 Activités brèves et intenses : AFf

Cette partie présente les différents protocoles imposés au laboratoire pour les AFf décrites dans la partie I : l'activité d'attention (A) et les frappes de balle (C et S). Les trois sujets 1, 2 et 3 participent à cette expérimentation.

##### ► Activité d'attention : A

Le joueur réalise une épreuve triangulaire progressivement croissante en augmentant la cadence du saut d'allègement et de la reprise d'appui : le signal de cadencement est lumineux et varie de 1 saut par minute (spm) à 29 spm en 13 minutes. Entre chaque saut d'allègement le sujet sautille sur place en reproduisant son activité habituelle.

##### ► Activités de frappes de balle : C et S

La méthode de recueil des échanges gazeux imposée au laboratoire est identique pour les activités de coup et de service.

Une balle est accrochée à un système semi-flexible fixé à la rambarde du tapis pour les coups et au plafond pour les services. La raquette utilisée mesure 55 cm et pèse 300g.

Le joueur a pour consigne de frapper la balle avec la même force qu'en match et d'effectuer son geste normal : armer, frapper, accompagner. Il s'exerce plusieurs minutes avant de commencer l'expérimentation.

Le joueur se place sur le tapis debout ; il apprend pendant quelques minutes à appliquer un masque bucco-nasal suspendu dont la descente à hauteur de son visage est commandée à distance. Au début de la phase préparatoire de la frappe ordonnée par l'expérimentateur, il prend une inspiration profonde, lâche le masque qui est relevé instantanément grâce à un système de suspension actionné par l'expérimentateur et se place sur les marques signalétiques situées 2 m en arrière du masque. Il exécute alors son coup de façon naturelle tout en expirant lors de la phase d'accompagnement succédant immédiatement à la frappe. Le masque est redescendu en fin de phase d'accompagnement de façon à ce que le joueur prenne l'inspiration suivante dans le système.

La cadence maximale des coups et des services est limitée par la durée nécessaire au sujet testé pour se placer et par la durée de son cycle respiratoire. Cette durée est d'environ 5 s pour les coups et 6 s pour le service.



### *Activité C : coup droit et revers*

Le protocole est identique pour le coup droit et le revers. Le joueur se place sur le tapis et frappe dans la balle accrochée à un système semi-flexible fixé sur la rambarde.

Le joueur réalise une épreuve triangulaire progressivement croissante par paliers de 2 min en augmentant la cadence de coups de 1 cpm à chaque palier : la cadence initiale de frappe est de 4 cpm et la finale de 12 cpm (tableau 3).

### *Activité S : service*

Le joueur se place sur le tapis et frappe avec la raquette dans une balle suspendue au plafond et située à 2.70 m du sol.

Le joueur réalise une épreuve triangulaire progressivement croissante par paliers de 2 min en augmentant la cadence de coups de 1 cpm à chaque palier : la cadence initiale de frappe est de 4 cpm et la finale de 10 cpm (tableau 3).

<b>AFf</b>	<b><math>\omega_i</math> (cpm)</b>	<b><math>\omega_f</math> (cpm)</b>	<b><math>d\omega</math> (cpm)</b>	<b>dt (min)</b>	<b>t (min)</b>
<b>Coup droit/Revers</b>	4	12	1 puis 2	2	12
<b>Service</b>	4	10	1 puis 2	2	10

Tableau 3 : protocoles des activités de coups et de services imposés au laboratoire

$\omega$  : Cadence,  $\omega_i$  :  $\omega$  initial,  $\omega_f$  :  $\omega$  final,  $d\omega$  : augmentation de  $\omega$  par palier, dt : durée du palier, t : durée totale,  $d\omega$  1 puis 2 (1 cpm jusqu'à la 6<sup>ème</sup> minute puis 2 cpm)

## **2.4.3 Etalonnage de terrain**

### *2.4.3.1 Activités de déplacements : AFv*

Pour les étalonnages des AFv sur le terrain, le sujet cale sa vitesse de déplacement en synchronisant son passage au niveau des poteaux du filet ou de la borne « départ » sur un signal sonore préenregistré. Le sujet se déplace sur les lignes extérieures des couloirs et sur la ligne de fond de court.

Pour les déplacements fractionnés, trois cadences de volte-face sont analysées. Ces étalonnages d'une durée de 8 min sont entrecoupés de 30 min de récupération passive en position assise.

► Marche

Le sujet réalise une épreuve triangulaire de 14 min par paliers de 1.9 min en augmentant la vitesse de marche de 0.5 km/h par palier (tableau 4).

► Déplacement en pas courus

*Course continue : Dc*

Les sujets réalisent une épreuve triangulaire de 16 min par paliers de 1.75 min en augmentant la vitesse de 1 km/h par palier (tableau 4).

AFv	Vi (km/h)	Vf (km/h)	dV (km/h)	dt (min)	t (min)
<b>Marche</b>	3.0	6.0	0.5	1.90	14
<b>Pas courus</b>	3.5	11.5	1.1	1.75	16
<b>Pas chassés</b>	3.5	7.5	0.5	1.75	15

Tableau 4 : protocoles des activités de marche, déplacement en pas courus et en pas chassés imposés sur le terrain

V : Vitesse, Vi : V initiale, Vf : V finale, dV : augmentation de V par palier, dt : durée du palier, t : durée totale

*Course fractionnée : Df*

Trois cadences de volte-face sont imposées pendant des paliers de 2 min sur un parcours linéaire balisé par un plot fixe « A » et des plots « B » dont la distance à « A » est ajustée de façon à obtenir pour chaque vitesse retenue (3, 4, 5 et 6 km/h) une fréquence de voltes de 22, 33 et 50 vpm (figure 1). Le joueur a pour consigne de poser les 2 pieds à hauteur du plot « B » à atteindre.

Vitesse (km/h)	$\omega = 22$ vpm Distance (m)	$\omega = 33$ vpm Distance (m)	$\omega = 50$ vpm Distance (m)
3	2.25	1.50	1.00
4	3.00	2.00	1.33
5	3.75	2.50	1.67
6	4.50	3.00	2.00

Tableau 5 : protocole de la course fractionnée imposée sur le terrain

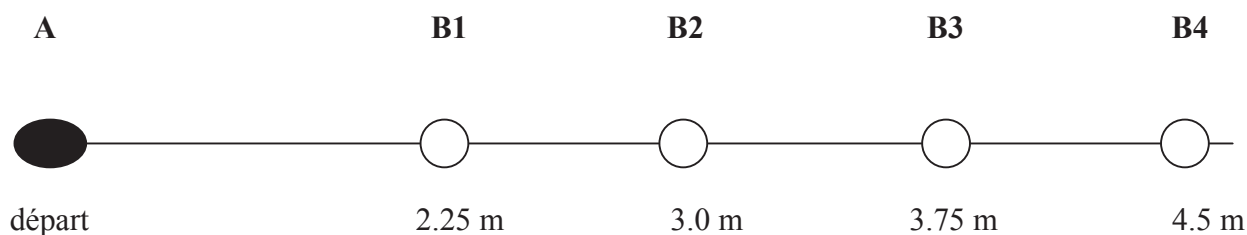


Figure 1 : Exemple du protocole imposé pour une cadence de volte-face  $\omega = 22$  vpm

Lors des 2 premières minutes, le sujet court à 3 km/h : il se déplace de la borne « départ » (A) jusqu'à la borne (B1). Après 2 min, il se déplace à 4 km/h : de la borne (A) jusqu'à la borne (B2). Le palier suivant, à 5 km/h, il se déplace de la borne (A) jusqu'à la borne (B3). Enfin les 2 dernières minutes, il se déplace à 6 km/h entre les bornes (A) et la borne (B4). En augmentant ainsi la distance à parcourir, la vitesse de déplacement augmente alors que la cadence de volte-face est fixée à 22 vpm pendant l'ensemble du protocole.

► Déplacement en pas chassés

*Course continue :  $T_c$*

Le sujet réalise une épreuve triangulaire par paliers de 1.75 min en augmentant la vitesse de course de 0.5 km/h par palier (tableau 4).

*Course fractionnée :  $T_f$*

Le même type de protocole utilisé lors du déplacement fractionné en pas courus est appliqué. Trois cadences de volte-face sont imposées pendant des paliers de 2 min sur un parcours linéaire balisé par un plot fixe « A » et des plots « B » dont la distance à « A » est ajustée de façon à obtenir pour chaque vitesse retenue (3, 3.5, 4 et 4.5 km/h) une fréquence de voltes de 15, 20 et 30 vpm (tableau 4).

Vitesse (km/h)	$\omega = 15$ vpm Distance (m)	$\omega = 20$ vpm Distance (m)	$\omega = 30$ vpm Distance (m)
3	3.30	2.50	1.65
3.5	3.85	2.90	1.90
4	4.41	3.30	2.20
4.5	4.95	3.75	2.50

Tableau 6 : protocole du déplacement fractionné en pas chassés imposé sur le terrain

$\omega$  : cadence de volte-face

### *2.4.3.1 Activités brèves et intenses : AFf*

#### ► Activité d'Attention : A

Le joueur se positionne sur la ligne du fond de court. Le protocole est identique à celui du laboratoire (cf chap 2.4.2.2).

#### ► Activités de coups : C et S

Le joueur réalise une épreuve triangulaire progressivement croissante par paliers de 2 min en exécutant un coup droit ou un service à chaque signal sonore délivré par un magnétophone selon un protocole préalablement enregistré.

Les protocoles présentés dans cette partie sont également réalisés par les sujets 4, 5, 6 et 7 lors des étalonnages simples de terrain (étude 2). Au cours de l'étude 2, le sujet est équipé d'un K4b<sup>2</sup> et la vitesse de balle est mesurée à l'aide d'un radar pistolet disposé en bordure du carré de service opposé au joueur (figure 2).

#### *Activité C*

La cadence de coups est augmentée de 2 cpm par paliers de 2 min : la cadence initiale est de 4 cpm et la finale de 18 cpm. L'opérateur est un entraîneur de tennis diplômé d'état habitué à envoyer des balles dans des zones précises : la balle est envoyée à une vitesse constante dans une zone (2m x 2m) située à 1 m du joueur pour réduire les déplacements (figure 2). L'opérateur dispose d'un panier de 300 balles.

Le joueur est en position statique immobile dans une zone d'un mètre de large face à l'opérateur. Il réalise sa gestuelle habituelle en essayant de maintenir la frappe de balle constante et égale à celle du match. Pour cela, il vise une zone de 2 m de large délimitée par des plots dans le terrain opposé. Si la balle envoyée par l'opérateur impose au joueur de sortir de la zone de 1m, le sujet la laisse passer.

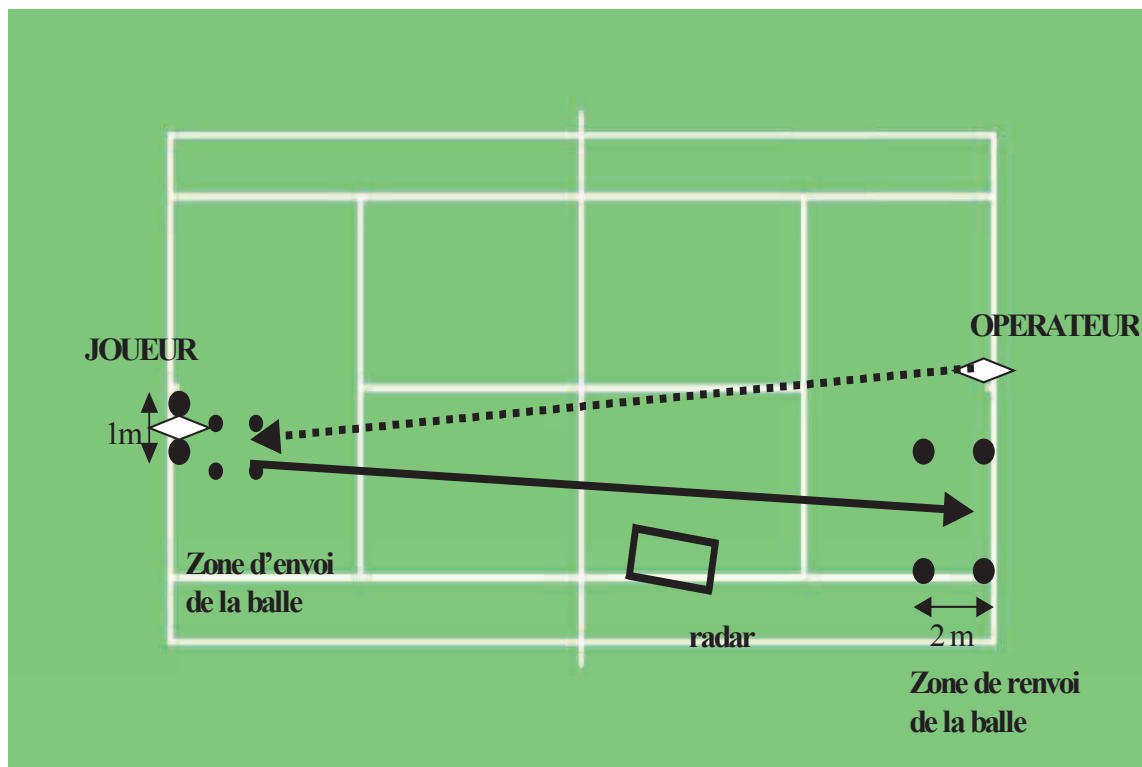


Figure 2 : position du joueur et de l'opérateur lors de l'étalonnage des coups. Le radar est utilisé pour l'étalonnage simple de terrain (étude 2). La ligne pointillée figure la trajectoire de la balle envoyée par l'opérateur. La ligne pleine représente la trajectoire de la balle après la frappe de balle du joueur.

### Activité Service

La cadence de coups est augmentée de 2 cpm par palier de 2 min : la cadence initiale est de 4 cpm et la finale de 12 cpm (tableau 7). Le joueur se place sur la ligne de fond de court et frappe la balle à une puissance correspondant à son premier service. Entre les services il reste sur la ligne de fond de court et prend une balle dans le seau de 200 balles mis à sa disposition.

AFf	$\omega_i$ (cpm)	$\omega_f$ (cpm)	$d\omega$ (cpm)	dt (min)	t (min)
Coup droit/Revers	4	18	2	2	14
Service	4	12	2	2	10

Tableau 7 : protocoles des activités C et S imposées sur le terrain

## 2.5 Matériels

### 2.5.1 Recueil des variables biologiques

#### 2.5.1.1 Fréquence cardiaque

##### ► Laboratoire

Au laboratoire, deux types d'appareils ont été utilisés pour la mesure des FC :

-Cardio-fréquencemètre Baumann

Le cardio-fréquencemètre mémorisateur (Baumann Recorder BHL 6000) recueille en continu la fréquence cardiaque grâce à une ceinture dont le système de réception est situé en position médio-sternale et les électrodes détectrices en position sous-pectorale droite et gauche. Le stockage est moyenné toutes les 8 secondes et la vidange de la mémoire se fait directement sur l'ordinateur à l'aide de l'interface Baumann.

-Electrocardiogramme (ECG)

Les FC sont enregistrées grâce à 3 électrodes auto-adhésives placées en position médio-sternale, latéro-thoracique gauche et latéro-thoracique droite, en dehors des masses musculaires et après avoir nettoyé la peau à l'alcool. Les électrodes sont reliées à un scope Cardiorater CR7 qui permet la surveillance en continu de l'activité électrique cardiaque.

##### ► Terrain

Sur le terrain, le cardio-fréquencemètre Polar S610 est utilisé. Ce cardiofréquencemètre se compose de 2 parties ; l'émetteur codé polar et le bracelet récepteur Polar S610. La fréquence cardiaque est mesurée avec la précision d'un électrocardiogramme toutes les 5 s. La vidange de la mémoire se fait directement sur l'ordinateur à l'aide de l'interface Polar infrarouge.

### 2.5.1.2 Echanges gazeux

#### ► Laboratoire

La mesure des échanges gazeux est réalisée en temps réel, cycle à cycle, grâce au système MARIANNE composé d'un masque bucco-nasal en caoutchouc et de deux soupapes séparant air inspiratoire et expiratoire de 3cm de diamètre et d'espace mort réduit (valve de Hans Rudolph 2700). La tuyauterie véhiculant les gaz expirés et inspirés a un diamètre de 3 cm offrant ainsi une faible résistance à l'écoulement.

Le circuit inspiratoire est connecté à un pneumotachographe (PN TBM CD 9910 type LILLY), relié à une chaîne de pression de type VALIDYNE (model CD23) utilisant un capteur VALIDYNE MP 45 ± 2 cm d'eau.

Le circuit expiratoire comprend un système de mélange automatisé cycle à cycle, l'analyse s'effectuant en gaz humide grâce à deux analyseurs rapides d'O<sub>2</sub> (WOM ; cellule au zircon de MECANALYSE COMBUSTION SA) et de CO<sub>2</sub> (DATEX NORMOCAP ; cellule à absorption d'infrarouges). La mesure des concentrations moyennes de chaque cycle s'effectue en fin d'expiration sur le mélange expiré homogénéisé.

L'étalonnage des analyseurs de gaz est effectué au début de l'expérimentation à partir d'un mélange étalon de trois gaz purs (O<sub>2</sub> (16%), CO<sub>2</sub> (4%) et N<sub>2</sub> (80%)) obtenu grâce à un mélangeur à buses ultrasoniques (MGF 6121). La calibration du système de mesure du débit inspiratoire est effectuée par une pompe étalon (ATPS type PEA02) qui peut délivrer un volume courant de 1.5 à 3.5 l à une fréquence de 0 à 60 cpm. Un système de robinet en X à fût cylindrique motorisé commandé à distance est situé sur le circuit inspiratoire afin de réaliser des étalonnages à volonté lors de l'expérimentation. La connexion automatique de la pompe étalon s'effectue ainsi sans débrancher le sujet du circuit inspiratoire et sans variation ni de volume ni de pression.

Les variables respiratoires, fréquence respiratoire (Fr), volume courant (VT), fractions expiratoires d'O<sub>2</sub> (FeO<sub>2</sub>) et de CO<sub>2</sub> (FeCO<sub>2</sub>), fractions inspiratoires d'O<sub>2</sub> (FiO<sub>2</sub>) et de CO<sub>2</sub> (FiCO<sub>2</sub>), débit expiratoire (°VE), consommation d'oxygène (°VO<sub>2</sub>), sont stockées et affichées sur un scope toutes les minutes par défaut ou selon la période pré sélectionnée par l'opérateur.

#### ► Terrain

La mesure des échanges gazeux cycle à cycle est réalisée par un système miniaturisé de mesure des échanges gazeux (K4 b<sup>2</sup> INT) (Cosmed) préalablement validé (Hauswirth et coll.

1997). Il est composé de 2 parties pesant au total moins de 1 kg : une unité portable contenant les analyseurs d'O<sub>2</sub> et CO<sub>2</sub> (400g) et la batterie portable (550 g).

L'analyse des gaz est réalisée par 2 analyseurs rapides d'O<sub>2</sub> (Zirconium) et CO<sub>2</sub> (NDIR). Ils sont maintenus à température constante grâce à un système de chauffe asservi à un thermostat pour éviter toute dérive des résultats liée à des écarts thermiques. Le taux d'échantillonnage et la pression interne sont constamment surveillés pour garantir la fiabilité et la reproductibilité des résultats. Le tube d'échantillonnage des gaz en Nafion® élimine automatiquement la condensation issue de la respiration du sujet.

Le débitmètre à turbine garantit une précision maximale jusqu'à 20 litres par seconde. Active dès 4 millilitres par seconde, avec une résistance faible, la turbine assure des résultats fiables pour des écarts de ventilation de 0 à 300 litres/minute.

La calibration des analyseurs et de la turbine est automatisée et gérée par le logiciel. L'étalonnage des analyseurs de gaz est effectué au début de l'expérimentation à partir d'un mélange étalon de 3 gaz (O<sub>2</sub> (15%), CO<sub>2</sub> (5%) et N<sub>2</sub> (80%)). La turbine du débitmètre est calibrée avec une pompe étalon de 3 L (Quinton Instruments, Seattle). La procédure complète de calibration est réalisée en moins de 15 minutes.

### **2.5.2 Recueil des données mécaniques**

La vitesse de balle est fournie par un radar « pistolet » (SR3600, Sports-radar, Homosassa, FL, USA) monté sur un trépied de 1.50 m de hauteur orienté en direction de l'origine de la trajectoire de la balle.

### **2.5.3 Ergomètres et Epreuve ergométrique**

#### ► Laboratoire

#### -Tapis roulant

Le tapis roulant est un powerjog (EPC) de 210 cm longueur et de 90cm de largeur qui permet au sujet de courir facilement. La vitesse du tapis et la pente sont réglables soit manuellement soit par programmation respectivement de 0 à 20 km/h et de 0 à 12 %.

#### -Ergocycle

L'ergocycle est de type Monark (824 E). La résistance est assurée par une courroie de friction reliée à un plateau d'un poids initial de 500 g sur lequel sont déposés les poids additionnels.



Pour une cadence de pédalage de 80 rpm la résistance induite par le plateau correspond à 40 W. Chaque poids additionnel de 100 g entraîne une augmentation de puissance de 8 W.

#### ► Terrain

Pour imposer une vitesse définie sur le terrain et matérialiser le parcours à suivre, des bornes sont placées au niveau des poteaux et au milieu de la ligne de fond de court.

Les protocoles sont enregistrés sur cassette audio à l'aide de la balise sonore Baumann et transmis via un magnétophone.

Deux chronomètres, l'un de type « horloge » et l'autre analogique sont utilisés pour vérifier le respect des protocoles.

Un panier de 300 balles est utilisé pour les étalonnages des frappes de balle.

#### 2.5.4 Mesure des conditions météorologiques

Une station météo fournit la température sèche (Tdb), l'humidité relative (HR) et la pression barométrique (Pb).

### 2.6 Exploitation des données

Au laboratoire, les valeurs de DE sont recueillies toutes les minutes. Les valeurs de FC sont moyennées sur les 10 dernières secondes de chaque palier. Sur le terrain, les valeurs issues du K4b<sup>2</sup> et du cardio-fréquencemètre sont moyennées respectivement sur les 30 dernières secondes et les 10 dernières secondes de chaque fin de palier.

Les coefficients  $e^b$  et  $m$  des relations  $DE = g(FC)$  sont déterminés en réalisant les régressions linéaires entre  $x = LN(FC - FC_0)$  et  $y = LN(DE - DE_0)$  sans prendre en compte les points expérimentaux des deux premières minutes correspondant à l'échauffement.

Les coefficients  $k_\varphi$  et  $\varphi$  des relations  $DE = f(V)$  sont déterminés en réalisant les régressions linéaires entre  $x = LN(DE - DE_{ps})$  et  $y = LN(V)$ .  $DE_{ps}$  est fixée de façon à obtenir le meilleur coefficient de détermination entre  $x$  et  $y$ . Les coefficients  $p$  et  $q$  des surcoûts énergétiques des volte-face (équation 4) sont déterminés à partir des valeurs expérimentales obtenues grâce à la régression linéaire établie entre les valeurs logarithmiques de DE et celles de cadence de volte-face :

$$DE = DE_{ps} + (1 + p \times \omega^q) \times (V / k_\varphi)^{1/\varphi} \quad (\text{équation 5})$$

$$(DE - DE_{ps}) / (V / k_\varphi)^{1/\varphi} - 1 = p \times \omega^q$$

$$LN(((DE - DE_{ps}) - (V / k_\varphi)^{1/\varphi}) / (V / k_\varphi)^{1/\varphi}) = q \times LN(\omega) + LN(p)$$

Les fonctions d'astreinte sont déterminées pour chaque sujet. Pour les AFv, les fonctions d'astreinte moyennes sont déterminées en calculant pour chaque palier de vitesse la DE moyenne correspondant aux 3 sujets.

Pour chaque régression, les coefficients de déterminations ( $R^2$ ) sont calculés par la méthode des moindres carrés.

### **3. RESULTATS**

Cette partie présente les relations  $DE = g(FC)$  obtenues au laboratoire et les fonctions d'astreinte  $DE = f(M)$ .

#### **3.1 Etalonnage laboratoire : $DE = g(FC)$**

Les coefficients  $e^b$  et  $m$  des relations  $DE = g(FC)$  obtenues au laboratoire pour les sujets 1, 2 et 3 sont présentés dans le tableau 8.

Pour les activités de déplacement AFv, les coefficients de détermination ( $R^2$ ) des relations entre DE et FC varient de 0.74 à 0.99. Pour les activités de coups, ce coefficient varie de 0.23 à 0.50.

Un étalonnage moyen a été déterminé pour chaque sujet à partir de l'ensemble des activités M, Dc et Df. Cet étalonnage moyen a été utilisé pour ajuster le coefficient de courbure ( $e^b$ ) pour les activités (T) et les frappes de balles (Cd, Cr, S) indiqués en italique dans le tableau 8.

AF			Sujet 1	Sujet 2	Sujet 3
Déplacement continu	<b>Dc</b>	m	1.7075	1.1785	1.7160
		e <sup>b</sup>	0.0099	0.1173	0.0103
Déplacement fractionné	<b>Df</b>	m	1.1372	0.9826	1.6019
		e <sup>b</sup>	0.1225	0.3595	0.0164
Pas Chassés	<b>T</b>	m	<i>1.5220</i>	<i>1.0873</i>	<i>1.7149</i>
		e <sup>b</sup>	<i>0.0181</i>	<i>0.1749</i>	<i>0.0104</i>
Marche	<b>M</b>	m	1.8345	1.4156	2.4057
		e <sup>b</sup>	0.0056	0.0536	0.0007
Attitude d'attention	<b>Aa</b>	m	1.5220	1.1822	1.7710
		e <sup>b</sup>	0.0190	0.1377	0.0072
Etalonnage Moyen Déplacements		m	1.5637	1.0873	1.7149
		e <sup>b</sup>	0.0182	0.2028	0.0105
Etalonnage Moyen Frappes de balle		m	<i>1.5637</i>	<i>1.0873</i>	<i>1.7149</i>
		e <sup>b</sup>	<i>0.0151</i>	<i>0.2120</i>	<i>0.0162</i>

Tableau 8 : coefficient des régressions  $DE = g(FC)$  des activités fondamentales du tennis

*En italique : coefficients déterminés avec l'étalonnage moyen*

Les points expérimentaux des étalonnages  $DE = g(FC)$ , les relations  $DE = g(FC)$  obtenues sur ergocycle et les étalonnages moyens « déplacements » sont représentés sur les figures 2, 3, et 4 pour les 3 sujets.

La relation  $DE = g(FC)$  obtenue sur ergocycle est proche de la régression moyenne des déplacements pour les sujets 1 et 3 ; elle fournit des valeurs de DE légèrement inférieures pour le sujet 2 (figure 3, 4, 5).

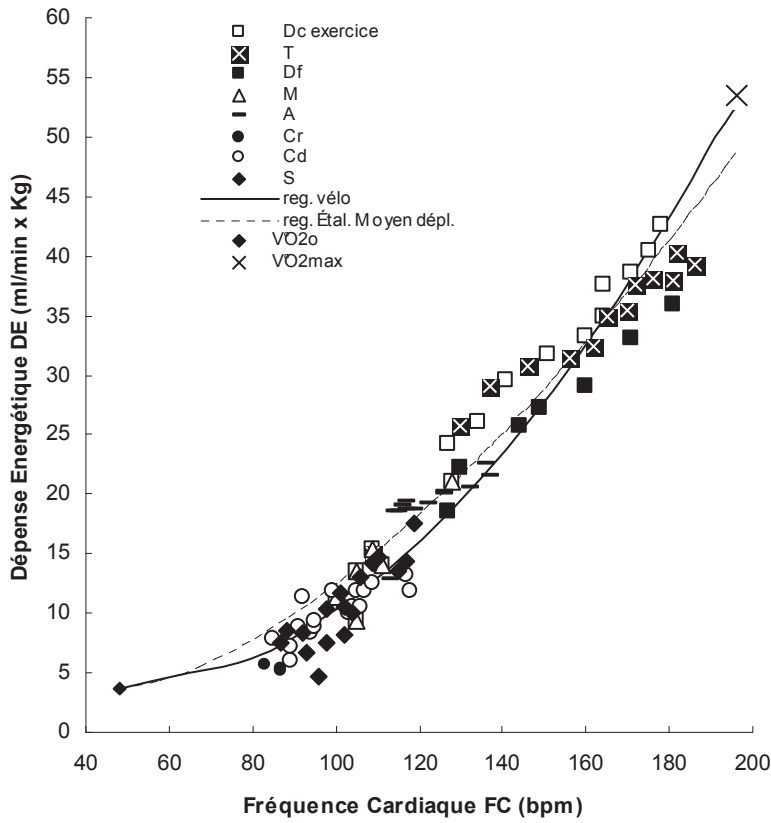


Figure 3 : Relations DE-FC obtenues pour les différentes AF chez le sujet 1

(Dc : pas courus, T : pas chassés, Df : pas courus fractionnés, A : attitude d'attention, Cr : revers, Cd : coup droit, S : Service)

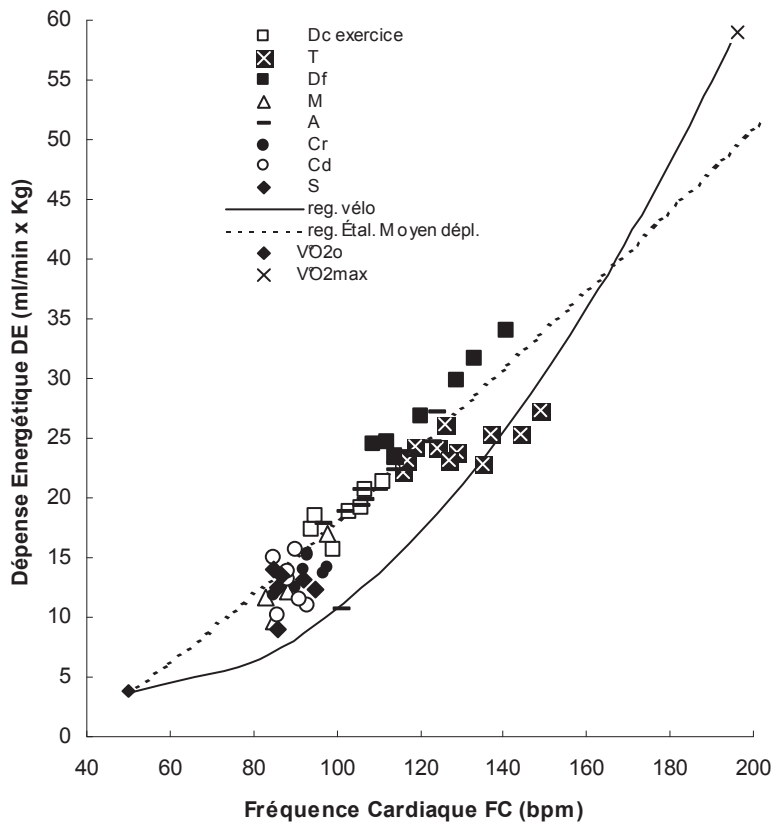


Figure 4 : Relations DE-FC obtenues pour les différentes AF chez le sujet 2

(Dc : pas courus, T : pas chassés, Df : pas courus fractionnés, A : attitude d'attention, Cr : revers, Cd : coup droit, S : Service)

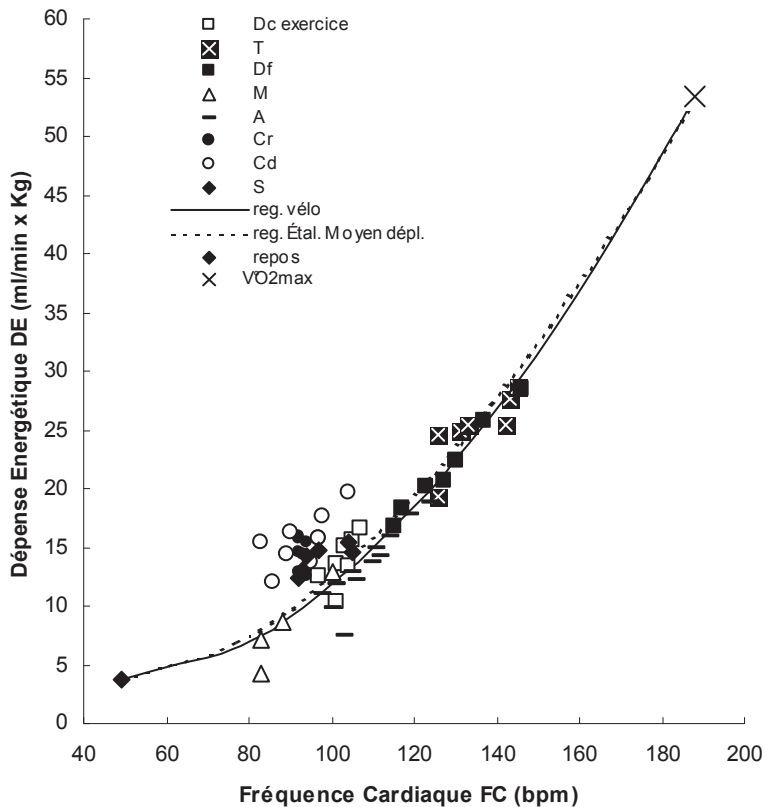


Figure 5 : Relations DE-FC obtenues pour les différentes activités fondamentales chez le sujet 3

(Dc : pas courus, T : pas chassés, Df : pas courus fractionnés, A : attitude d'attention, Cr : revers, Cd : coup droit, S : Service)

### 3.2 Fonctions d'astreinte des activités de déplacement : $DE = f(V)$

A la fin des épreuves de déplacement continu en pas courus et en pas chassés, DE estimée atteint respectivement  $68.8 \pm 6.1 \% DEm$  et  $56.0 \pm 9.7 \% DEm$ .

A la fin des déplacements en pas courus fractionnés à la cadence la plus élevée ( $\omega = 50$  vpm), DE atteint  $88.3 \% DEm$ . Les sujets 1 et 3 n'ont pas pu terminer cette épreuve : le sujet 1 s'est arrêté à la fin du palier 5 km/h et le sujet 3 s'est arrêté à la fin de la première minute du palier 6 km/h.

A la fin des déplacements fractionnés en pas chassés à la cadence de volte-face la plus élevée ( $\omega = 30$  vpm), DE atteint  $68.0 \pm 11.9 \% DEm$ .

Les coefficients  $1/\varphi$ ,  $k_\varphi$ ,  $p$ ,  $q$  des fonctions d'astreinte des activités de déplacement sont donnés dans le tableau 9.

AF		Sujet 1	Sujet 2	Sujet 3	Moyenne
Marche	$1/\varphi$	1.6259	1.0086	1.9230	1.4100
	$k_\varphi$	1.6505	0.3923	1.8924	1.3124
	DEps	5.5	4.5	5.0	5.0
Pas courus	$1/\varphi$	1.2859	1.0707	1.3624	1.1723
	$k_\varphi$	0.8302	0.4170	0.9508	0.6089
	$p$	0.0535	0.0399	0.0418	0.0457
	$q$	1.0381	1.0064	1.1818	1.0366
	DEps	5.1	6.2	4.7	5.0
Pas chassés	$1/\varphi$	1.8477	1.1008	1.2250	1.1262
	$k_\varphi$	1.2298	0.4340	0.5927	0.4403
	$p$	0.1686	0.0051	0.0050	0.0144
	$q$	0.8627	1.6134	1.6205	1.3251
	DEps	4.9	6.5	5.4	5.6

Tableau 9 : Coefficients des fonctions d'astreinte individuelles et moyennées sur les 3 sujets.  
DE (ml/min x Kg), DEps : DE posturale (ml/min x Kg)

Les coefficients moyens du modèle linéaire  $DEc(i) = DEps + CE \times V \times (1 + p \times \omega^q)$  sont :

$CE = 0.1685$  ml/m x Kg,  $p = 0.0189$ ,  $q = 1.1931$  pour les déplacements en pas courus,  
 $CE = 0.2155$  ml/m x Kg,  $p = 0.0029$  et  $q = 1.6970$  pour les déplacements en pas chassés et  
 $CE = 0.0838$  ml/m x Kg pour la marche. DEps moyenne (DEpsm) obtenue chez les 3 sujets sont respectivement égales à 5.0 ml/min x Kg pour la marche et les déplacements en pas courus et à 5.6 ml/min x Kg pour le déplacement en pas chassés.

Au cours des activités de déplacement continu ce sont les pas chassés qui entraînent à vitesse identique la DE la plus importante. Pour les vitesses faibles, la marche entraîne une DE inférieure à celle des déplacements en pas courus et pas chassés (figure 6).

Le surcoût énergétique lié aux volte-face (sDE) est représenté sur les figures 7 et 8. Au cours des activités fractionnées c'est l'activité la plus fractionnée ( $\omega = 50$  vpm) qui entraîne la DE la plus importante (figure 7, 8).

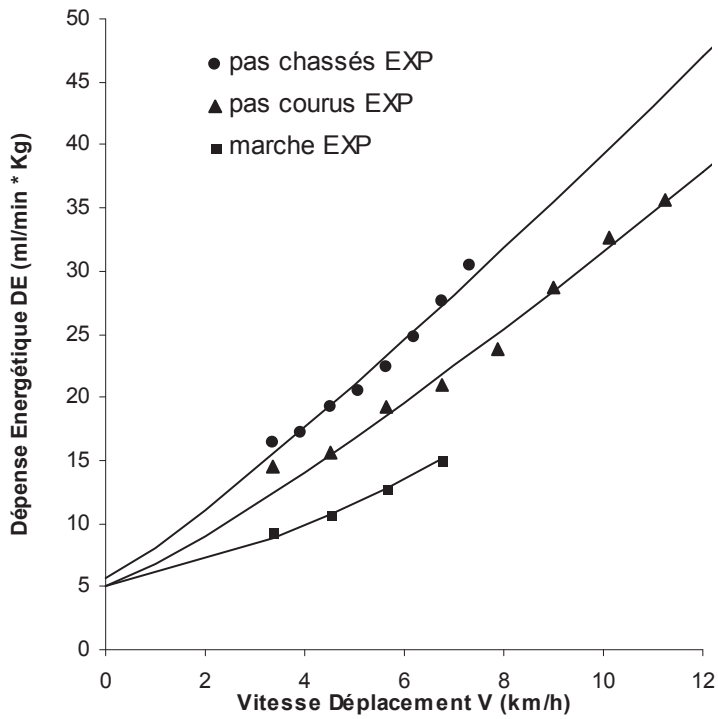


Figure 6: Dépense énergétique mesurée en fonction de la vitesse (V) pour 3 modalités de déplacements expérimentaux (n = 3). Chaque courbe ( — ) correspond à la fonction d’astreinte moyenne du tableau 9.

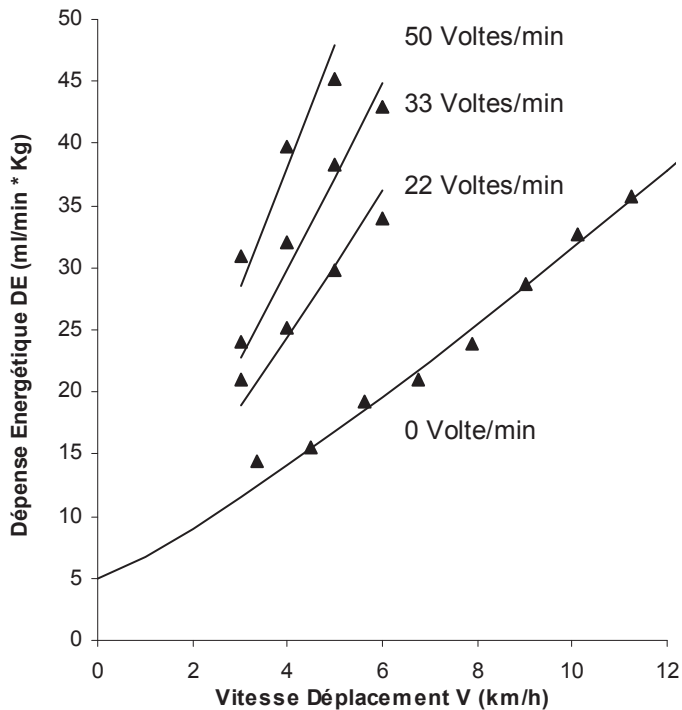


Figure 7 : Dépense énergétique en fonction de la vitesse (V) pour 4 cadences de volte-face différentes lors des déplacements en pas courus (n = 3). Chaque courbe ( — ) correspond à la fonction d’astreinte moyenne du tableau 9.

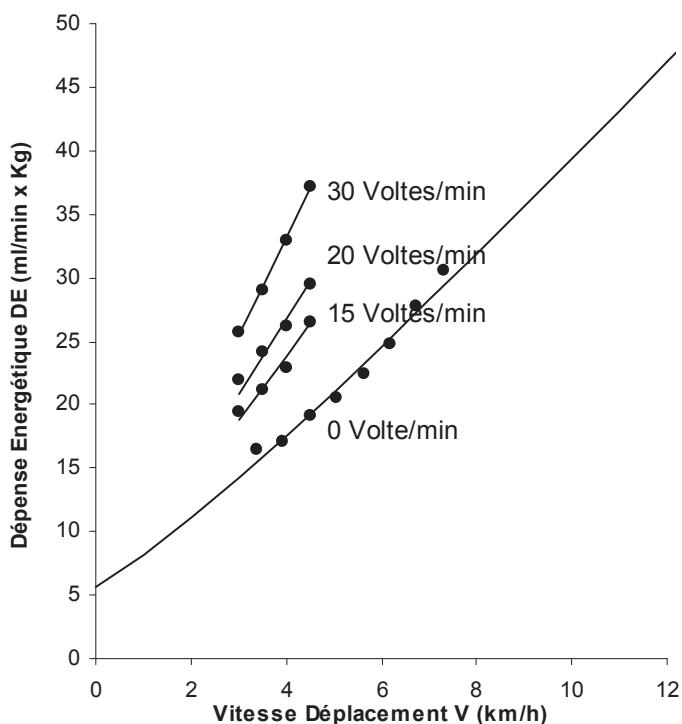


Figure 8 : Dépense énergétique en fonction de la vitesse (V) pour 4 cadences de volte-face différentes lors des déplacements en pas chassés (n = 3). Chaque courbe ( — ) correspond à la fonction d'astreinte moyenne du tableau 9.

### 3.3 Fonctions d'astreinte des activités brèves et intenses : $DE = f(\omega)$

Cette partie présente les coûts énergétiques et une estimation de la consigne énergétique des activités intenses et brèves : attitude d'attention et frappes de balle.

#### 3.3.1 Activité d'attention : A

Les coefficients de détermination des relations linéaires entre DE et  $\omega$  varient de 0.77 à 0.99 en fonction des sujets. Le CE de cette activité varie de 0.16 ml/AF x Kg à 0.24 ml/AF x Kg. DEc(i) imposée par cette activité varie de 1.45 l/min à 1.63 l/min. En moyenne DEc(i) est égale à  $1.55 \pm 0.09$  l/min (tableau 10). DEps moyenne déterminée à partir de la relation linéaire entre DE et la cadence du saut d'allègement est égale à  $16.4 \pm 7.6$  ml/min x Kg.



	Sujet 1	Sujet 2	Sujet 3	Moyenne
CE (ml/kg/AF)	0.20	0.16	0.16	$0.17 \pm 0.02$
DEc(i) (l/min)	1.58	1.63	1.45	$1.55 \pm 0.09$

Tableau 10 : Coût énergétique (CE) et consigne énergétique (DEc(i)) de l'activité d'attention déterminés à partir des étalonnages couplés laboratoire-terrain pour les 3 sujets (1, 2 et 3).

### 3.3.2 Coup Droit, Revers et Service : Cd, Cr, S

#### 3.3.2.1 Etalonnage couplé laboratoire-terrain

DE augmente régulièrement au cours des étalonnages de terrain pour atteindre respectivement à la fin de l'épreuve Cd, Cr et S,  $56.7 \pm 26.7$  % DEm,  $53.9 \pm 27.0$  % DEm et  $51.5 \pm 14.0$  % DEm.

Les résultats obtenus lors des étalonnages couplés laboratoire-terrain pour le coup droit et le service sont présentés aux figures 9 et 10.

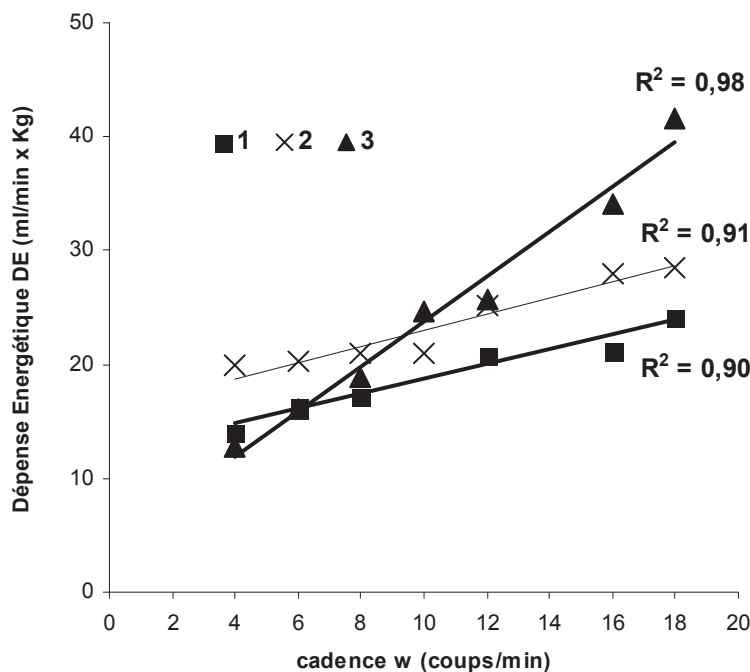


Figure 9 : Relations DE- $\omega$  obtenues lors de l'étalonnage du coup droit couplé laboratoire-terrain pour les 3 sujets de l'étude 1 ( $n = 3$ )

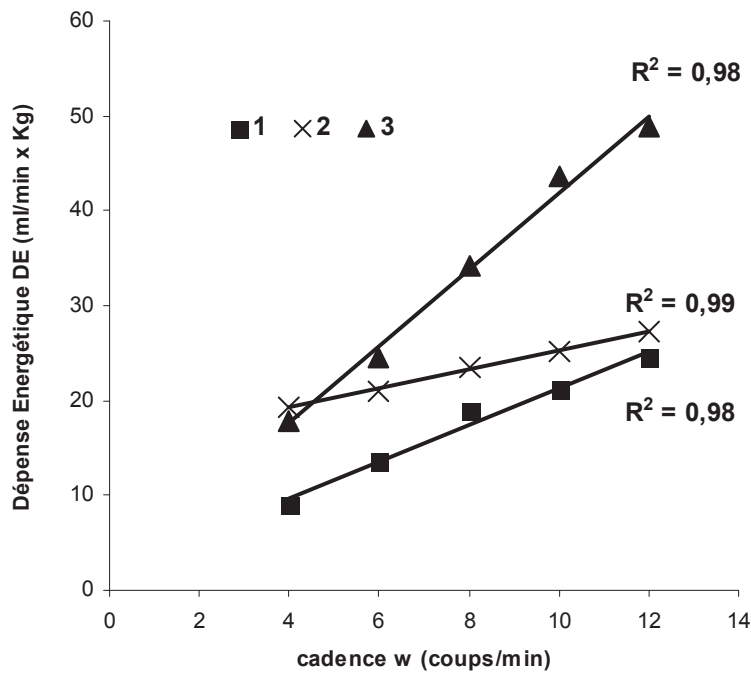


Figure 10 : Relations DE- $\omega$  obtenues lors de l'étalonnage du service couplé laboratoire-terrain pour les 3 sujets de l'étude 1 (n = 3)

Le CE du coup droit et du revers sont proches ( $1.1 \pm 0.7$  ml/coup x Kg droit et  $1.2 \pm 0.9$  ml/coup x Kg). Le CE du service varie de 1.0 ml/coup x Kg à 4.1 ml/coup x Kg (tableau 11).

	Sujet 1	Sujet 2	Sujet 3	Moyenne
<b>Coup droit</b>				
(ml/coup x Kg)	0.6	0.7	2.0	$1.1 \pm 0.7$
(ml/coup)	46	53	137	$79 \pm 51$
<b>Revers</b>				
(ml/coup x Kg)	0.7	0.5	2.2	$1.2 \pm 0.9$
(ml/coup)	52	38	155	$82 \pm 64$
<b>Service</b>				
(ml/coup x Kg)	2.0	1.0	4.1	$2.3 \pm 1.6$
(ml/coup)	142	75	283	$167 \pm 106$

Tableau 11 : Coûts énergétiques (CE) du coup droit, du revers et du service calculés à partir des étalonnages couplés laboratoire-terrain pour les sujets 1, 2 et 3.

### 3.3.2.2 Etalonnage simple de terrain

Le type de résultat obtenu avec le K4b<sup>2</sup> est présenté figure 11.

A la fin de l'étalonnage du coup droit et du service DE atteint respectivement  $75 \pm 14$  % DEm ( $39.5 \pm 8.2$  ml/min x Kg) et  $82 \pm 5$  % DEm ( $43.6 \pm 4.1$  ml/min x Kg).

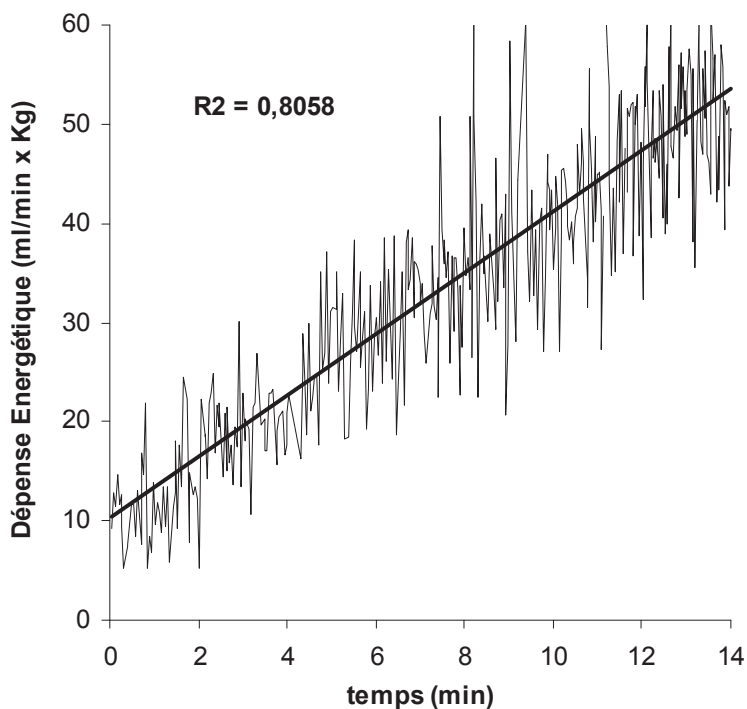


Figure 11 : Exemple de relation DE-temps obtenue sur le terrain avec le K4b<sup>2</sup> lors de l'étalonnage du coup droit (Sujet 4)

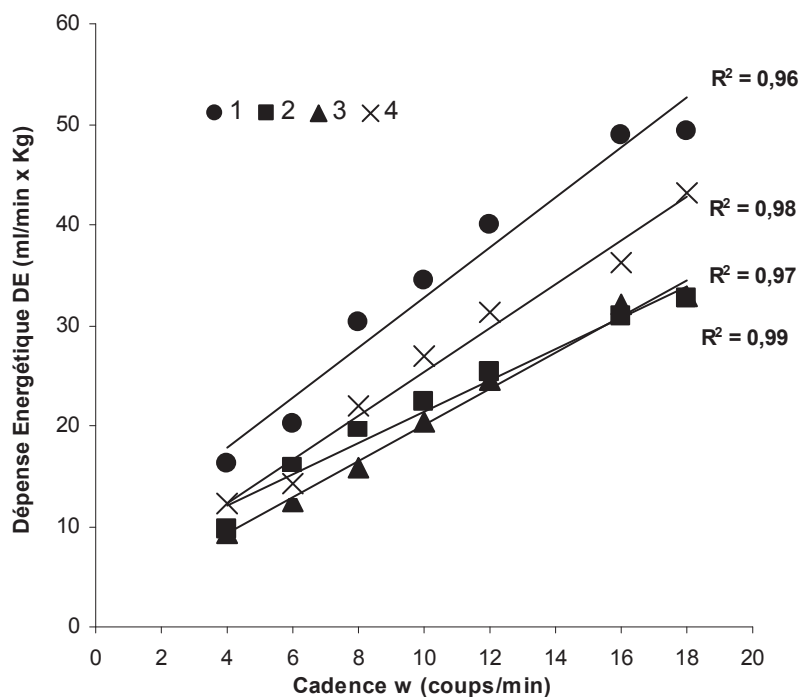


Figure 12 : Relations DE- $\omega$  obtenues au coup droit lors de l'étalonnage de terrain pour les 4 sujets de l'étude 2.

Le CE du coup droit varie de 1.6 ml/coup x Kg à 2.6 ml/coup x Kg (tableau 12).

	Sujet 4	Sujet 5	Sujet 6	Sujet 7	Moyenne
<b>Coup droit</b> (ml/coup x Kg)	2.6	1.6	1.8	2.3	2.1 ± 0.5
<b>Coup droit</b> (ml/coup)	190	158	136	172	164 ± 23
<b>Vitesse balle</b> (km/h)	123.4 ± 6.9	78.5 ± 9.1	67.3 ± 7.8	106.1 ± 11.1	93.8 ± 23.9

Tableau 12 : Coût énergétique (CE) du coup droit en fonction des sujets et de la vitesse de balle

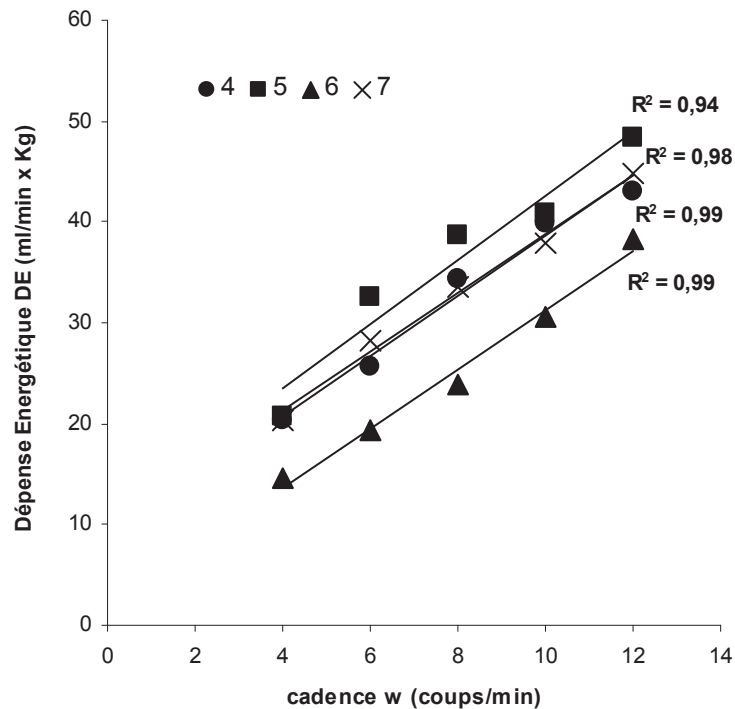


Figure 13 : Relations DE- $\omega$  obtenues au service lors de l'étalonnage de terrain pour les 4 sujets de l'étude 2

Le CE du service varie de 2.9 ml/coup x Kg à 3.2 ml/coup x Kg (figure 13) (tableau 13).

	Sujet 4	Sujet 5	Sujet 6	Sujet 7	Moyenne
<b>Service</b> (ml/coup x Kg)	3.0	3.2	2.9	2.9	3.0 ± 0.1
<b>Service</b> (ml/coup)	223	320	222	220	246 ± 49
<b>Vitesse balle</b> (km/h)	124.7 ± 7.5	139.3 ± 6.9	111.8 ± 11.3	136.9 ± 11.7	128.2 ± 14.5

Tableau 13 : Coût énergétique (CE) du service en fonction des sujets et de la vitesse de balle.

La vitesse de balle moyenne au service ( $128.2 \pm 14.5$  km/h) est supérieure à celle du coup droit ( $93.8 \pm 23.9$ ).

Le CE d'une frappe de balle (service et coup droit) exprimé en ml O<sub>2</sub>/kg poids corporel présente une bonne corrélation avec la vitesse de balle ( $R^2 = 0.84$ ) (figure 14). Pour la gamme de vitesse enregistrée, la relation entre CE (ml O<sub>2</sub>/ kg) et la vitesse de balle (V<sub>b</sub>) (km/h) est du type :  $CE = 0.0227 \times V_b$ .

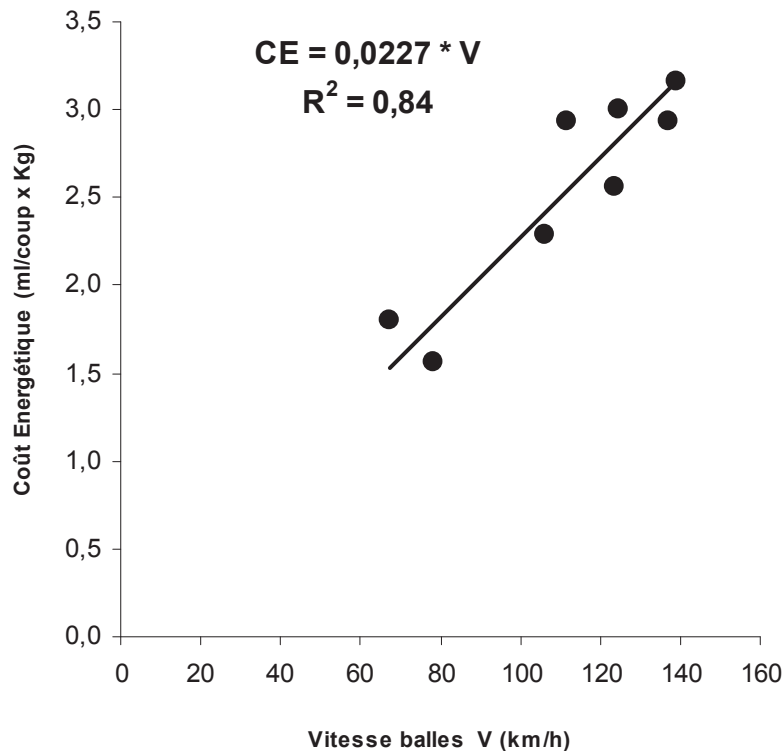


Figure 14 : Relation entre le coût énergétique des frappes de balle (ml/coup x Kg) et la vitesse de balle V<sub>b</sub> (km/h). Chaque point représente le CE d'une frappe de balle pour un joueur.

### 3.3.2.3 Estimation de la consigne énergétique des coups : $DEc(i)$

$DEc(i)$  calculée à partir de l'équation 8 sera exprimée en fonction des besoins, soit en consommation d'O<sub>2</sub> équivalente absolue (l/min ou Watt), soit relative (% DEm). L'équivalent énergétique d'1 litre d'O<sub>2</sub> est considéré comme étant égal à 21.1 kJ.

$DEc(i)$  d'un coup est très variable : elle varie de 3.6 l/min à 13.1 l/min pour le coup droit et de 4.2 l/min à 16.8 l/min pour le service. Les coups droits entraînent des  $DEc(i)$  supérieures aux DEm pour 5 des 7 sujets (sujets 3, 4, 5, 6, 7). Les services entraînent des  $DEc(i)$  supérieures au DEm des sujets pour 6 des 7 sujets (sujets 1, 3, 4, 5, 6, 7) (tableau 14).

DEc(i) moyennes obtenues pour le coup droit et le service des sujets 1, 2 et 3 lors de l'étude 1 ( $5.7 \pm 3.1$  l/min et  $8.5 \pm 5.1$  l/min) sont inférieures à celles des sujets 4, 5, 6 et 7 de l'étude 2 ( $11.2 \pm 1.6$  l/min et  $12.8 \pm 2.7$  l/min).

<b>AF</b>		<b>SUJETS</b>						
		1	2	3	4	5	6	7
	l/min	3.6	4.1	9.3	13.1	11.0	9.1	11.6
<b>Coup droit</b>	Watt	1302	1449	3302	4676	3925	3256	4137
	% DE <sub>m</sub>	96	92	249	322	192	271	273
	l/min	7.1	4.2	14.1	11.6	16.8	11.1	11.5
<b>Service</b>	Watt	2528	1507	5015	4140	6006	3946	4112
	% DE <sub>m</sub>	186	95	378	285	293	329	271

Tableau 14 : Estimation de DEc(i) exprimée en l/min, Watt et % DE<sub>m</sub> du coup droit et du service pour chaque sujet de l'expérimentation

## 4. DISCUSSION

Cette étude a pour objectif d'estimer la consigne énergétique  $DEc(i)$  imposée par les activités fondamentales AF du tennis. Différents aspects et problèmes méthodologiques sont à considérer avant d'analyser les résultats des fonctions d'astreinte.

### *Aspects méthodologiques*

Dans la littérature, l'estimation de la consigne ou de la consommation d'oxygène requise repose sur différentes techniques (Noordhof et coll. 2010, Medbo et coll. 1988, Barstow et coll. 1993). Pour des exercices de puissance sous-transitionnelle, certaines études assimilent la consigne à la valeur de DE aérobie mesurée expérimentalement en fin d'exercice de durée inférieure à 10 min (Barstow et coll. 1993, Engelen et coll. 1997, Hagberg et coll. 1980). Cette méthode pose peu de problème pour cette gamme de puissance et de durée en raison de l'évolution pratiquement mono-exponentielle de DE. En revanche, lorsque son évolution est bi-exponentielle (i.e. exercices de puissances supérieures à la transition), les auteurs appliquent un temps arbitraire généralement compris entre 5 et 10 min pour déterminer cette limite (Barstow et coll. 1993, Gore et Withers 1990). Pour les puissances supra-maximales, les auteurs estiment la consigne à partir de la relation entre DE aérobie et la puissance (ou la vitesse) obtenue sur une gamme de puissance sous-maximale (Medbo et coll. 1988, Noordhof et coll. 2010). Pour élaborer cette relation, certaines études imposent des exercices de type rectangulaire de 2 à 10 min à des puissances variant de 30%  $DEm$  à des puissances proches du maximum, séparés par un ou plusieurs jours (Noordhof et coll. 2010, Medbo et coll. 1988, Buck et Mc Naughton 1999). D'autres études imposent des protocoles triangulaires avec des paliers de 3 min jusqu'à 90%  $DEm$  et des paliers de 30 W (Zoladz et coll. 1995). Le type de protocole à imposer fait toujours l'objet de nombreux débats et critiques puisque la consigne mesurée reste fonction du protocole utilisé et qu'elle devient supérieure lorsque la durée du palier augmente (Bangsbo 1996a, Noordhof et coll. 2010).

Dans le modèle bioénergétique Astrabio®,  $DEc(i)$  représente une valeur théorique qu'un système totalement aérobie devrait atteindre. La puissance de fin d'exercice est donc calée sur celle de la transition aéro-anaérobie estimée afin de s'affranchir ou de limiter la dérive métabolique : DE aérobie est restée inférieure à cette zone pour la majorité des étalonnages à l'exception de la course en pas courus fractionnée à 50 rpm au cours de laquelle DE a pratiquement atteint 90%  $DEm$ . La réalisation d'un protocole triangulaire de durée inférieure à 15 min avec des augmentations de puissance limitées et des paliers de durées réduites à 1 ou

2 min a été retenu afin de réduire les perturbations métaboliques liés aux déficits en oxygène contractés à chaque palier et à une durée d'étalonnage trop longue. Comme le montre la figure 15, des paliers de 1 à 2 min sont suffisants pour atteindre 74% à 94% de la consigne correspondant à des augmentations de puissance de 20 W (0.24 l/min) pour des sujets caractérisés par une constante de temps d'adaptation du métabolisme aérobie  $T_0$  inférieure ou égale à 0.75 min (figure 15).

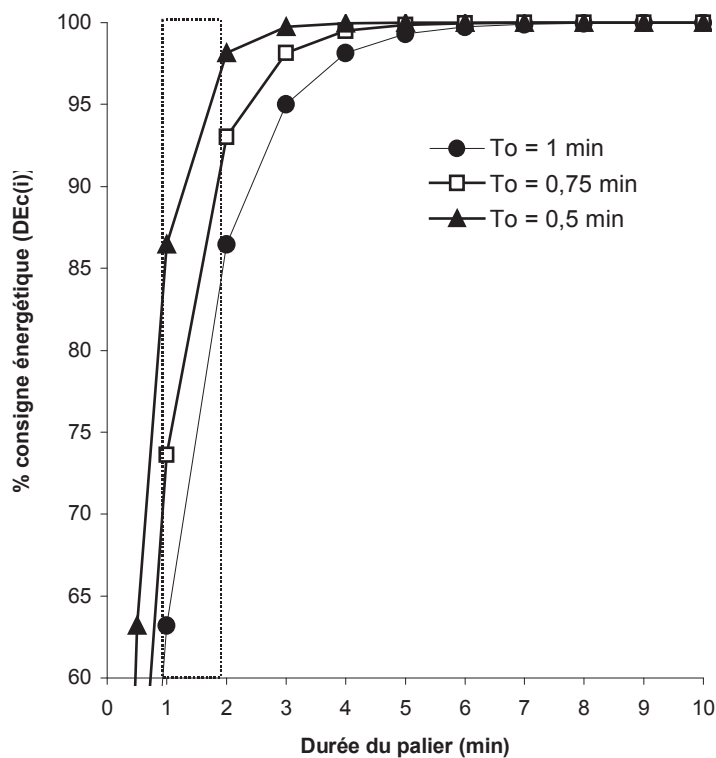


Figure 15 : Effet de la durée du palier sur le pourcentage d'atteinte de la consigne énergétique  $DE_c(i)$  correspondant à des augmentations de 20 W (0.24 l/min) en fonction de différentes constantes de temps d'adaptation du métabolisme aérobie  $T_0$ . L'exercice débute au temps 0.

La caractérisation bioénergétique des sept AF par les fonctions d'astreinte est basée sur des étalonnages couplés laboratoire-terrain ou uniquement de terrain.

La réalisation de l'activité au laboratoire en respectant les masses musculaires mises en jeu lors de l'activité réelle permet d'obtenir la relation  $DE = g(FC)$ . La relative facilité de mesurer avec précision FC de façon atraumatique et sans gêner la réalisation de la plupart des activités fait de ce signal un excellent témoin de DE en situation. FC étant très sensible aux conditions environnementales comme la température (Achten et Jeukendrup 2003), les étalonnages au



laboratoire ont été réalisés dans des conditions thermiques proches de celles prévues trois jours plus tard sur le terrain : la différence de température entre les deux conditions n'a pas excédé 2 °C. Le second intérêt de FC est sa liaison très étroite avec DE aérobique pour des gammes de puissances sous-maximales : cette relation est généralement curviligne et plusieurs auteurs notent une légère inflexion de FC à l'approche de DEm pour certains types d'activité (Eclache 1988). Elle est mathématiquement modélisable par des fonctions puissances où l'exposant (m) dépend essentiellement de l'aptitude du sujet (Eclache 1994). Si m est égal à 1, on obtient une relation linéaire observée généralement chez les sujets bien entraînés alors que l'incurvation est plus fréquente chez les sujets jeunes et féminins (Eclache 1988). Pour la majorité des étalonnages, les relations  $DE = g(FC)$  présentent un coefficient de détermination supérieur ou égal à 0.90. Néanmoins ce coefficient est faible pour les activités dont l'étalonnage a présenté des difficultés techniques : les pas chassés et les activités de coups.

La course en pas chassés sur le tapis se caractérise par une augmentation très rapide de DE et FC ce qui entraîne une courbure de la relation dans le sens inverse de celui attendu ( $m < 1$ ) (Figures 3, 4, 5). Du fait des problèmes de stabilité et du risque de chute, le stress caractérisé par l'élévation habituelle des catécholamines augmente aussi le tonus postural et entraîne une « pré-activation » des muscles qui réagiront plus vite en cas de chute. De plus la difficulté de se déplacer en pas chassés sur un tapis fait que les sujets augmentent leur cadence gestuelle par rapport à celle du terrain ce qui entraîne un surcoût énergétique. Pour les activités comprenant des coups (Cd, Cr et S), les points expérimentaux sont concentrés dans une zone de DE et de FC faible comprise respectivement entre 10 ml/min x Kg et 20 ml/min x Kg et entre 90 bpm et 120 bpm (figures 3, 4, 5) : il est donc mathématiquement hasardeux de définir une relation générale. Ce résultat s'explique par des problèmes méthodologiques liés à la reproduction en laboratoire de gestes aussi spécifiques que le coup droit, le revers et le service. L'espace restreint limite l'amplitude gestuelle et freine le joueur qui n'ose pas frapper comme en match ce que traduit, pour une même cadence de frappe au service (par exemple 8 cpm), une FC en laboratoire inférieure à celle du terrain pouvant atteindre 25 bpm pour le sujet 3 (104 contre 129 bpm). De plus le protocole qui impose au joueur d'inspirer avant de frapper, puis d'expirer lors de la phase d'accompagnement entraîne une sous-estimation de DE. En effet cette expiration se fait en dehors du système d'analyse des échanges gazeux et à partir d'une certaine cadence de coups, le sujet n'a plus le temps d'expirer totalement dans le masque. Les deux types d'activités qui posaient problème (pas chassés et frappes de balle), a conduit à utiliser l'étalonnage moyen déterminé à partir des

points expérimentaux obtenus lors des activités de déplacements (activité Dc, Df, M) : les coefficients ( $e^b$ ) sont modifiés de telle sorte que cet étalonnage moyen passe par les points expérimentaux de l'activité (T) ou par l'ensemble des points expérimentaux des frappes de balle (coup droit, revers et service) sans modifier la courbure de la courbe (le coefficient m) (tableau 8).

Dans un deuxième temps, l'élaboration de la relation  $FC = h(M)$  sur le terrain permet de supprimer les contraintes environnementales et météorologiques du laboratoire qui sont susceptibles de perturber la réalisation de l'activité : le sujet réalise alors son activité sans autre contrainte que celle du cardiofréquencemètre.

Pour les activités caractérisées par une faible augmentation de DE comme les frappes de balles, des étalonnages simples de terrain ont été imposés lors de l'étude 2. Le sujet réalise l'activité dans son environnement habituel en exécutant son geste technique sans autre contrainte que celle liée au port du K4b<sup>2</sup>. Le harnais supportant le K4b<sup>2</sup> et la bonnette maintenant le masque bucco-nasal sont réglés à la morphologie du sujet de manière à réduire au maximum la gêne. L'incidence du port de ce matériel a été analysée au préalable en mesurant son impact sur FC, sur les sensations subjectives des sujets et sur les données mécaniques : le port du K4b<sup>2</sup> d'un poids inférieure à 1 kg n'a pas eu d'impact significatif sur FC ; la gêne cardio-respiratoires et psycho-sensorielles ne devient significative que lorsque la difficulté technique de l'activité augmente comme lors du service par exemple (Botton et coll. en review annexe 3e).

#### *Fonctions d'astreinte des activités de déplacement : $AFv$*

La fonction d'astreinte du type  $DE = DE_p + (1/k_\phi \times V)^{1/\phi}$  permet de prédire DE en fonction de V sur une large gamme de vitesse supérieure à la transition aéro-anaérobie. Cette fonction modélise de façon très satisfaisante DE en fonction de V mais présente un inconvénient important : c'est celui d'intégrer dans les coefficients  $k_\phi$  et  $\phi$  des mécanismes physiques et biologiques très différents, DE liée à la résistance ou à la pénétration dans le milieu et DE liée aux variations d'énergie potentielle (Di-Prampero 1986). L'objectif de l'étude étant uniquement d'obtenir une estimation de  $DE_c(i)$  pour des vitesses moyennes de l'ordre de 7 km/h n'atteignant qu'exceptionnellement 15 km/h lors des sprints, il n'apparaissait pas indispensable d'utiliser les relations plus précises.

DEc(i) est estimée à partir d'un modèle linéaire passant par DEps. Pour les pas courus, le modèle linéaire fournit des valeurs de DEc(i) proches de celles obtenues avec la fonction d'astreinte sur la gamme des vitesses expérimentales (3-11 km/h). Pour les vitesses supra-maximales (30 km/h), le modèle linéaire fournit une DEc(i) égale à 89.5 ml/min x Kg alors que la valeur estimée avec la fonction d'astreinte serait de 101.3 ml/min x Kg : cette différence met bien en évidence la chute du rendement pour les puissance supra-maximales et l'obligation de distinguer la consigne des limites expérimentales prenant en compte le surcoût aérobic d'activités de puissances et de durée trop élevées.

Ce travail a permis de mettre en évidence que le coût énergétique de la course en pas chassés T est supérieur à celui du pas courus D (figure 6). Ce surcoût énergétique peut s'expliquer par une difficulté mécanique à réaliser ce déplacement ce qui entraîne des variations importantes du niveau du centre de masse du sujet et des mouvements parasites plus importants. Ce type de déplacement plus coûteux permet aux joueurs de rester face au jeu et est donc réservé aux phases de remplacement. Cependant compte tenu de la faible durée de ces phases voisines d'une seconde, ces 2 activités seront regroupées sous une activité commune de course en appliquant les coefficients obtenus pour les pas courus. En revanche, l'activité de marche de durée moyenne plus importante ( $11.2 \pm 5.9$  s) sera différenciée de celle de la course : elle est en effet caractérisée par des valeurs DEc(i) inférieures sur la gamme de vitesse expérimentale en accord avec la littérature (figure 6) (Di-Prampéro 1986).

En raison de la distance moyenne des déplacements proche de 2 m, le sujet est en permanence en phase d'accélération et décélération. C'est la raison pour laquelle le surcoût énergétique lié aux phases d'arrêt-redémarrage a été intégré dans la fonction d'astreinte des déplacements. Ce surcoût énergétique sDE dépend de la vitesse de déplacement et de la fréquence d'intervention de volte-face (équation 4). Un joueur dominé qui est déplacé par l'adversaire fera autant de volte-face que de coups soit une fréquence de voltes voisine de 22 vpm. A 15 km/h, ce type de déplacement fractionné entraîne une astreinte énergétique très importante puisque DEc(i) atteindrait 5.9 l/min alors qu'elle n'est que de 3.5 l/min pour le déplacement continu à cette même vitesse pour un sujet de 75 kg. Ce surcoût élevé est en accord avec les études ayant mesuré le coût énergétique de la phase d'accélération au départ d'un 100 m : il peut atteindre 50 J/kg/m par rapport au coût énergétique moyen d'une course continue égal à 3.8 J/kg/m et la puissance métabolique définie par le produit du coût énergétique et de la vitesse atteint 65 W/kg sur les 4 premières secondes du démarrage soit pratiquement 13 l/min pour un sujet de 75 kg (Di-Prampéro et coll. 2005). Au tennis, c'est donc essentiellement

l'accélération et la décélération mesurées lors des déplacements qui a le plus fort impact sur DE (Cooke et Davey 2008).

*Les fonctions d'astreintes des activités intenses et brèves : AFf*

En ce qui concerne les activités brèves et intenses (AFf), l'estimation de la dépense énergétique à partir de la mesure expérimentale de la consommation d'oxygène d'un geste isolé et bref est très critiquable. En effet, étant donné l'inertie du métabolisme aérobie (To généralement comprise entre 0.5 et 0.9 min) (Powers et coll. 1985), l'augmentation de la consommation d'oxygène pour une frappe de balle isolée n'est pas mesurable.

La méthode utilisée est basée sur la répétition des coups en augmentant progressivement la fréquence des frappes de balles. Lors de l'étude 2, DE en fin d'épreuve de coup droit ( $75 \pm 14$  % DEm) est restée inférieure à la transition aéro-anaérobie estimée en laboratoire. En fin d'épreuve de service, DE est légèrement supérieure à la transition ( $82 \pm 5$  % DEm) : il est donc indispensable de ne pas dépasser 12 cpm pour les vitesses de balle enregistrées afin d'éviter une dérive de la consommation d'oxygène. Dans ces conditions, l'évolution de DE en fonction de la cadence de coups  $\omega$  reste parfaitement modélisée par une relation linéaire :  $DE = DE_{ps} + CE \times \omega$ . Les coefficients de détermination  $R^2$  entre DE et la cadence de coups sont élevés et varient de 0.90 à 0.99. Ce type de modèle est donc valide et permet d'estimer simplement la quantité d'énergie d'un seul événement isolé CE dans la gamme expérimentale des vitesses de balles enregistrées, sous réserve que les autres facteurs de variations de DE soient contrôlés. Le sujet réalisait le même geste stéréotypé en maintenant la même vitesse de balle tout au long du protocole en restant dans une zone de  $1m^2$  lui permettant de se placer convenablement pour frapper la balle mais l'interdisant de se déplacer (figure 2). Un contrôle continu était assuré par lecture de la vitesse de balle pour chaque coup lors de l'étude 2 et la vitesse de balle était transmise aux sujets pour les 2 premiers paliers. Le protocole a bien été respecté puisqu'au cours des étalonnages du coup droit et du service, l'écart-type de la vitesse moyenne est resté faible, compris entre 6.9 et 11.1 km/h pour le coup droit et entre 6.9 et 11.7 km/h pour le service (tableaux 12, 13).

La première étude montre que les CE du coup droit et du revers sont proches ( $1.1 \pm 0.7$  ml/coup x Kg droit et  $1.2 \pm 0.9$  ml /kg/revers) (tableau 11) : il a donc été décidé de les caractériser par un même coût énergétique et de les regrouper dans une même activité de coup. Les valeurs des CE des différentes activités de coups sont très variables et sont comprises entre 0.5 ml/coup x Kg et 4.1 ml/coup x Kg (tableaux 11, 12, 13). Les sujets de l'étude 1 ont frappé en général moins fort que lors de l'étude 2 ce que traduisent les valeurs de

FC de fin de paliers qui sont majoritairement inférieures : cette sous-estimation moyenne atteint  $7.9 \pm 4.7\%$  pour le coup droit et  $17.7 \pm 3.8\%$  pour le service. La force de frappe et la vitesse de balle apparaissent donc comme les principaux facteurs du CE. Le sujet qui semble frapper le plus fort à l'observation visuelle lors de l'étude 1 est d'ailleurs celui dont le coût énergétique est le plus important (sujet 3). Cette observation est confirmée par la seconde étude qui met en évidence en dépit d'un nombre de points expérimentaux limité, une relation linéaire entre le CE d'une frappe et la vitesse de balle ( $R^2 = 0.84$ ) (figure 14).

Les CE des coups droits de l'étude 2 compris entre 1.6 et 2.6 ml/coup x Kg pour une vitesse de balle moyenne de  $93.8 \pm 23.9$  km/h sont légèrement inférieurs à ceux de Cooke et Davey (2008) (environ 2.9 ml/coup x Kg pour des vitesses de balles légèrement inférieures d'environ 65 km/h) obtenus en divisant DE aérobie de fin de palier de 4 min par la fréquence de coups pour des intensités supérieures à la transition aéro-anaérobie. Mais ces valeurs prennent en compte la dérive de la consommation d'oxygène, la DE liée aux déplacements de plusieurs mètres et la DE posturale (DEps).

Les puissances métaboliques des coups calculées dans l'étude 2 sont supra-maximales variant de 192 % à 322 % DEm (3256 W à 4676 W) pour le coup droit et de 271% à 329% DEm (3946 W à 6006 W) pour le service (tableau 14). Elles sont proches de celles estimées à partir des puissances mécaniques maximales mesurées lors d'exercices de pédalage sur ergocycle avec les membres inférieurs (environ 5000W) (Dorel et coll. 2003, Durand et coll. 2009, Sargeant et coll. 1981) ou avec les membres supérieurs (environ 3000W) (Hubner-Wozniak et coll. 2004, Jemni et coll. 2006) en appliquant un rendement musculaire identique pour ces deux types d'exercices (Kang et coll. 1997) et approximativement égal à 20% (Bangsbo 1996b).

Cette méthode est applicable pour toutes les autres activités intenses et brèves comme les activités de saut, de lever, de poussée... Appliquée à la seconde AFF (activité d'attention A) correspondant au saut d'allègement, cette méthode montre que du point de vue énergétique, DEc(i) est faible et atteint en moyenne  $1.55 \pm 0.09$  l/min : il a donc été décidé de ne pas la différencier et de l'intégrer dans la phase de déplacement.

## 5- CONCLUSION

La méthode d'étalonnage couplée laboratoire-terrain fournit de bons résultats lorsque l'activité étudiée est simple et facilement réalisable en laboratoire. En revanche, pour les activités techniques comme les frappes de balle il est préférable de réaliser les étalonnages avec le K4b<sup>2</sup> sur le terrain, les contraintes psycho-sensorielles perturbant globalement moins la gestuelle spécifique.

La première étude a permis de caractériser les exigences physiologiques des sept AF du tennis. L'activité d'attention (A) caractérisée par une faible DEc(i) est intégrée dans l'activité de déplacement. Les activités de frappes sont caractérisées par des consignes supra-maximales (190 % à 330 % DEm) fonctions de la vitesse de balle. Les coups droit et revers présentant des CE très proches. Enfin, la consigne énergétique des déplacements est fonction de la vitesse et de la fréquence d'intervention des volte-face. Les déplacements en pas chassés et en pas courus présentent des DEc(i) proches dans la gamme de vitesse expérimentale.

Les activités fondamentales du tennis peuvent donc être réduites à 5: M pour la marche, D pour les pas courus et pas chassés, C pour les coups droits et revers, S pour les services et R pour la récupération assis sur le banc.

## REFERENCES

- 1 Achten J, Jeukendrup AE (2003) Heart rate monitoring: applications and limitations. *Sports Med* 33:517-38
- 2 Bangsbo J (1996a) Oxygen deficit: A measure of the anaerobic energy production during intense exercise? *Can J Appl Physiol* 21(5): 350-363
- 3 Bangsbo J (1996b) Physiological factors associated with efficiency in high intensity exercise. *Sports Med* 22:299-305
- 4 Barstow TJ, Casaburi R, Wasserman K (1993) O<sub>2</sub> uptake kinetics and the O<sub>2</sub> deficit as related to exercise intensity and blood lactate. *J Appl Physiol* 75: 755-762
- 5 Botton F, Eclache JP (2007) Dépenses aérobie et anaérobie des activités fondamentales du tennis à partir de la vidéo et d'étalonnages individuels terrain/laboratoire – Application d'une méthode originale. *Sci Sports* 1 : 20-27
- 6 Buck D, McNaughton L (1999) Maximal accumulated oxygen deficit must be calculated using 10-min time periods. *Med Sci Sport Ex* 31 (0) : 1346-1349
- 7 Cooke K, Davey P (2008) Predictors of Oxygen Uptake and Performance During Tennis. *Int J Sports Med* 29: 34–39
- 8 Di Prampero PE (1986) The energy cost of human locomotion on land and in water. *Int J Sports Med* 7(2): 55-72
- 9 Di Prampero PE, Fusi S, Sepulcri L, Morin JB, Belli A, Antonutto G (2005) Sprint running: a new energetic approach. *J Exp Biol* 208: 2809-2816
- 10 Dorel S, Bourdin M, Van Praagh E, Lacour JR, Hautier C (2003) Influence of two pedalling rate conditions on mechanical output and physiological responses during all-out intermittent exercise. *Eur J Appl Physiol* 89 :157-165
- 11 Durand S, Beaune B, Gagé G, Ripamonti M, Rahmani A (2009) Puissance anaérobie des membres inférieurs chez des joueurs de tennis de deuxième et troisième série. *Sci Sports* 24: 320-322
- 12 Durning J, Wormersly J (1974) Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold thickness : measurements on 481 men and women aged from 16 - 72 years *Br. J. Nutr* 32 : 77-81
- 13 Eclache JP (1988) La détermination du coût énergétique des activités sportives sur le terrain. *Sci Sports*, 3, 291-301

- 14 Eclache JP (1994) Prédiction des temps limites et de tolérance d'une mission opérationnelle en ambiance chimique contaminée avec port de scaphandre étanche. Abstracts, urgence Pratique ISIS, n°spécial, SO-S1
- 15 Eclache JP (1999) L'entraînement scientifique individuel ; la clef d'or du mariage performance et santé. Collection performance et santé. ASTB ed ; 207p.
- 16 Eclache JP, Seveyrat F, Trenteseaux JN, Joyeux P, Mercier-Guyon J, Messonier L, Bourgeois JP (2001) Le dossier électronique Apteval, support de la stratégie ASTB d'évaluation et de suivi de l'aptitude physique. Actes, VIII<sup>ème</sup> Colloque de la Société de Biométrie Humaine. Paris, 10-12
- 17 Engelen M, Porszasz J, Riley M, Wasserman K, Maehara K, Barstow TJ (1996) Effects of hypoxia on O<sub>2</sub> uptake and heart rate kinetics during heavy exercise. *J Appl Physiol* 81: 2500-2508
- 18 Gore CJ, Withers RT (1990) The effect of exercise intensity and duration on the oxygen deficit and excess post-exercise oxygen consumption. *Eur J Appl Physiol* 60: 169-174
- 19 Hagberg JM, Hickson RC, Ehsani AA, Holloszy JO (1980) Faster adjustment to and recovery from sub maximal exercise in the trained state. *J Appl Physiol* 48: 218-24
- 20 Hausswirth C, Bigard AX LE, Chevalier JM (1997) The Cosmed K4 telemetry system as an accurate device for oxygen uptake measurements during exercise. *Int J Sports Med* 18:449-453
- 21 Hübner-Woźniak E, Kosmol A, Lutoslawska G, Bem EZ (2004) Anaerobic performance of arms and legs in male and female free style wrestlers. *J Sci Med Sport* 7(4):473-80
- 22 Jemni M, Sands WA, Friemel F, Stone MH, Cooke CB (2006) Any effect of gymnastics training on upper-body and lower-body aerobic and power components in national and international male gymnasts? *J Strength Cond Res* 20(4):899-907
- 23 Kang J, Robertson RJ, Goss FL, Dasilva SG, Suminski RR, Utter AC, Zoeller R, Metz KF (1997) Metabolic efficiency during arm and leg exercise at the same relative intensities. *Med Sci Sports Exerc* 29:377-82
- 24 Medbo JI, Mohn AC, Tabata I, Bahr R, Vaage O, Sejersted OM (1988) Anaerobic capacity determined by maximal accumulated O<sub>2</sub> deficit. *J Appl Physiol* 64: 50-60
- 25 Noordhof DA, de Koning JJ, Foster C (2010) The Maximal Accumulated Oxygen Deficit Method A Valid and Reliable Measure of Anaerobic Capacity? *Sports Med* 40 (4): 285-302
- 26 Powers SK, Dodd S, Beadle RE (1985) Oxygen uptake kinetics in trained athletes differing in °VO<sub>2</sub>max. *Eur J Appl Physiol* 4:306-308



- 27 Sargeant AJ, Hoinville E, Young A J (1981) Maximum leg force and power output during short-term dynamic exercise. *J Appl Physiol* 51(5):1175-1182
- 28 Zoladz J, Rademaker A, Sargeant A (1995) Non-linear relationship between O<sub>2</sub> uptake and power output at high intensities of exercise in humans. *J Physiol* 448: 211-217.

---

## **PARTIE III**

---

### ***DIAGNOSTIC ET MESURE MECANIQUE DES ACTIVITES FONDAMENTALES***

---

# 1. INTRODUCTION

Pour diagnostiquer les différentes activités fondamentales AF et mesurer les paramètres mécaniques M qui les caractérisent, il est nécessaire de déterminer les coordonnées spatio-temporelles X, Y et t du sujet sur l'aire d'activité.

Il existe deux types de méthodes permettant de réaliser un « tracking » du sujet sur une aire d'activité : celles qui imposent le port d'un appareillage émetteur relié à un récepteur et celles n'imposant aucune contrainte métrologique sur le sujet.

Le système émetteur-récepteur le plus connu permettant une localisation spatiale est le GPS (Global Positioning System), dont la traduction en Français est « Géo-Positionnement par Satellite ». Ainsi un récepteur GPS qui capte les signaux d'au moins quatre satellites peut, en calculant les temps de propagation de leurs signaux connaître leur éloignement et, par trilatération, situer précisément en trois dimensions n'importe quel point placé en visibilité des satellites GPS avec une précision de 15 à 100 mètres pour le système standard. Le GPS différentiel (DGPS), plus perfectionné, corrige la position obtenue par GPS conventionnel par les données envoyées par une station terrestre de référence localisée très précisément. On peut ainsi passer d'une précision de l'ordre de 15 mètres à une précision de 5 à 3 mètres sur une grande zone de plusieurs centaines de kilomètres. Cette précision reste néanmoins nettement insuffisante pour une application au tennis puisque la distance moyenne de déplacements du joueur est de 2 m environ (partie I). Cependant, certains systèmes GPS conçus pour des usages très particuliers comme le GPS RTK (Real Time Kinematic) basé sur le même principe que le DGPS peut fournir une localisation à quelques centimètres près. La solution est alors d'avoir sa propre base correctrice qui envoie les corrections par liaison radio au mobile. Ce type de matériel, adapté au domaine sportif fournit des résultats satisfaisants : leur précision varie avec la vitesse de déplacement et des études ont montré que le coefficient de variation de la mesure des déplacements et des vitesses est compris entre 2% et 33% pour les GPS 1Hz (SPI elite, GPSports) ou 5 Hz (Minimax X, Team Sport Model) (Duffield et coll 2009, Coutts et Duffield 2010). Si ce type de matériel est intéressant et d'un coût abordable (environ 3000 euros), en revanche, le port de l'émetteur est parfois refusé par les acteurs professionnels ou sportifs et leur encadrement, ou simplement interdit par les règlements, en particulier en compétition. Une autre méthode tirée de l'industrie militaire appliquée au football Américain, au hockey sur glace ou dans les sports équestres consiste à intégrer une puce active dans le casque et à utiliser un système d'antenne permettant par triangulation de

connaître tous les 1/10ème de seconde la position des joueurs équipés (Trakus System® Massachusetts-based TKS, Inc). Mais cette technique est encore réservée aux ligues professionnelles et certaines autorités sportives interdisent actuellement ce système impliquant l'équipement électronique des joueurs.

Le second type de méthode est basé sur l'analyse vidéo. Certains logiciels de traitement fonctionnent avec plusieurs caméras haute définition placées autour de l'aire d'activité (ProZone ®, Amisco ®). Si cette méthode est considérée comme la méthode de référence, en revanche le coût important d'un tel dispositif et l'obligation de faire appel à un opérateur expérimenté font qu'elle reste souvent inaccessible. Différents logiciels du commerce, comme par exemple SIMI Motion ou SIMI Matchix, ont été élaborés pour « tracker » le sujet sur une aire d'activité. Mais leurs inconvénients majeurs sont d'une part leur prix, atteignant 30000 euros pour le premier et 2500 euros pour le second, et d'autre part l'impossibilité de développement et d'intégration avec le modèle mathématique bioénergétique Astrabio® du fait de la protection de leurs codes source.

Différentes méthodes et logiciels de « tracking » ont été testés afin de proposer une méthode accessible à tous, simple, peu coûteuse, ne nécessitant qu'un matériel standard (une caméra, un PC et un logiciel d'exploitation) répondant aux objectifs de détermination des coordonnées X et Y du joueur et de diagnostic des AF sur le terrain tout en gardant la possibilité future de réaliser une mesure en temps réel.

Ce travail a fait l'objet d'un financement par OZEO à hauteur de 1800 euros.

## **2- MATERIELS ET METHODES**

### **2-1 Méthode générale**

La méthode de « tracking » consiste d'une part à suivre une cible particulière sur le joueur par exemple le maillot ou la ceinture pour en calculer ses coordonnées x et y en pixels (px) sur l'écran de l'ordinateur et d'autre part à en réaliser la projection géométrique X (m) et Y (m) sur le plan de l'aire d'activité.

L'origine « O » du repère orthonormé utilisé sur le terrain est située au milieu du filet. L'axe OX est orienté vers le poteau droit de l'aire de suivi explorée par la caméra et l'axe OY est orienté vers l'intérieur du terrain en direction de la caméra (figure 1).

L'origine « o » du repère orthonormé de l'écran du PC est située dans son coin inférieur gauche. L'axe ox est dirigé vers la droite et l'axe oy vers le haut.

La caméra est placée à une hauteur « Hc » du sol derrière la ligne de fond de court à une distance « L » de l'origine « O ». La caméra est orientée pour filmer soit le demi-court opposé, soit le demi-court le plus proche (figure 1).

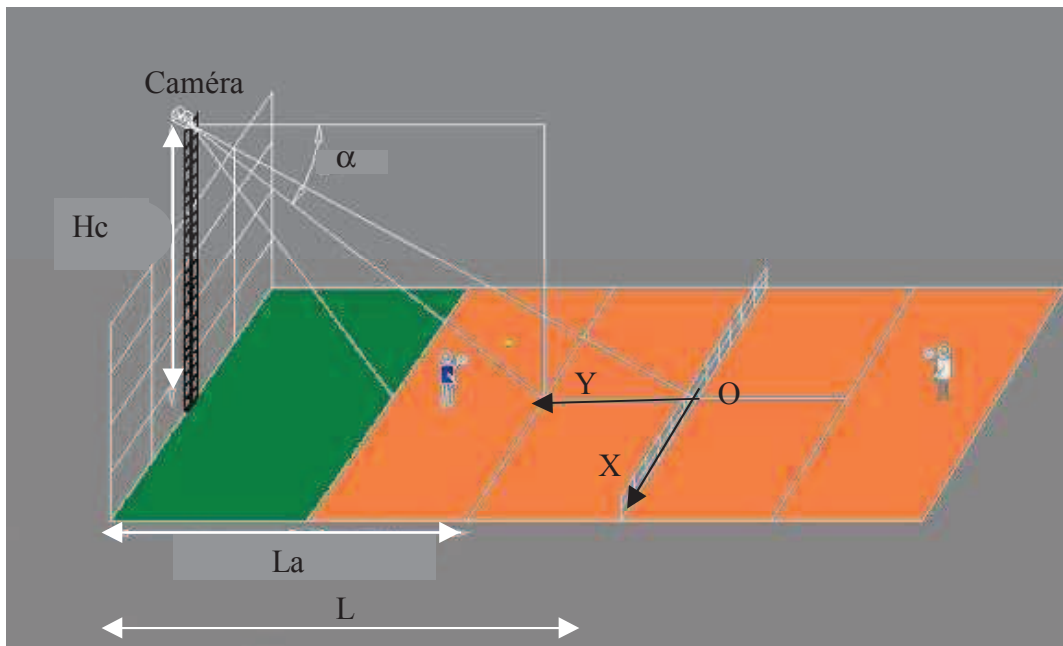


Figure 1 : Schéma descriptif de la disposition de la caméra et du référentiel utilisé

Dans cet exemple la caméra filme le demi-court le plus proche

Les dimensions réglementaires d'un terrain de tennis sont présentées à la figure 2. La longueur d'un demi-court et la largeur sont respectivement égales à 11.88 m et 10.97 m. La ligne de service est située à 6.40 m du filet. L'aire de jeu totale varie en fonction des terrains : réglementairement, le recul derrière la ligne de fond de court varie entre 4.50 m et 9.11 m et latéralement de 3.95 m à 5.01 m au-delà de la ligne extérieure des couloirs (figure 2).

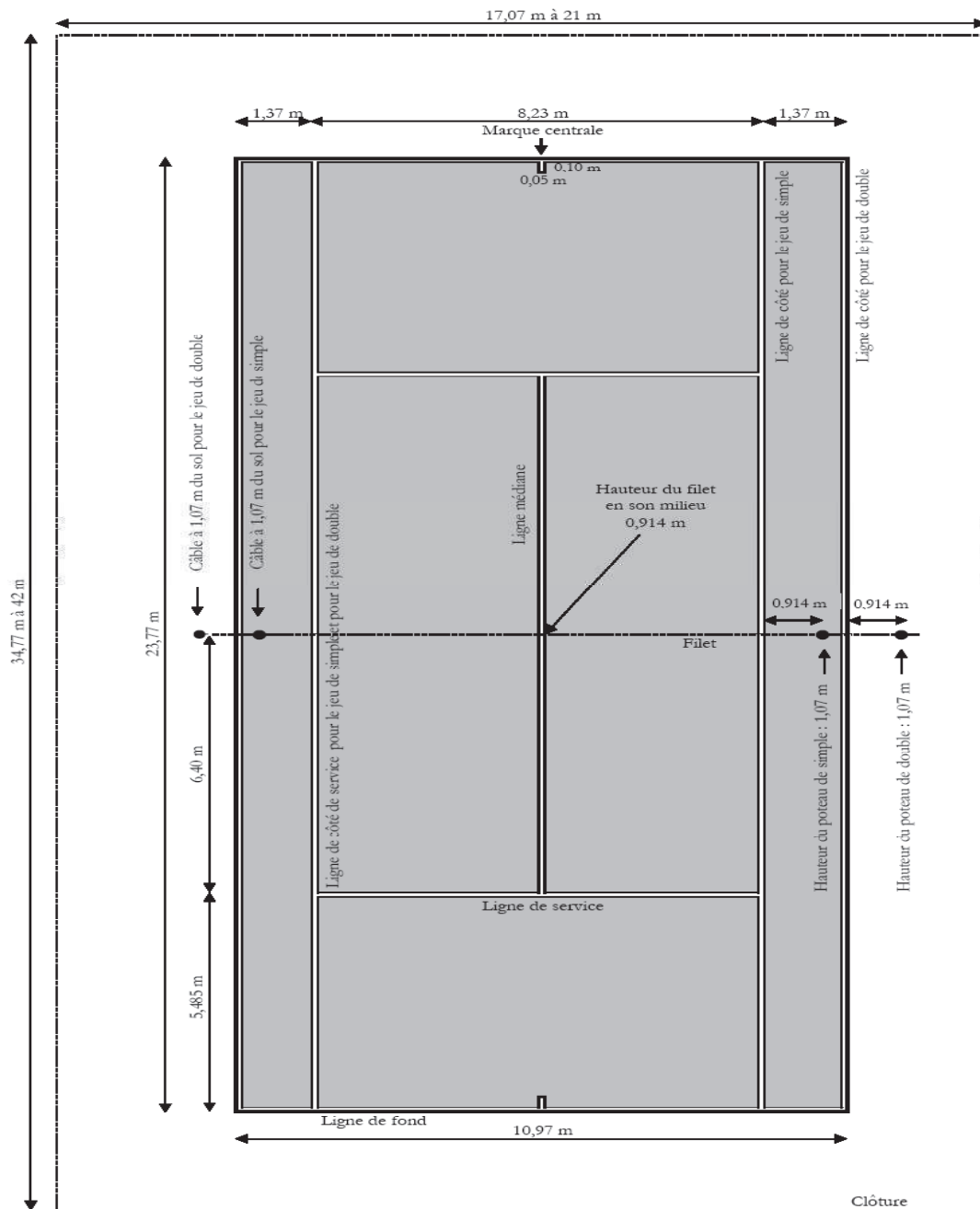


Figure 2 : dimensions réglementaires d'un terrain de tennis

Deux méthodes ont été utilisées pour réaliser le « tracking » et diagnostiquer les AF.

- (i) une méthode qualifiée de « manuelle » basée sur un « tracking » et une détermination des AF manuels
- (ii) une méthode qualifiée de « semi-automatique » basée sur un « tracking » automatique et une détermination semi-automatique des AF

### 2.1.1 Méthode Manuelle

La camera est placée 4.00 m derrière la ligne de fond de court ( $L = 15.88$  m) à 5.40 m de hauteur ( $H_c = 5.40$  m). La caméra est orientée de telle sorte que la moitié de terrain opposée est filmée et que la base du filet et la distance entre les 2 poteaux coïncident respectivement avec le bas de l'écran et la largeur de l'écran.

#### 2.1.1.1 « Tracking » manuel du sujet

La vidéo à traiter est numérisée sous le format « avi ». Pour déterminer et stocker les coordonnées x et y du joueur, le logiciel AVISTEP, téléchargé gratuitement sur internet est utilisé. Le curseur de la souris est positionné au niveau de la ceinture du joueur considérée comme le centre de gravité et chaque clic fait avancer la vidéo d'une image. La méthode utilisée consiste à cliquer sans bouger le curseur de la souris jusqu'à l'obtention de la dernière image soit d'AF (récupération, marche, déplacement en pas courus, déplacement en pas chassés, attente) soit de frappe (revers, coup droit, service). La fréquence d'acquisition étant de 25 images/s, il faut réaliser 25 clics pour faire avancer la vidéo d'une seconde. Pour ne pas saturer le logiciel, la fréquence des clics ne doit pas dépasser 1 clic/s.

#### 2.1.1.2 Détection manuelle des Activités Fondamentales

La fin de chaque AF de déplacement ainsi que le moment de la frappe de la balle pour les AF de coups sont référencés par positionnement du curseur dans une fenêtre spécifique préprogrammée située en périphérie de l'écran et correspondant à l'activité (figure 3). Pour les AF de coups, la variabilité temporelle étant très faible tant en ce qui concerne la phase de préparation que la phase active proprement dite, les débuts et fins d'activité sont déterminés automatiquement par le logiciel de traitement ENEX® par soustraction ou addition des temps moyens correspondants (partie I).

A la fin d'une séquence de jeu, les données sont transférées dans un tableau EXCEL. Un programme de reconnaissance de zone permet d'obtenir le diagnostic des AF avec leur durée et les coordonnées x et y du joueur. L'ensemble des valeurs numériques de positionnement du joueur ainsi que celles correspondant aux validations de fin d'activité sont transférées dans un tableur EXCEL, insérées et comprimées grâce au programme original NYXT® qui permet d'obtenir à chaque instant t de fin d'AF, les coordonnées X et Y de la projection du centre de gravité du joueur dans le plan de référence.

Cd	S	Cr
Df		Tf
R	A	M

Figure 3 : schématisation de l'écran de l'ordinateur

Le match est visualisé sur l'écran de l'ordinateur sur lequel est placé un calque indiquant les zones des AF. La surface de ces zones n'ampute pas le terrain.

### 2.1.1.3 Etalonnage de la position de la caméra

Différentes calibrations sont nécessaires pour pouvoir calculer les coordonnées X et Y de la projection du centre de gravité du joueur sur le terrain. La calibration de la taille du joueur se fait par rapport au centre du filet en intégrant dans le programme NYXT® la hauteur de la caméra et la distance de projection caméra-filet.

## 2.1.2 Méthode semi-automatique

La caméra est placée dans l'axe du terrain à 6.28 m derrière la ligne de fond de court (L = 18.16 m) à 5.55 m de hauteur (Hc = 5.55 m). Elle est positionnée de telle façon que sur l'écran du PC apparaisse le demi-court le plus proche avec le haut du filet calé en haut de l'écran.

Deux logiciels de « tracking » ont été testés : RTVAL, logiciel payant élaboré par l'INSA pour le laboratoire de la Performance, et KINOVEA, logiciel libre et gratuit téléchargé sur internet ([www.kinovea.org](http://www.kinovea.org)).

### 2.1.2.1 Tracking automatique du sujet

Pour ces 2 logiciels, le « tracking » se fait par reconnaissance de zone. Dans un premier temps il est donc nécessaire d'étalonner la cible à « tracker ».

#### ► Etalonnage de la cible à « tracker »

#### **Logiciel RTVAL :**

L'algorithme de reconnaissance de zone est basé sur l'analyse des couleurs de la zone à « tracker ». La zone recommandée par le concepteur est le maillot du sujet. L'étalonnage des couleurs du maillot est réalisé manuellement dans l'espace de couleurs appelé HSV (Hue-Saturation-Value). Le modèle HSV (Hue-Saturation-Value) (figure 4) définit un espace colorimétrique à partir de ces 3 composantes.



- la composante H (Teinte) rend compte du type de couleur comme on l'entend dans le langage courant, on pourrait l'assimiler à la longueur d'onde de la lumière. Elle définit le type de couleur (rouge, bleu, ou jaune par exemple). Les valeurs vont de 0° à 360° sur un cercle des couleurs (figure 4).

- la composante S (Saturation) permet de représenter la « pureté » de cette couleur par rapport à une référence blanche. Ces valeurs vont de 0 à 100% : la valeur maximale 100% correspond à une couleur « pure » (figure 4).

- la composante V (Valeur) caractérise la puissance de la lumière ou l'amplitude de l'onde : elle définit l'intensité lumineuse relative en provenance d'une couleur. Ces valeurs vont de 0 à 100%. Lorsque cette valeur est maximale, la couleur est blanche. Si la couleur réfléchit beaucoup de lumière, elle est qualifiée de lumineuse. Par exemple, la luminosité de la couleur rouge en plein jour est importante, alors qu'elle semble plus mate la nuit parce que l'illumination ambiante réfléchit moins de lumière dans l'œil.

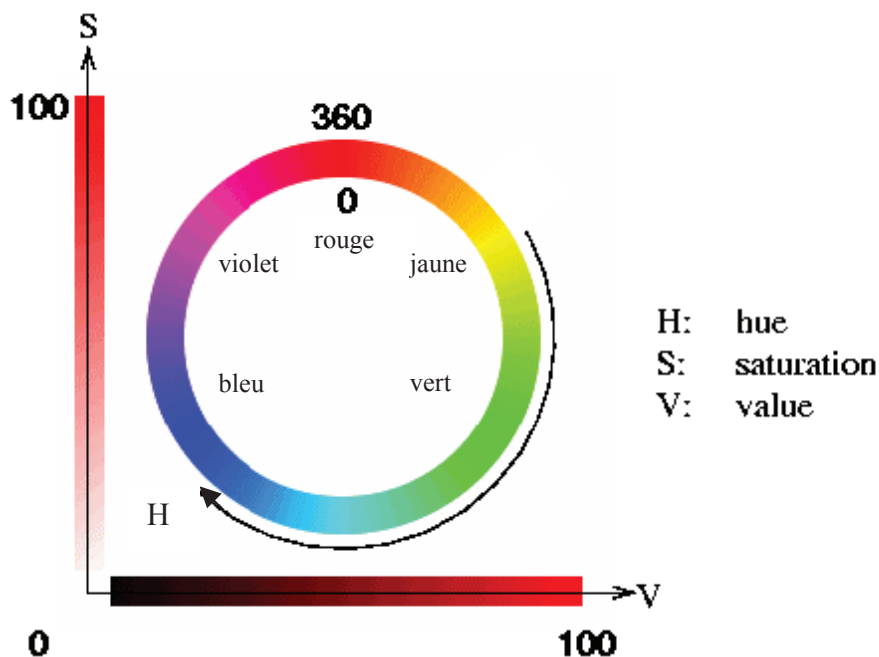


Figure 4: Représentation du système HSV : H (Teinte), S (Saturation), et V (Valeur)

La conversion entre le système RGB (Red Green Blue) et HSV est réalisée par le logiciel MATLAB. Des gammes de valeurs indicatives comprises entre 0 et 255 ont été déterminées à partir de la figure 4 pour chaque couleur pour la composante « H » (tableau 1).

Couleur	Rouge	Orange	Jaune	Vert	Bleu	Violet	Rouge
Hmin	0	10	35	55	110	190	240
Hmax	10	35	55	110	190	240	255

Tableau 1 : Valeurs de Hmin et Hmax normalisées et déterminées à partir de la figure 1

Chaque couleur pure analysée sous un éclairage homogène a donc une valeur H, S et V spécifique. Néanmoins, sur un tshirt, une couleur unie n'est pas toujours homogène. De plus en fonction de l'éclairage et de la position du sujet, les zones du tshirt peuvent être éclairées de façon différente. Il faut donc définir des intervalles de valeurs pour les composantes H, S et V dans lesquels est comprise la couleur à détecter : Hmin, Hmax, Smin, Smax et Vmin, Vmax.

### **Logiciel KINOVEA**

L'algorithme de reconnaissance de zone est basé sur l'analyse des contrastes internes de la zone cible à suivre et les contrastes entre celle-ci et l'environnement fixe dans lequel s'effectue le déplacement.

L'étalonnage de la zone à « tracker » se fait automatiquement en cliquant sur la zone à suivre située sur la ceinture du sujet. Deux rectangles apparaissent autour de la cible : un grand rectangle correspondant à la zone de recherche et un plus petit correspond à la zone suivie.

#### *2.1.2.2 Etalonnage de la position de la caméra*

Le calcul de X et Y est intégré dans le logiciel RTVAL et est réalisé sur un tableur Excel externe à KINOVEA. Le programme de transformation des pixels x et y en coordonnées X et Y est présenté en annexe (Annexe 1).

Le positionnement de la caméra est précisé à l'initialisation d'une nouvelle session d'acquisition. Trois types de mesures sont indispensables : la hauteur de la zone « trackée », le positionnement de la caméra et son inclinaison.

► *Hauteur de la zone « trackée »*

La hauteur de la zone « trackée » est celle du barycentre du maillot dans RTVAL et celle de la ceinture (Ht) dans KINOVEA.

► *Positionnement de la caméra.*

Deux dimensions sont entrées dans le logiciel : la distance « L » entre la projection de la caméra et l'origine du référentiel du terrain et la hauteur « Hc » (figure 1).

► *L'inclinaison de l'axe de la caméra*

L'angle  $\alpha$  représente l'inclinaison de l'axe optique de la caméra par rapport à l'horizontale. Pour le calculer, il faut déterminer la distance « La » séparant le point d'intersection de cet axe avec le terrain du point de projection de la caméra sur le terrain (figure 1) :

$$\alpha = \arctg (Hc/La)$$

► *Références de terrain*

Pour KINOVEA, deux autres grandeurs mesurées sur l'écran de l'ordinateur sont à entrer dans le tableur Excel : la largeur du terrain au niveau du filet (lto) (px) et la largeur du terrain en fond de court (ltm) (px) (Annexe 1).

### 2.1.2.3 *Diagnostic semi-automatique des AF*

L'algorithme permettant de déterminer les différentes AF est basé sur :

- le diagnostic manuel des AFf de frappes de balles
- la succession logique des différentes AF
- les valeurs des coordonnées X et Y calculées à chaque image

► *Diagnostic des AFf : frappes de balle*

La détermination de chaque contact balle-tamis des AFf intenses et brèves est réalisée manuellement en validant les temps t au cours de la phase de « tracking » avec la touche F5. Les débuts et fins des AFf sont déterminés automatiquement par soustraction ou addition des temps moyens correspondants à la phase de préparation et d'accompagnement (partie I).

Différentiation des coups et des services :

La frappe est un service si et seulement si les 2 critères suivants sont réunis :

1)- le sujet se trouve dans la zone de coordonnées X (-2.30m ; 2.30 m) et Y (12 m ; 13 m). Les coordonnées X et Y du sujet sont calculées sur une zone temporelle de 5 images située 5 images après le début de la phase de préparation de la frappe (figure 5).

2)- les déplacements du sujet selon les axes OX et OY calculés sur la zone temporelle de 20 images avant le début de la phase de préparation sont respectivement inférieurs à 0.25 m et 0.30 m. Les déplacements sont calculés par différence entre la moyenne des coordonnées déterminées sur 4 images situées dans 2 zones temporelles distinctes comme présentées sur la figure 7.

Si l'un des 2 critères présentés ci-dessus n'est pas respecté, la frappe est un coup.

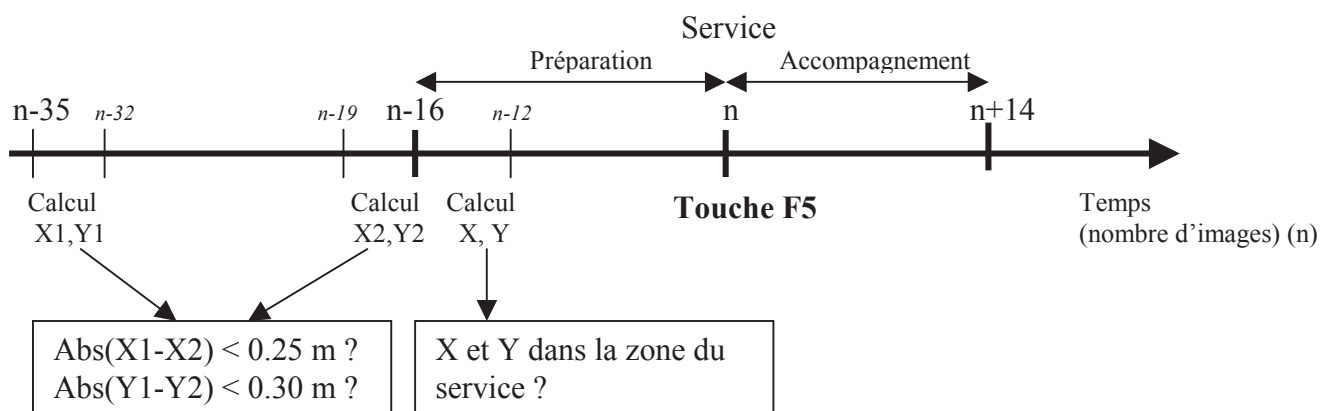


Figure 5 : Méthode de différenciation des frappes de balles détectées manuellement par l'appui sur la touche F5

Les temps (n-16) et (n+14) représentent respectivement le début du service et la fin du service

► *Diagnostic des AFv : déplacements*

Ce diagnostic est réalisé à partir de la chronologie des AF présentée sur la figure 1 de la partie I qui a permis d'aboutir à la logique suivante :

⇒ 2 des 2 activités de récupération (R) succèdent et précèdent une marche (100%)

⇒ 25 des 32 coups (C) sont suivis d'un déplacement (78%).

⇒30 des 32 coups (C) sont précédés d'un déplacement (94%).

⇒15 des 15 services (S) sont précédés d'une phase de marche (100%).

A partir de ces probabilités, les approximations suivantes ont été retenues :

-il y a une marche avant et après une phase de repos assis sur la chaise,

-il y a un déplacement entre chaque coup,

-il y a une phase de marche avant chaque service.

Différenciation de la marche et des pas courus :

L'activité est une marche si et seulement si les 2 critères qui suivent sont simultanément respectés :

1)- le déplacement est de durée supérieure à 3 s

2)- la vitesse du déplacement est inférieure à 6 km/h

#### ► *Diagnostic des AFr : récupération assis*

Le sujet est en phase de repos lorsqu'il pénètre dans la zone correspondant à la position du banc sur le terrain.

#### *2.1.2.4 Visualisation de la vidéo et restitution des résultats*

Le programme RTVAL affiche 2 images sur l'écran du PC : une image de la vidéo brute non traitée et une image de la pièce vestimentaire dans le système colorimétrique H, S et V (figure 6). A la fin de l'acquisition, RTVAL fournit un fichier Excel avec les coordonnées x et y en pixels, et X, Y en mètres t toutes les 0.04s.

Le logiciel KINOVEA® affiche un seul écran dans lequel apparaissent le grand et le petit rectangle correspondant respectivement à la zone de recherche et à la zone suivie (figure 7).

Ce logiciel fournit un fichier Excel avec les coordonnées x et y (px) et t toutes les 0.04 s.



Figure 6 : Visualisation du traitement de l'image par RTVAL (système HSV : écran de gauche)

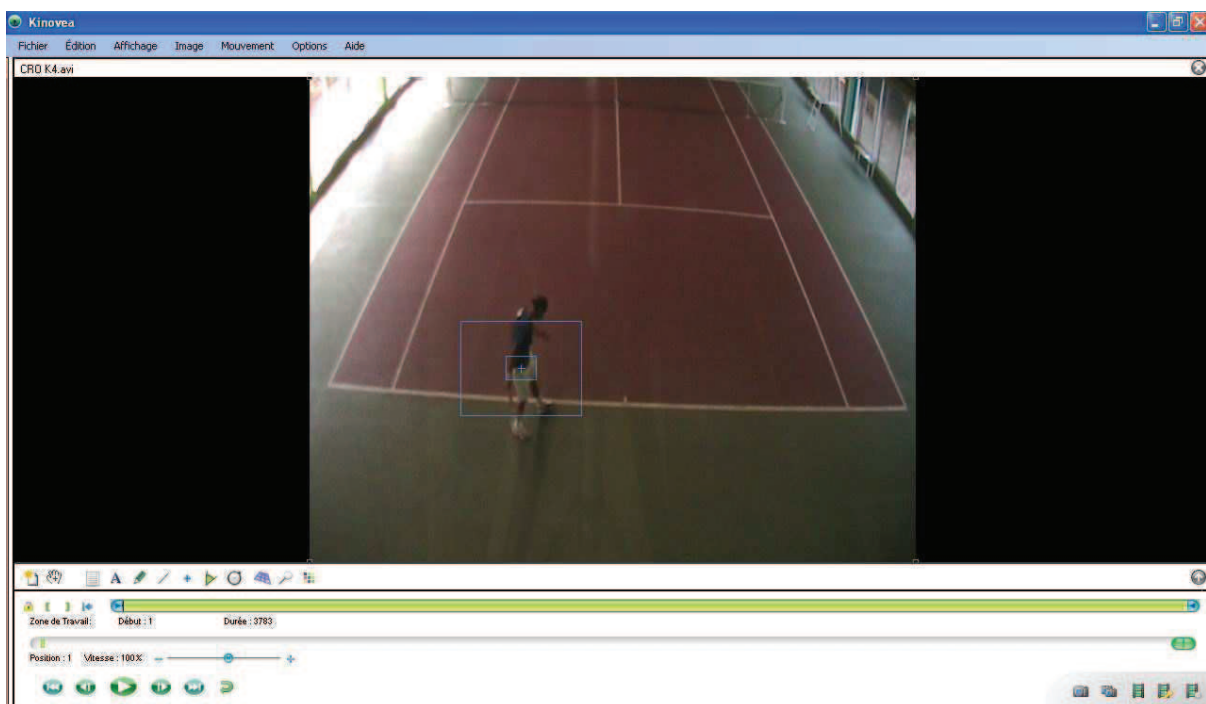


Figure 7 : Visualisation du traitement de l'image par KINOVEA

Comme pour la méthode manuelle, l'ensemble des valeurs numériques de positionnement du joueur obtenues image par image ainsi que les diagnostics de fin d'AF sont transférées dans un tableur EXCEL, insérées et comprimées grâce au programme original NYXT qui permet d'obtenir à chaque instant  $t$  de fin d'AF, les coordonnées X et Y de la projection du centre de

gravité du joueur dans le plan de référence. Ainsi une séquence de 30000 images (20 min) comportant 300 AF est compilée dans un tableur Excel ne comportant plus que 300 lignes.

## 2.1.2 Validation de la méthode

### 2.1.3.1 « Tracking »

Pour tester le programme de calcul des coordonnées réelles X (m) et Y (m) sur le terrain à partir des coordonnées x (px) et y (py) sur l'écran de l'ordinateur, un parcours recouvrant l'ensemble du terrain et comportant 104 bornes est réalisé par un sujet (Ht = 1.10 m) : les positions des bornes sont symbolisées sur la figure 8 par les points d'intersection des lignes. Le sujet marche entre chaque borne et reste en position statique environ 5 s sur chacune d'entre elles.

Le parcours débute près du poteau gauche du filet et se termine sur la ligne du fond de court à droite. Les bornes se situent sur 10 niveaux différents sur l'axe OY. Près du filet, 13 bornes sont placées selon l'axe OX.

### *Analyse des positions X et Y calculées*

Les coefficients de détermination  $R^2$  entre les coordonnées X et Y prédites et X et Y réelles sont déterminés pour les 2 logiciels RTVAL et KINOVEA.

Les calculs de précision présentés ci-dessous sont réalisés uniquement pour le logiciel KINOVEA® retenu pour ce travail.

Les positions calculées (X prédit) (m) et (Y prédit) (m) pour chacune des 104 bornes (i) sont comparées aux positions réelles (X réel) (m) et (Y réel) (m) et les erreurs de prédiction sur l'axe OX (EPX) et l'axe OY (EPY) sont calculées :

$$EPX_{(i)} (m) = | X_{\text{prédit}(i)} - X_{\text{réel}(i)} |$$

$$EPY_{(i)} (m) = | Y_{\text{prédit}(i)} - Y_{\text{réel}(i)} |$$

Les erreurs de prédiction moyennes suivant l'axe OX (EPMX) (m) et l'axe OY (EPMY) (m) sont calculées sur les 104 bornes :

$$EPMX (m) = \sum EPX_{(i)} / 104$$

$$EPMY (m) = \sum EPY_{(i)} / 104$$

*Analyse théorique de l'erreur de calcul liée à la position du sujet sur l'aire d'activité*

Le traitement vidéo de la profondeur (Axe OY) est analysé en modélisant la relation entre la position Y réel (m) avec la position y (px) sur l'écran :  $Y(m) = f(y)$ .

Le traitement vidéo de la largeur (Axe OX) est analysée en modélisant la relation entre la position X réel (m) avec la position x (px) sur l'écran en fonction de la position y (px).

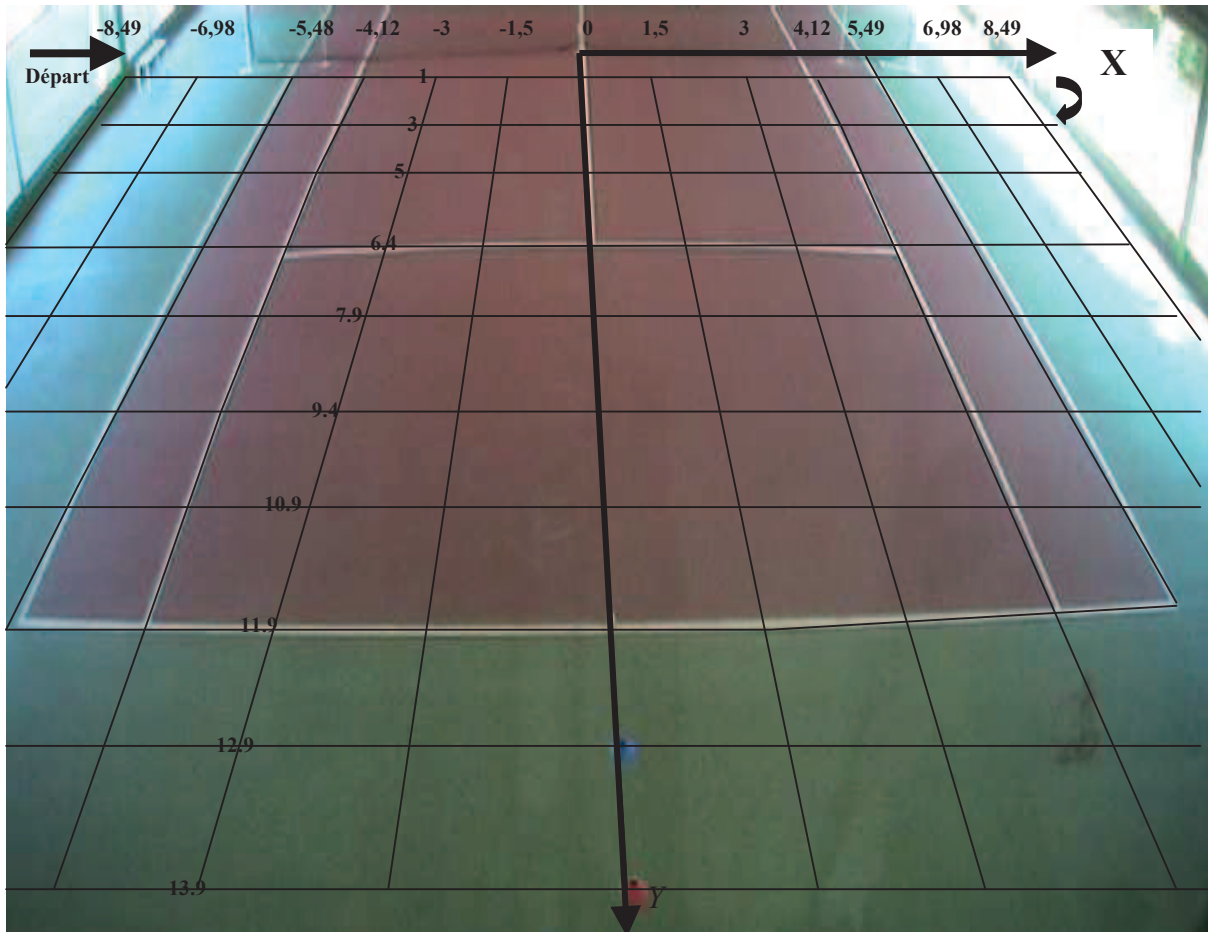


Figure 8: Parcours d'étalonnage du programme de calcul des coordonnées X et Y sur le terrain. A chaque intersection une marque est inscrite au sol. Les chiffres indiquent la position des lignes en m.

La hauteur de l'écran et la largeur de l'écran sont respectivement de 575 pixels et 717 pixels.



### *2.1.3.2 Méthode de séquençage*

Deux séquences de match de 2 joueurs de niveaux différents (Classement 15/5 et 5/6) ont été séquençées manuellement en fonction des critères spatio-temporels retenus et présentés dans la partie I. La durée totale des 2 séquences est de 6 min : les durées de la séquence n°1 (joueur 15/5) et de la séquence n°2 (joueur 4/6) sont respectivement de 4 min et 2 min.

Le séquençage semi-automatique est comparé au séquençage manuel en analysant les aspects quantitatifs et qualitatifs des AF détectées par rapport aux AF réelles.

L'analyse de la qualité du diagnostic des services s'est effectuée sur 50 frappes de balles comportant 25 services sélectionnées de façon aléatoire.

## **2.2 MATERIELS**

### **2.2.1 Enregistrement vidéo**

Pour la méthode manuelle, l'enregistrement vidéo a été réalisé avec un caméscope analogique JVC. Pour la méthode semi-automatique, un caméscope numérique Canon MVI 850i muni du grand angle Canon A28 a été utilisé.

### **2.2.2 Logiciels**

Les logiciels AVISTEP, RTVAL et KINOVEA sont utilisés pour déterminer les coordonnées x et y sur l'écran. Le logiciel NYXT est utilisé pour calculer les coordonnées X et Y à partir des coordonnées x et y déterminées manuellement.

Pour la méthode semi-automatique, le calcul des coordonnées X et Y est intégré dans RTVAL et est réalisé par un programme externe à KINOVEA (Annexe 1).

## **3. RESULTATS**

### **3.1 Durée et qualité du « tracking »**

#### **3.1.1 Durée du traitement**

La durée du traitement nécessaire pour analyser 10 min d'un enregistrement vidéo avec la méthode manuelle est de 250 min. Ce traitement nécessite 126 min avec la méthode semi-automatique utilisant RTVAL et 45 min avec KINOVEA (tableau 2).

	TRAITEMENT MANUEL		TRAITEMENT SEMI-AUTOMATIQUE			
	LOGICIEL AVISTEP et NYXT		LOGICIEL RTVAL		LOGICIEL KINOVEA	
durée vidéo		temps (min)		temps (min)		temps (min)
		10		10		10
	<b>Numérisation</b>		<b>Etal couleur</b>		<b>Etal couleur</b>	
	<b>.avi</b>	20	Capturer image maillot	2	Choisir la zone à tracker	1
			Sélectionner une zone du maillot à tracker			
			Sauvegarder dans un fichier.bmp	10		0
			Traitement d'image			
			Déterminer Hmax, Hmin, Smax, Smin, Vmax, Vmin	70		0
			Introduire ces données H, S, V à tracker	5		0
			Compiler et créer le fichier excel.bat	2		0
			<b>Etal caméra</b>		<b>Etal caméra</b>	
		5	Mesure position camera	5	Mesure position camera	5
		5	Mesure proj axe cam terrain	5	Mesure proj axe cam terrain	5
		2	Calcul angle inclinaison alpha	2	Calcul angle inclinaison alpha	2
		<b>Exécution</b>		<b>Exécution</b>		
	250	1 image/seconde	10	Exécuter le programme en temps réel	30	
		Séquençage de l'activité	15			
	2	<b>Calcul coordonnées X, Y</b>		<b>Calcul coordonnées X, Y</b>	2	
<b>BILAN</b>						
Durée traitement	250		126		45	

Tableau 2 : comparaison de la durée de traitement d'une vidéo de 10 min en fonction de la méthode de traitement utilisée

### 3.1.2 Qualité du « tracking »

#### *Analyse de la position X et Y*

Les coefficients de détermination  $R^2$  entre les coordonnées X prédites et X réelles et entre Y prédits et Y réelles sont respectivement égaux à 0.97 avec les 2 logiciels RTVAL et KINOVEA (figures 9,10).

Avec KINOVEA, les erreurs de prédiction moyennes EMPX et EPMY sur les coordonnées de l'ensemble des 104 bornes sont respectivement égales à  $0.38 \pm 0.38$  m et  $0.34 \pm 0.28$  m.

Plus le sujet est proche du filet, plus l'erreur de prédiction selon l'axe OY est élevée. Lorsque le sujet se situe sur la ligne de fond de court (Y=11.88m), EPMX et EMPY sont respectivement égales à  $0.34 \pm 0.24$  m et  $0.19 \pm 0.06$  m.

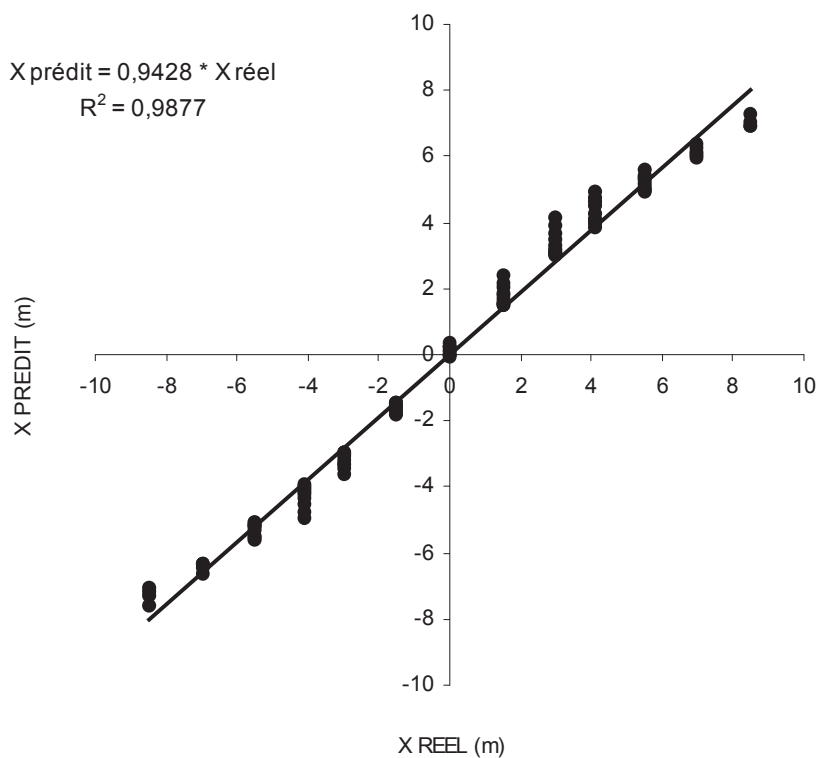


Figure 9 : Relation entre X prédit (m) par le calcul et X réel (m)

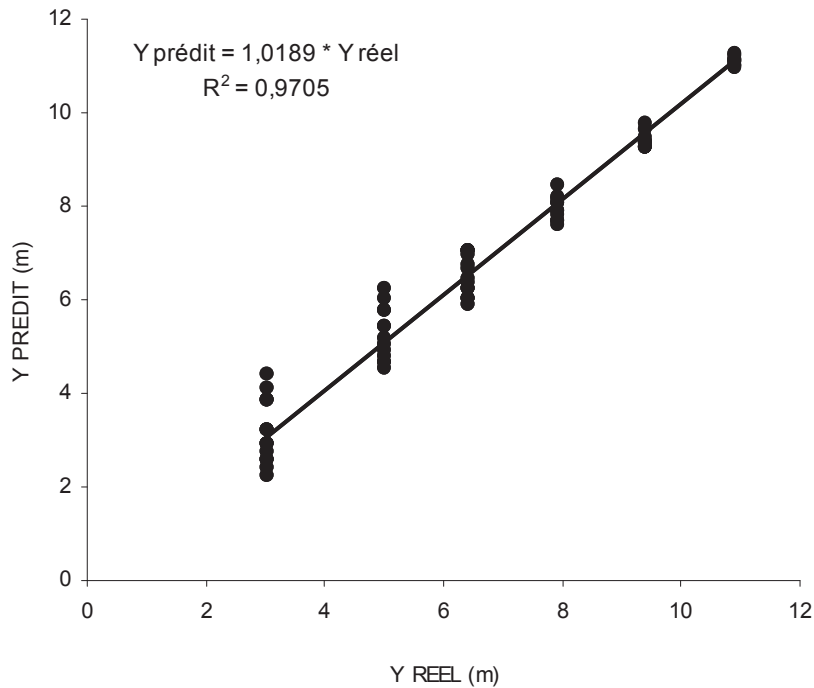


Figure 10 : Relation entre Y prédit (m) par le calcul et Y réel (m)

*Analyse théorique de l'erreur de calcul liée à la position du sujet sur l'aire d'activité*

Les correspondances entre les pixels suivant l'axe oy ou ox et le déplacement calculé sont représentées figures 11 et 12. Plus le sujet est proche du filet (y proche de 575 pixels), plus la distance équivalente à 10 pixels est importante :

→10 pixels mesurés sur la ligne de fond de court selon l'axe oy correspondent à 0.18 m alors qu'ils correspondent à 0.78 m au niveau du filet (figure 11),

→10 pixels mesurés sur la ligne de fond selon l'axe ox correspondent à 0.16 m alors qu'ils correspondent à 0.34 m au niveau du filet (figure 12).

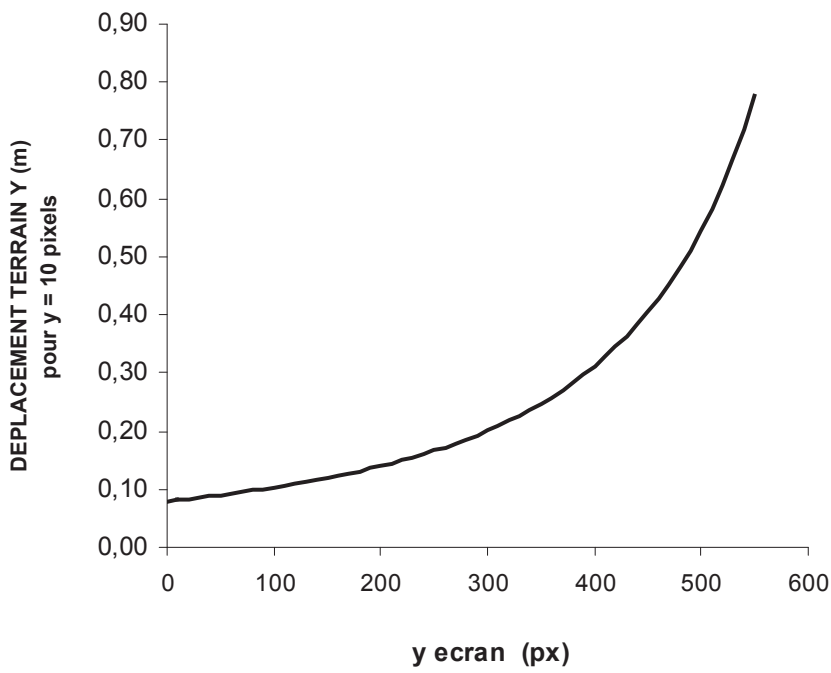


Figure 11: Traitement vidéo de la profondeur

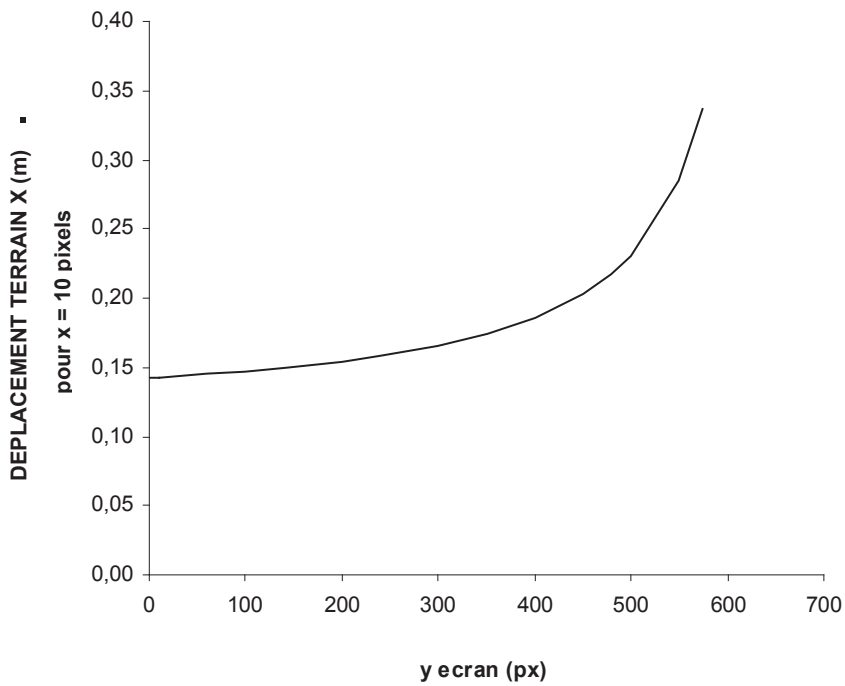


Figure 12: Traitement vidéo de la largeur en fonction de la profondeur (y)

### 3.2 Qualité du séquençage

N° Séquence	Traitement	Durée (min)	Nombre d'AF					Total AF	%
			R	C	S	D	M		
1	Manuel	4	1	18	12	26	28	85	
	Semi-automatique	4	1	19	11	22	19	72	84.7
2	Manuel	2	0	14	6	30	13	63	
	Semi-automatique	2	0	16	4	24	8	52	82.5

Tableau 3 : Comparaison entre le séquençage manuel et semi-automatique

Le pourcentage de détections semi-automatiques des AF atteint respectivement 84.7% et 82.5% pour les séquences n°1 et n°2. Sur les 50 frappes de balle sélectionnées, 23 services sur 25 ont été correctement diagnostiqués (92%).

## 4.DISCUSSION

Deux méthodes de « tracking » et de détermination des AF, manuelle et semi-automatique, ont été mises au point pour traiter l'enregistrement vidéo. La qualité du « tracking » et celle du séquençage seront discutées dans les 2 parties suivantes.

### *Qualité du « tracking »*

Le traitement image par image de l'enregistrement vidéo, lorsqu'il s'effectue manuellement, est excessivement long et fastidieux (Botton et Eclache 2007). En effet, il est nécessaire de cliquer sur le bouton de la souris à chaque image à raison d'un clic par seconde : l'analyse de 10 min d'un match est donc réalisée au minimum en 250 min. Il est par conséquent impossible d'utiliser cette méthode de façon routinière pour analyser des matchs variant de 1 h à 4 h. Cette méthode a donc été remplacée par une méthode semi-automatique proposant un « tracking » automatique du sujet et permettant de réduire fortement la durée du traitement (tableau 2). Deux logiciels de tracking ont été utilisés : RTVAL et KINOVEA. Le premier logiciel (RTVAL) réalisé pour le laboratoire, présente cependant plusieurs

inconvenients. Le premier est lié à l'étalonnage des couleurs de la zone suivie. Certaines couleurs, comme le rouge, sont difficilement détectables par le logiciel. En effet, pour cette couleur, la gamme de valeur H s'étale en deçà et au-delà de 0° (figure 4). Le logiciel ne comportant qu'une seule plage de valeurs minimale et maximale pour chaque composante H, S et V, l'introduction d'une gamme très large de valeur de H (0 à 360°) ou très réduite (0 à 10° ou 330 à 360°) entraîne dans le premier cas la détection de nombreux objets « parasites » et dans l'autre cas une détection trop réduite de l'objet. Il est par conséquent primordial de choisir un maillot de couleur facilement détectable par le logiciel et en fort contraste avec l'environnement. L'étude ayant été réalisée sur des courts de tennis de couleur rouge, la couleur permettant un diagnostic optimal était le bleu. Mais les valeurs de HSV déterminées pour un maillot dans des conditions de luminosité données ne sont plus valables si elles sont appliquées dans une autre ambiance lumineuse. Il est donc impossible d'appliquer les mêmes valeurs HSV à chaque nouvelle expérimentation. Dans des conditions de forte luminosité, il est nécessaire de réduire l'intervalle de valeurs (Vmin-Vmax et Smin-Smax) pour éviter de détecter les contours du terrain, ce qui limite souvent la détection du maillot. Par conséquent, les pertes du « tracking » sont nombreuses si la luminosité varie et il est impossible de diagnostiquer le maillot quand la zone de pixels suivie est réduite en particulier quand le joueur se déplace dans la moitié du terrain proche du filet. La phase d'étalonnage de la couleur du maillot dans le système HSV est donc excessivement longue (environ 70 min). Enfin, ce logiciel présente deux défauts majeurs : un manque d'ergonomie du fait d'une obligation d'entrer dans le programme pour modifier les étalonnages et une obligation de connecter la caméra à l'ordinateur pour lire les vidéos.

En raison de ces contraintes techniques, il a été décidé de tester un autre logiciel téléchargé sur internet, KINOVEA. Ce logiciel présente l'avantage d'être gratuit et adaptable par son auteur en fonction des remarques formulées sur le forum du site. Son principal intérêt est sa qualité de « tracking » : sur une période identique d'un match (10 min), la zone sélectionnée est perdue 100 fois par RTVAL en particulier lorsque le sujet s'éloigne de la caméra ou lorsqu'il se rapproche de zones fortement lumineuses et 15 fois par KINOVEA dont les capacités de détection sont pratiquement indépendantes des conditions de luminosité et de la couleur de l'équipement. En effet, l'algorithme de détection de la zone suivie est essentiellement basé sur l'analyse du contraste interne et externe et moins dépendant de la couleur. La phase d'étalonnage de la zone suivie est simple et efficace puisqu'il suffit de cliquer sur la zone choisie. De plus en cas de perte du « tracking », KINOVEA présente l'avantage de pouvoir passer en mode manuel pour replacer la cible à l'endroit voulu. Ce

logiciel est plus simple d'utilisation et propose une souplesse d'utilisation et d'interaction plus importante. Son principal inconvénient est un léger ralentissement de la vidéo d'environ 1.2 fois lorsque le traitement de la vidéo est réalisé.

Etant donné la difficulté d'utilisation de RTVAL, il a été décidé d'analyser uniquement la précision du logiciel KINOVEA et du programme de calcul externe mis au point pour traiter les coordonnées  $x$  et  $y$  (px) obtenues toutes les 0.04 s (Annexe 1) : les coordonnées  $X$  et  $Y$  sont calculées à partir d'une méthode géométrique permettant de déterminer la projection du centre de la ceinture du sujet sur le terrain. Pour l'utiliser, il est indispensable que la caméra soit parfaitement placée dans l'axe du terrain. Le programme de calcul des coordonnées  $X$  et  $Y$  fournit de bons résultats puisque le coefficient de détermination entre la position calculée en  $X$  et  $Y$  avec la position réelle est élevé ( $R^2 = 0.97$ ) et l'erreur de prédiction moyenne (EPM) atteint respectivement  $0.38 \pm 0.38$  m et  $0.34 \pm 0.28$  m selon l'axe  $OX$  et  $OY$ . La précision de la mesure est d'autant plus forte que l'axe de visée de la caméra (angle  $\alpha$ ) se rapproche de  $90^\circ$ . L'idéal serait donc de disposer la caméra à l'aplomb de la zone de plus grande probabilité de positionnement et repérer par exemple la casquette du joueur. Mais compte tenu de la difficulté technique à fixer une caméra sur le plafond du gymnase situé à plus de 20 m de hauteur, cette solution n'a pas pu être appliquée. La caméra a donc été placée dans un local technique surplombant le terrain et situé à 6 m derrière la ligne de fond de court : la caméra a été installée à 6.22 m derrière la ligne de fond de court et à 5.55 m de hauteur de manière à pouvoir visualiser la plus grande partie du demi terrain le plus proche. Par conséquent, l'erreur réalisée selon l'axe  $OY$  est fortement liée à la position du joueur sur le terrain (figure 10) : elle n'atteint que  $0.19 \pm 0.06$  m sur la ligne de fond de court mais  $0.53 \pm 0.31$  m près du filet. D'autre part, le mauvais positionnement du marqueur sur la zone à « tracker », en particulier lorsque la zone de pixels est réduite, peut également expliquer la diminution de la précision lorsque le sujet est proche du filet. La relation entre la distance réelle équivalente à 10 px mesurés sur l'axe  $oy$  et la position du sujet sur l'axe  $oy$  est de type puissance : la distance équivalente augmente très rapidement lorsqu'on dépasse 300 px soit environ 11.20 m (figure 11). Par exemple, une légère erreur de positionnement du marqueur de 10 px selon l'axe  $oy$  sur la ceinture du sujet entraîne une erreur d'environ 83 cm lorsque le sujet est proche du filet alors qu'elle est égale à 18 cm si le sujet se situe sur la ligne de fond de court (figure 11). En revanche, une erreur de positionnement du marqueur de 10 px selon l'axe  $ox$  entraîne une erreur de positionnement de 0.16 m si le joueur est au fond de court et d'uniquement 0.34 m lorsque le sujet est au filet (figure 12).



La précision de cette méthode est satisfaisante car lors d'un match la majorité des joueurs passent plus de  $\frac{3}{4}$  du temps au fond de court. Or dans cette zone l'EPM n'atteint que  $0.34 \pm 0.24$  m selon l'axe OX et  $0.19 \pm 0.06$  selon l'axe OY.

### *Qualité du séquençage*

Le séquençage semi-automatique fournit des résultats satisfaisants puisque le pourcentage de détections semi-automatiques des AF atteint 85% et 82% sur les 2 séquences de jeu (tableau 3). Le diagnostic des services est très satisfaisant puisqu'il est supérieur à 90%. Si le service n'est pas détecté, on considère que la frappe est un coup. Cette erreur ne crée qu'une faible sous-estimation de la dépense énergétique puisque les consignes énergétiques imposées par ces 2 frappes sont proches ( $DE_{ci}$  coup =  $10.8 \pm 1.5$  l/min,  $DE_{ci}$  service =  $12.1 \pm 2.4$  l/min) (partie II).

Le diagnostic des AFf permet de déduire dans un second temps les autres AF à partir de l'analyse statistique de leurs enchaînements de plus grande probabilité ; celle-ci réalisée lors d'une étude préliminaire sur 4 séquences de jeu (partie I figure 1) s'accompagne de plusieurs simplifications. La première consiste à ne prendre en compte qu'un seul déplacement unique entre deux frappes intégrant la phase de remplacement qui lui succède. Cette approximation minore donc la cadence de volte-face des déplacements et entraîne une sous-estimation de la consigne énergétique mais uniquement pour des sujets dont le jeu est caractérisé par des remplacements systématiques après un coup. La seconde approximation est d'imposer automatiquement des durées moyennes de la phase de préparation et d'accompagnement de la frappe. Cette approximation n'a en réalité que peu d'effet car les frappes de balles sont des gestes très stéréotypés dont la variabilité temporelle est faible (écart-type coups = 0.10 s et service = 0.05 s). La troisième approximation est de ne pas prendre en considération les déplacements verticaux comme les sauts, flexions, chutes ou inclinaisons pour ramasser une balle ; même si ces activités sont peu fréquentes, la sous-estimation qui pourrait en découler est compensée en partie par le fait que ces déplacements sont en réalité détectés comme des déplacements horizontaux. Par exemple, si le sujet se baisse en fléchissant les jambes pour ramasser une balle à la fin d'une marche de 10 s, la majoration de  $DE_{c(i)}$  atteint 5% de  $DE_{c(i)}$  de la marche.

## 5. CONCLUSION

La première méthode de traitement de l'enregistrement vidéo manuelle a mis en évidence qu'il était possible de déterminer les coordonnées X et Y et les AF à partir d'un « tracking » et d'un séquençage manuels. Mais cette méthode longue et fastidieuse ne peut pas être utilisée de façon routinière. La méthode semi-automatique, présente l'avantage d'une accélération conséquente permettant déjà de diviser par 2 à 5 fois la durée de traitement. Le logiciel RTVAL qui présente de nombreuses contraintes et défauts a été remplacé par le logiciel KINOVEA qui présente l'avantage d'être gratuit et encore en voie de développement et intègre les différentes améliorations demandées par les utilisateurs.

Cette méthode présente plusieurs intérêts. Outre le fait qu'elle fournisse des résultats satisfaisants, elle est facilement utilisable, de faible coût, applicable par le plus grand nombre et ne nécessite qu'un matériel banal à la portée de tous : une caméra, un PC et un logiciel d'exploitation. D'autre part, elle permet de fournir les coordonnées X et Y et un diagnostic des AF sans aucune contrainte métrologique pour le sujet. Elle est applicable pour de nombreuses activités se déroulant sur une aire horizontale plane de dimensions limitées, piscine, piste d'athlétisme, gymnase, terrains de sport extérieurs, atelier ; l'obligation actuelle de placer la caméra dans l'axe de l'aire d'activité telle que présentée dans cette thèse n'aura plus lieu d'être puisque cette situation particulière n'a été retenue que dans un objectif de simplification des calculs et de leur présentation. Si plusieurs sujets sont présents sur cette aire, il est indispensable que le sujet testé soit vêtu d'une tenue différente des autres. Néanmoins, les pertes du « tracking » lorsque le sujet bouge très rapidement ou est masqué par un obstacle, un partenaire ou un adversaire ainsi que la nécessité d'appuyer sur la touche F5 à chaque frappe de balle majorent encore la durée du traitement : après avoir fixé et étalonné la position de la caméra, le traitement de la vidéo atteint en moyenne 3 fois la durée de la vidéo à analyser. Mais deux améliorations sont à l'étude pour accélérer ce traitement et aboutir à un traitement en temps réel : d'une part un algorithme de détection de l'image et du suivi du joueur plus fidèle et d'autre part une analyse sonore des frappes de balle permettant d'obtenir un séquençage totalement automatique.

## REFERENCES

1. Botton F, Eclache JP (2007) Dépenses aérobie et anaérobie des activités fondamentales du tennis à partir de la vidéo et d'étalonnages individuels terrain/laboratoire – Application d'une méthode originale. *Sci Sports* 1:20-27
2. Coutts AJ, Duffield R (2010) Validity and reliability of GPS devices for measuring movement demands of team sports. *J Sci Med Sport* 13(1):133-135
3. Duffield R, Reid M, Baker J, Spratford W (2010) Accuracy and reliability of GPS devices for measurement of movement patterns in confined spaces for court-based sports. *J Sci Med Sport* 13(5):523-5

---

## **PARTIE IV**

---

# ***MODELE BIOENERGETIQUE ASTRABIO APPLIQUE AUX EXERCICES FRACTIONNES***

---

# 1. INTRODUCTION

Au début d'un exercice, l'apport en O<sub>2</sub> aux muscles actifs augmente en réponse aux besoins en ATP. L'évolution temporelle de son utilisation au niveau musculaire peut être appréciée à partir de la mesure de la cinétique de la consommation d'oxygène à la bouche (°VO<sub>2</sub> pulmonaire) (Barstow et Molé 1987). La cinétique exponentielle de °VO<sub>2</sub> lors d'une augmentation de la dépense énergétique (DE) (accrochage) et lors d'une diminution (décrochage) a été étudiée en appliquant deux types de stratégie (Casaburi et coll. 1989, Barstow et Molé 1991).

La première consiste à élaborer un modèle empirique en analysant la cinétique expérimentale de °VO<sub>2</sub> lors d'une seule et simple variation de la contrainte, le plus souvent sous-maximale. Ces études ont permis de différencier plusieurs phases dans l'adaptation de °VO<sub>2</sub>. La phase I appelée phase cardiocirculatoire précède l'élévation rapide de °VO<sub>2</sub> (phase II) correspondant à l'extraction de l'oxygène permettant d'alimenter les réactions métaboliques oxydatives des muscles jusqu'à l'état « stable » atteint pour des puissances sous-transitionnelles. Dans ce domaine de puissance, la cinétique °VO<sub>2</sub> est décrite par une équation mathématique de la forme :

$$\Delta^{\circ}\text{VO}_2(t) = A \times (1 - \text{EXP}(-(t - \text{TD})/T)).$$

où  $\Delta^{\circ}\text{VO}_2(t)$  est l'élévation de °VO<sub>2</sub> au temps  $t$  au-dessus du niveau de repos ou d'une intensité de travail légère,  $A$  est l'amplitude de °VO<sub>2</sub> à l'état stable,  $\text{TD}$  représente le temps de retard (phase 1) qui précède l'élévation exponentielle (phase 2) vers l'état stable et  $T$  représente la constante de temps de la phase 2. Pour des puissances supra-transitionnelles, l'état stable n'existe plus et une composante lente (phase 3) est surajoutée à l'élévation rapide de °VO<sub>2</sub> (Casaburi et coll. 1989, Barstow et Molé 1991, Poole et coll. 1991). Le choix du modèle adapté à une cinétique particulière est donc effectué sur la base de critères statistiques, en ajustant les paramètres  $A(i)$ ,  $\text{TD}(i)$  et la constante de temps  $T(i)$  d'une, deux ou trois fonctions mathématiques sur les différentes phases ( $i$ ) observées (Casaburri et coll. 1989, Barstow et Molé 1991). Cette stratégie empirique est critiquée (Stirling et coll. 2008, Stirling et coll. 2005, Stirling 2009) car ces paramètres déterminés selon des critères mathématiques n'ont pas obligatoirement de signification physiologique. Leurs valeurs varient par ailleurs de façon importante pour un même sujet en fonction des essais réalisés pour un même exercice (Ozyener et coll. 2001, Bearden et coll. 2004) et en fonction de l'algorithme utilisé pour traiter les données brutes (Cauterero et coll. 2002) en raison de l'inter-dépendance des paramètres (Casaburri et coll. 1989) et du bruit de fond de l'analyse cycle à cycle de °VO<sub>2</sub>

(Lamarra et coll. 1987). D'autre part, ils ne sont applicables que pour l'exercice considéré et uniquement sur le groupe expérimental utilisé le plus souvent inférieur à 10. En phase de décrochage, la même stratégie est souvent appliquée : la cinétique est modélisée par des modèles mono, bi ou tri-exponentiels, caractérisés par leurs constantes de temps de décrochage (Toff) (Ozyener et coll. 2001).

La seconde stratégie consiste à élaborer un modèle physiologique répondant à la théorie des asservissements ou régulations des systèmes vivants (Gille et coll. 1973, Eclache et Osman 1976) : ce modèle est constitué d'une série de relations mathématiques composites dont les équations décrivent l'adaptation des différentes filières métaboliques à une variation de la DE. Celui-ci doit permettre de prédire  $\dot{V}O_2$  pour tous types d'exercices, qu'ils soient sous-maximaux ou supra-maximaux, continus ou fractionnés et aussi bien pour les phases d'accrochage que de décrochage. Les paramètres de signification physiologique sont réglables et peuvent être affinés en fonction des sujets et des expérimentations, qu'elles soient personnelles ou extraites de la littérature. L'expérimentation n'est alors utilisée que pour vérifier la qualité de la prédiction et mettre en évidence d'éventuels facteurs méconnus ou hypothétiques.

Certains modèles, intermédiaires entre empiriques et physiologiques dit « mixtes », ont appliqué une partie de cette stratégie et ont modélisé l'adaptation de  $\dot{V}O_2$  en phase d'accrochage lors d'exercices de puissance modérée en fonction de l'adaptation du débit de sang aux muscles (Barstow et Molé 1987, Barstow et coll. 1990). Ces modèles permettent d'analyser l'effet de la variation du débit de sang sur la cinétique et mettent en évidence les 2 phases (phase I et II) mais ils ne sont pas applicables pour la phase de décrochage. Un autre type de modèle a été proposé par Stirling et coll. (2005) pour prédire la cinétique  $\dot{V}O_2$  aussi bien pour la phase d'accrochage que de décrochage. Il est basé sur des équations différentielles fonction de  $\dot{V}O_2$ , du temps et de l'intensité de l'exercice. Il utilise des paramètres spécifiques de l'aptitude pouvant varier dans des gammes de valeurs physiologiques. Cependant, certains paramètres sont des constantes déterminés de façon statistique pour améliorer la modélisation (Stirling et coll. 2005, Stirling et coll. 2008). D'autres études de la littérature ont modélisé l'adaptation des différentes filières énergétiques, aérobie et anaérobie à partir de la dépense énergétique requise (Arsac et Locatelli 2002, Ward-Smith et Mobey 1995, Ward-Smith et Radford 2000, Peronnet et Thibault 1989). Cependant, ces modèles n'ont été appliqués et utilisés que pour la phase d'accrochage et uniquement lors d'un exercice continu.

Cette étude consiste à utiliser les connaissances physiologiques actuelles concernant DE et les systèmes de régulation pour proposer un modèle physiologique applicable à différentes activités. Ce modèle bioénergétique Astrabio© mis au point dans le laboratoire de la Performance à partir des années 80 (Eclache et coll. 1989, Eclache 1999(a), Eclache 2003, Eclache et Botton 2003) a permis d'estimer DE de différentes activités professionnelles (interventions des personnels des services incendie, sécurité, entretien des autoroutes, éboueurs...) ou sportives (canoë-kayak, courses, natation) et gérer l'entraînement et le suivi d'athlètes et d'équipes nationales lors de compétitions et de records mondiaux (Botton et coll. 2002, Eclache 1995, Eclache 1999(b), Eclache et coll. 2002).

Ce travail a pour but d'améliorer ce modèle bioénergétique pour l'appliquer à la modélisation de la cinétique de  $\dot{V}O_2$  quelles que soient les formes de contrainte, augmentation ou réduction de puissance, et donc, lors de tous types d'exercices, qu'ils soient continus ou fractionnés, sous-maximaux, maximaux ou supra-maximaux.

## **2. MATERIELS ET METHODES**

Cette partie présente le modèle bioénergétique Astrabio© ainsi que les protocoles expérimentaux utilisés pour sa validation.

### **2-1 Modèle bioénergétique Astrabio©**

Avant d'exposer les formules mathématiques descriptives des fonctions biologiques qui constituent le modèle Astrabio©, quelques rappels succincts sur les asservissements tirés d'articles et ouvrages plus spécialisés seront précisés (Gille et coll. 1973, Eclache et Osman 1976).

#### **2-1-1 Généralités sur les asservissements**

Toutes les structures et fonctions biochimiques ou biomécaniques ont besoin d'ATP pour réaliser les travaux cellulaires indispensables à la vie.

La machine humaine qui est une machine essentiellement aérobie utilise préférentiellement les lipides et les glucides pour re-synthétiser le carburant raffiné qu'est l'ATP. Les autres filières énergétiques, anaérobies, sont considérées comme un système d'urgence permettant de compléter l'apport énergétique lors des variations brutales d'intensité ou lors d'intensités

supra-maximales. La machine humaine est donc asservie comme tous les systèmes vivants à la satisfaction de ses besoins énergétiques qui permettent sa survie.

Le principe de base d'un système asservi ou de régulation est de mesurer l'écart entre la valeur réelle de la grandeur à asservir et la valeur consigne à atteindre et de calculer la commande appropriée à appliquer à un (ou des) effecteurs de façon à réduire cet écart.

La grande complexité des systèmes de régulation de la matière vivante provient du fait que le système à asservir n'est pas une simple grandeur statique, mais une fonction dynamique complexe : le métabolisme.

La réponse du métabolisme aérobie à un échelon de puissance par augmentation brusque de la consigne d'un niveau donné à un niveau supérieur est avec une bonne approximation celle d'un système du premier ordre régi par une équation différentielle du type :

$$dY/dt = K x Y \quad \text{où } K \text{ est une constante.}$$

La résolution de cette équation différentielle est une exponentielle avec  $K = -1/T$  où  $T$  représente la constante de temps du système.

Lorsqu'une consigne de type échelon est imposée au système à l'instant  $t = 0$ , il s'adapte donc plus ou moins rapidement lors d'une phase dite «transitoire» avant d'atteindre un régime permanent. La qualité d'un système d'asservissement est donc définie par deux caractéristiques : sa performance en régime transitoire et sa performance en régime permanent.

### *Performance en régime transitoire*

La performance d'un système en régime transitoire est caractérisée par sa rapidité et sa stabilité.

#### **(i) la rapidité**

L'adaptation du signal de sortie par rapport à une consigne identique peut être plus ou moins rapide : en physiologie la rapidité d'adaptation d'un phénomène est caractérisée par son temps de demi-réaction ( $t_{1/2}$ ) ou sa constante de temps ( $T$ ). Le temps de demi-réaction est le temps



mis par le système pour atteindre la moitié de la consigne. La constante de temps est le temps que mettrait le système pour atteindre la consigne imposée s'il conservait sa vitesse initiale au temps  $t=0$ . Ces deux grandeurs sont liées par l'équation suivante lorsque le phénomène est exponentiel :  $T = t_{1/2} / \text{LN}(2)$ .

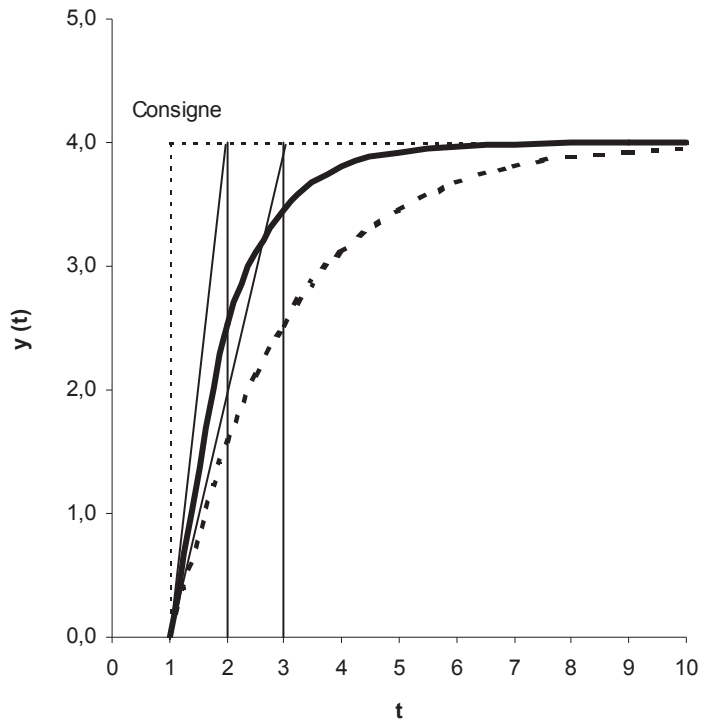


Figure 1 : Réponse d'un système asservi à un échelon : la rapidité.

Le système modélisé par le signal (-----) a une constante de temps élevée égale à 2min : il est dit lent ou caractérisé par une inertie importante (figure 1). Le système ( ——— ) est dit rapide : il a une constante de temps faible égale à 1 min.

**(ii) la stabilité :**

Le régime transitoire du signal (-----) est instable car il n'est pas amorti et présente un phénomène de résonance (figure 2). Le signal ( ——— ) est bien amorti.

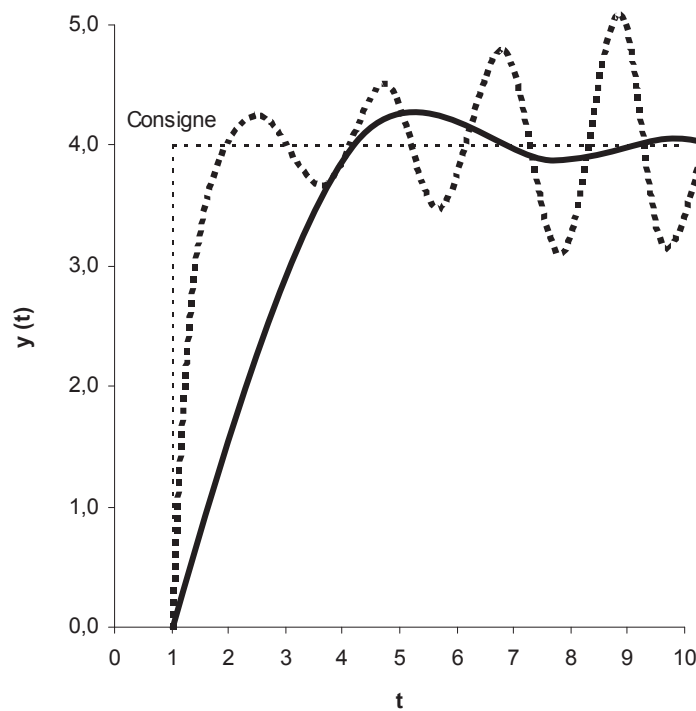


Figure 2 : Réponse d'un système asservi à un échelon : la stabilité.

*Performance en régime permanent :*

La performance d'un système de premier ordre en régime permanent est caractérisée par sa précision (figure 3).

Le signal ( ——— ) est précis car il est confondu avec la consigne à l'infini, contrairement aux signaux (-----) et ( ——— ) qui sont respectivement caractérisés par une erreur ( $e$ ) en régime permanent et une lente variation du signal de sortie appelée également « dérive » caractérisée par le coefficient angulaire ( $S$ ) (figure 3).

La « dérive » peut être expliquée par exemple par une variation de température de la période transitoire à l'allumage d'un appareil ou par un défaut structurel inné ou acquis, le cas le plus habituel étant celui du vieillissement des composants d'un système.

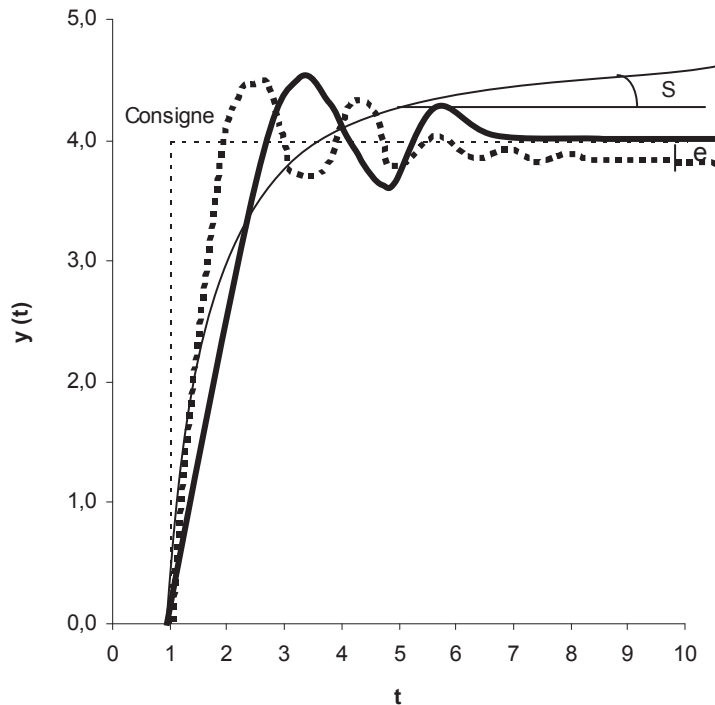


Figure 3 : Réponse d'un système asservi à un échelon : la précision.

### 2-1-2 Structures des systèmes de régulation biologiques

La structure du système de régulation d'un système vivant tel que celui de l'homme comporte comme tout système de régulation 2 composantes principales (figure 4) :

(i) le système de commande à amplification de puissance :

Ce système permet la commande des échangeurs énergétiques par le système nerveux central et endocrinien afin d'obtenir l'approvisionnement énergétique adéquat pour les cellules au travail spécialement les cellules musculaires, et de maintenir l'équilibre biochimique du milieu intérieur. Cette partie est une chaîne à amplification de puissance qui tire son énergie du milieu extérieur sous forme d'aliments et d'oxygène et lui restitue de l'énergie mécanique.

(ii) les boucles de régulation :

Ce système très élaboré est constitué de 3 groupes de boucles fondamentales : le premier permet de prédire la perturbation ou la contrainte via les capteurs des organes des sens ; le second permet de quantifier en temps réel l'amplitude de la perturbation mécanique et énergétique via les modifications atomiques et moléculaires comme la chute de la concentration en phosphagènes mais aussi via des structures élaborées comme les mécano-récepteurs de l'appareil locomoteur ; enfin, le troisième permet de détecter l'effet de la contrainte sur l'organisme appelé « astreinte » caractérisée par les perturbations du milieu intérieur liées aux imprécisions ou erreurs des boucles précédentes ; ce groupe de boucles est constitué de l'ensemble des capteurs localisés sur les espaces liquidiens interstitiels et le compartiment sanguin qui sont sensibles à une multitude de facteurs physico-chimiques tels que les pressions partielles d'O<sub>2</sub>, de CO<sub>2</sub>, la concentration en protons, en radicaux libres, l'agitation moléculaire et les variations de pression intra-artérielle.

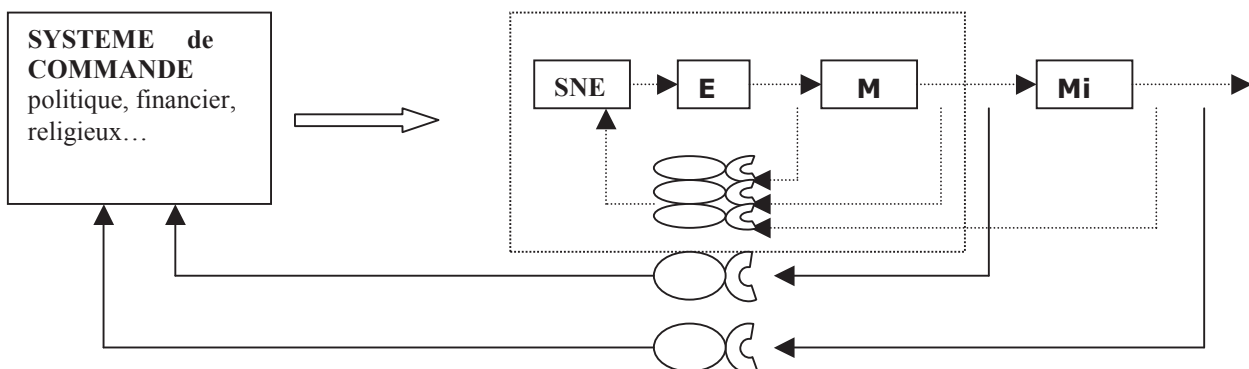
Mais cette régulation de niveau « organique » déjà très élaborée, résultat dans l'évolution de différentes espèces de la spécialisation d'organes dans des fonctions spécifiques, ne doit pas faire oublier qu'existent en aval comme en amont d'autres niveaux susceptibles de jouer un rôle important dans l'adaptation de l'homme aux contraintes énergétiques du milieu :

(i) en aval, un niveau primitif atomique où la régulation est limitée aux règles strictes des lois de la physique qui gèrent la matière dite « inerte » comme la loi d'action de masse ou les interactions entre particules ou, par exemple, un niveau moléculaire intermédiaire caractéristique entre la matière inerte et vivante comme les régulations enzymatiques allostériques ou la transduction du signal via un récepteur membranaire.

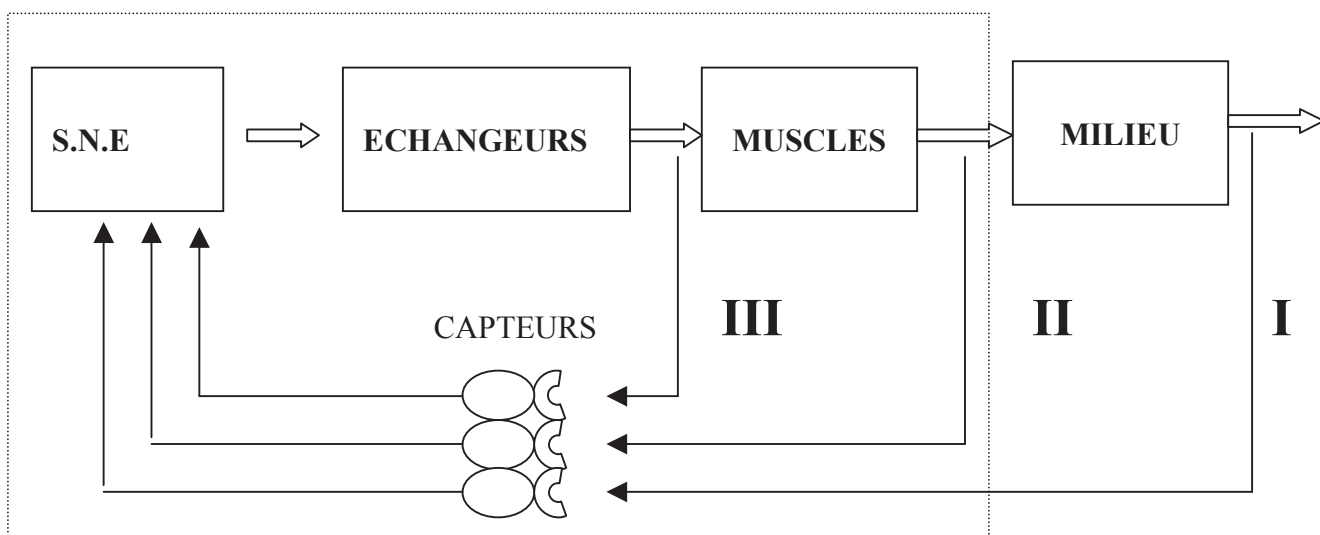
(ii) en amont un niveau sociétal politique, financier, religieux... dans lequel l'individu tient la place d'un effecteur.

Lors d'un exercice physique, cette régulation générale puissante dont les niveaux inférieur et supérieur vont de la particule élémentaire à l'organe complexe, permet une adaptation cellulaire immédiate et une adaptation de l'ensemble des échangeurs énergétiques, en particulier cardio-circulatoires, respiratoires et cutanés, aux besoins énergétiques de l'individu.

**3<sup>ème</sup> NIVEAU : SOCIETE**



**2<sup>ème</sup> NIVEAU : INDIVIDU**



Distinction de 3 boucles de régulation (Eclache et Osman 1974):

- I** – Estimation de la perturbation prédite : réaction d'éveil et « mise en chauffe » des circuits
- II** – Evaluation de la contrainte en temps réel : adaptation quantitative rapide des échangeurs
- III** – Quantification des écarts en temps différé : correction fine et amortissement des erreurs

SNE : Système Nerveux et Endocrinien

**1<sup>er</sup> NIVEAU : MOLECULE**

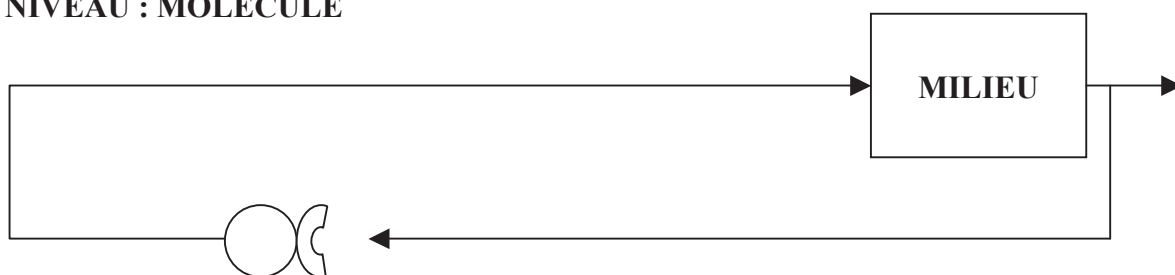


Figure 4 : Régulation du niveau moléculaire à sociologique de la machine humaine

### 2-1-3 Modélisation de la consommation d'oxygène

Dans l'ensemble de l'étude, les dépenses et débits énergétiques sont exprimés en l/min (litres d'O<sub>2</sub> équivalents par minute), les quantités d'énergie en l (litres d'O<sub>2</sub> équivalents), les temps et les constantes de temps spécifiques des filières énergétiques en min.

#### 2-1-3-1 Principe général

L'assimilation du métabolisme aérobie cellulaire à un système de premier ordre permet de modéliser la consommation d'oxygène que présenterait un tel système soumis à un échelon de puissance donné et donc à une astreinte consigne correspondante  $DEc(i)$  : pour une phase d'activité d'indice (i), ce signal défini comme la composante rapide ( $DE(i)$ ) est une exponentielle de constante de temps  $T_0$ .

L'inertie du métabolisme aérobie liée à une  $T_0$  allant d'environ 0.3 à plus d'une minute est compensée par la sollicitation de la filière énergétique anaérobie qui entraîne la libération de déchets métaboliques qui se surajoutent aux perturbations propres du métabolisme aérobie : augmentation de phosphate inorganique (Pi), protons (H<sup>+</sup>), radicaux libres, agitation thermique, déséquilibres hydrominéaux, etc. Ces perturbations métaboliques entraînent une stimulation complémentaire des différents niveaux de régulation décrits ci-dessus et un surcoût aérobie ( $dDE(i)$ ) défini comme la composante lente.

Pour une phase d'accrochage ou de décrochage, la dépense énergétique modélisée dite vraie ( $DEv(i)$ ) est donc la somme de 2 composantes  $DE(i)$  et  $dDE(i)$  :

(1)

#### 2-1-3-2 Phase d'accrochage : équations descriptives

L'activité (i) de consigne énergétique  $DEc(i)$  est une phase d'accrochage lorsque la valeur de  $DE(i)$  à la fin de l'activité précédente ( $DEf(i-1)$ ) est inférieure à  $DEc(i)$  :  $DEf(i-1) < DEc(i)$ .

*La composante rapide (DE(i))*

DE(i) est donc définie par l'équation mathématique suivante :

**(2)**

Pour les exercices de puissance supra-maximale, DEv(i) est limitée par le DEM du sujet.

**(3)**

*La composante lente : dDE(i)*

dDE(i) est modélisée par la relation mathématique suivante :

**(4)**

Eg(i) (l), Eog(i) (l) et El(i) (l) représentent respectivement les quantités d'énergie aérobie équivalente produites par la glycolyse anaérobie, la glycolyse aérobie et la lipolyse. Tg, Tog et Tl sont des caractéristiques du système représentant respectivement les constantes de temps de la glycolyse anaérobie, de la glycolyse aérobie et de la lipolyse. Tg est assimilée à la constante de temps Tgo de l'association du métabolisme aérobie et de la glycolyse anaérobie. Tog est assimilée à la constante de temps To de la composante rapide du métabolisme aérobie (glycolyse + lipolyse). G(i) représente le gain des boucles de régulation.

Le calcul de dDE(i) répond aux 2 hypothèses suivantes :

*Hypothèse 1 : Sensibilité et Proportionnalité*

dDE(i) dépend des caractéristiques structurales et fonctionnelles et de la sensibilité des boucles de régulation à ses stimuli. On considère que le poids d'un stimulus produit par une filière énergétique est d'autant plus fort que la constante de temps de la filière considérée est faible (équation 4).

L'amplitude des stimuli pouvant influencer les différents niveaux de régulation est considérée comme étant proportionnelle aux quantités de produits libérés par les principales filières

énergétiques, la glycolyse anaérobie, la glycolyse aérobie et la lipolyse et donc à leur DE respective.

Les calculs des quantités d'énergie aérobie et anaérobie sont basés sur les formules suivantes dans lesquelles  $t_{crit}(i)$  est le temps critique (min) ;  $t_{crit}(i)$  est la solution de l'équation (2) quand  $DE(i) = DE_m$ . Il représente le délai entre le début d'un échelon positif de puissance et l'atteinte de  $DE_m$ .

(5)

(6)

La quantité d'énergie aérobie de la composante rapide ( $E(i)$ ) est l'intégrale de  $DE(i)$  sur l'intervalle de temps de la phase (i) :

(7)

(8)

La quantité d'énergie anaérobie ( $E_{an}(i)$ ) est l'intégrale de  $DE_{an}$  sur l'intervalle de temps de la phase (i) :

(9)

(10)

### *Hypothèse 2 : Gain*

Le gain ( $G(i)$ ) est le rapport entre l'amplitude de la composante lente  $dDE(i)$  et l'amplitude de ses stimuli initiateurs et dépend de l'astreinte relative d'endurance (AER). Celle-ci est définie comme le rapport entre la quantité d'énergie dépensée lors de l'exercice ( $E_c(i)$ ) et la quantité



d'énergie totale théorique que le sujet aurait pu dépenser ( $E_{\epsilon(i)}$ ) compte tenu de son aptitude à l'endurance définie par la relation dépense énergétique – temps d'endurance (figure 5) :

(11)

(12)

où  $DE_{\epsilon}$  représente la DE d'endurance d'une activité de puissance constante conduisant à l'épuisement à  $t_{\epsilon}$  (min). La relation présente une allure curviligne de type puissance dont les paramètres ( $K_{\epsilon}$  et  $\epsilon$ ) sont fonction des qualités individuelles d'endurance.

Pour un exercice de consigne énergétique  $DE_{c(i)}$  et de durée  $d_{t(i)}$ ,  $DE_{\epsilon}$  et  $t_{\epsilon}$  correspondent au point d'intersection de la droite définie par les deux points de coordonnées (0 :  $DE_0$ ) et ( $d_{t(i)} : DE_{c(i)}$ ) avec la courbe dépense énergétique – temps d'endurance (figure 5).

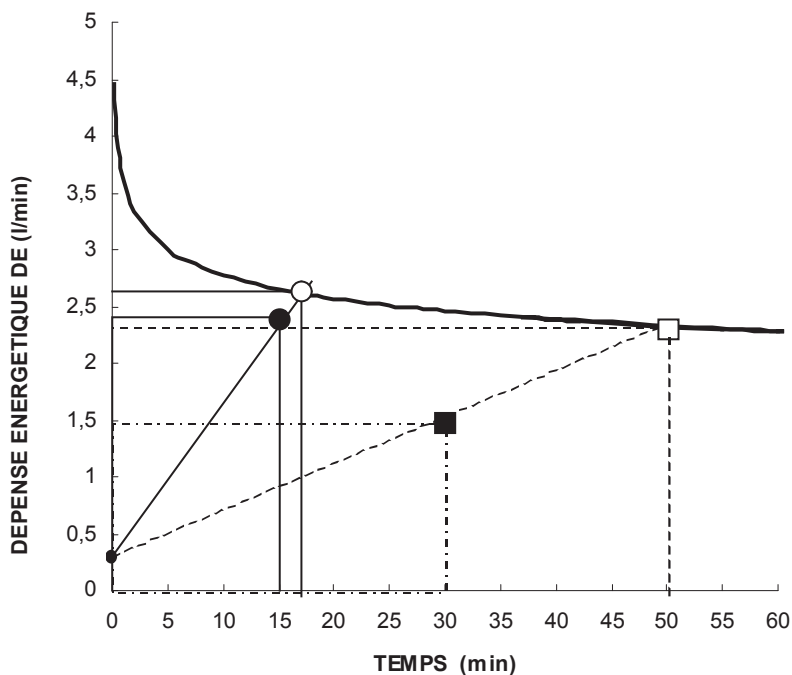


Figure 5 : Détermination de l'astreinte d'endurance relative (AER) à partir de la relation dépense énergétique – temps d'endurance ( — ) à la fin de 2 exercices de contraintes différentes

**Exercice 1 : ● (DEc(i) = 2,4 l/min, ta(i) = 15 min)**

- ▶ La quantité d'énergie consigne imposée par la contrainte de l'activité (i)  $E_c(i)$  est représentée par l'aire sous le rectangle en trait continu délimité par le rond ●
- ▶ La quantité d'énergie théorique disponible  $E_\varepsilon(i)$  que le sujet aurait pu dépenser est représentée par l'aire sous le rectangle en trait continu délimité par le rond ○
- ▶ Astreinte d'endurance relative =  $E_c(i) / E_\varepsilon(i) \times 100 = 81.7 \%$

**Exercice 2 : ■ (DEc(i) = 1,5 l/min, ta(i) = 30min)**

- ▶ La quantité d'énergie consigne imposée par la contrainte de l'activité (i)  $E_c(i)$  est représentée par l'aire sous le rectangle en trait discontinu délimité par le carré ■
- ▶ La quantité d'énergie théorique disponible  $E_\varepsilon(i)$  que le sujet aurait pu dépenser est représentée par l'aire sous le rectangle en trait discontinu délimité par le carré □
- ▶ Astreinte d'endurance relative =  $E_c(i) / E_\varepsilon(i) \times 100 = 35.2 \%$

La relation entre le gain  $G(i)$  et l'astreinte d'endurance relative  $AER(i)$  a été déterminée à partir de 9 études de la littérature et 3 études personnelles ayant modélisé les cinétiques aérobies de récupérations après des exercices sous-maximaux et supra-maximaux (tableau 1).

(13)

Où  $K_{ex}$  et  $K_{ce}$  sont respectivement un coefficient et un paramètre du gain sans unité.

*2-1-3-3 Phase de décrochage : équations descriptives*

L'activité (i) de consigne énergétique  $DE_c(i)$  est une phase de récupération lorsque la valeur de  $DE(i)$  à la fin de l'activité précédente ( $DE_f(i-1)$ ) est supérieure à  $DE_c(i)$  :  $DE_f(i-1) > DE_c(i)$ .

*La composante rapide :  $DE(i)$*

A l'arrêt de l'exercice,  $DE(i)$  est modélisée par une mono-exponentielle en appliquant une valeur consigne  $DE_c(i)$  propre à l'activité de récupération :

(14)

$T_r$  est la constante de temps de récupération de la composante rapide aérobie. Pour un système de premier ordre n'ayant subi aucune détérioration,  $T_r$  est égale à la constante de temps de la composante rapide d'accrochage  $T_o$ .

Dans la phase de récupération après un exercice intense,  $DE_v(i)$  peut rester un certain temps au niveau de  $DE_m$  avant de diminuer : ce retard de décroissance a été défini comme le « delay time » ( $tdel$ ) (min) (Di-Prampero et coll. 1973) :

**(15)**

$dDE_f(i-1)$  est la valeur de la composante lente en fin d'exercice précédent. Dans ce calcul, on admet que  $dDE_f(i-1)$  reste stable durant  $tdel$ .

*La composante lente :  $dDE(i)$*

La décroissance de  $dDE(i)$  en période de récupération est modélisée par une mono-exponentielle du type :

**(16)**

où  $Trs(i)$  est la constante de temps de récupération de la composante lente du métabolisme aérobie.

$Trs(i)$  est donc par définition pour une exponentielle le rapport entre la quantité d'O<sub>2</sub> qu'il reste à « rembourser » par la composante lente ( $EPOC_s(i)$ ) et  $DE$  de la composante lente de l'exercice qui précède ( $dDE_f(i-1)$ ) :

**(17)**

$EPOC_s(i)$  est la quantité d'O<sub>2</sub> dite résiduelle de la fin de la phase active précédente ( $EPOC_r(i-1)$ ) moins la quantité d'O<sub>2</sub> « remboursée » par la composante rapide ( $EPOC(i)$ ).

**(18)**

$EPOC_r(i-1)$  est la quantité d'O<sub>2</sub> dite « totale » ( $EPOC_t(i-1)$ ) à rembourser après une activité (i-1) unique précédé d'une phase de repos ajoutée à la quantité d'O<sub>2</sub> résiduelle de la phase précédente ( $EPOC_r(i-2)$ ) :

**(19)**

EPOCt(i) est prédit par le modèle empirique présenté en annexe 3c (Botton et coll. 2011) :

(20)

Ean'(i-1) est calculée d'après les équations (9) et (10) avec DEf(i-1) = DEo. DEc(i-1) et ta(i-1) représentent respectivement DEc(i) de la phase active précédente et sa durée.

La quantité d'O<sub>2</sub> remboursée par la composante rapide (EPOC(i)) est donnée par la formule suivante :

(21)

A la fin de la phase de récupération (i), l'EPOCr(i) correspond à la quantité d'O<sub>2</sub> qu'il reste à rembourser :

(22)

## **2-2 Protocoles expérimentaux**

Les données expérimentales sont issues de la littérature et des travaux réalisés dans le laboratoire.

### **2-2-1 Littérature**

9 études de la littérature ayant mesuré la consommation d'oxygène après un exercice continu sous-maximal ou supra-maximal sont utilisées pour déterminer la relation entre le gain G(i) et l'astreinte d'endurance relative (tableau 1). Ces études sont sélectionnées car elles fournissent des valeurs moyennes sous forme de graphique ou numérique facilement récupérable. Les valeurs de consommation d'oxygène sont celles fournies par leurs auteurs ou celles déduites de leurs données graphiques. 4 études imposent des puissances sous-maximales et 5 imposent des puissances supra-maximales ; les puissances et les durées d'exercice varient respectivement de 55% à 192% DE<sub>em</sub> et de 0.33 min à 90 min. 5 autres valeurs de gain sont

déterminés au cours des 3 études personnelles présentées ci-dessous (étude IM (2 valeurs), IMSM (2 valeurs), SM (1 valeur)).

ETUDES	SUJETS			EXERCICE			RECUPERATION	
	Nombre	Age ans	Poids kg	DEm l/min	ergomètre	ta min	P % DEm	ta min
Katch 1973	35	21.4	71.9	3.34	vélo	1	150 <sup>(i)</sup>	14.5
Rieu et coll. 1988	6	24.0	79.5	4.70	course	0.75	172	9
Roy et coll. 1991	6	25.8	71.0	3.98	vélo	3	112	63
Bahr et coll 1992 (a)	6	23.0	75.0	3.74	vélo	2	108	120
Robach et coll. 1997	7	29.0	65.0	3.60	vélo	0.33	192 <sup>(i)</sup>	5
Hagberg et coll. 1980	8	30.0	75.2	3.93	vélo	10	70	10
Borsheim et coll. 1994	6	23.3	75.0	4.24	vélo	60	68	390
Trost et coll. 1996	6	26.0	74.0	4.74	vélo	60	65	60
Borsheim et coll. 1998	7	22.6	75.0	3.93	vélo	90	53.4	270

Tableau 1 : Etudes de la littérature utilisées pour caractériser la relation entre la gain et l'astreinte d'endurance relative

(i) Les estimations des consignes énergétiques des études de Katch (1973) et de Robach et coll (1997) sont basées sur les données de leurs études et sur les formules suivantes (Eclache et coll. données personnelles non publiées) :

(23)

Où  $P_{mec}$  est la puissance mécanique moyenne développée (Watt), poids est la masse du sujet (kg) et  $w$  est la cadence de pédalage (rpm).

$DE_o$  est DE de repos (l/min) estimée à partir de la relation suivante déterminée à partir de 6 travaux de la littérature de mesure du métabolisme basal (Eclache et coll. données personnelles non publiées) :

(24)

L'âge est donné en années et le poids en kg.

### **2-2-2 Laboratoire**

Trois types d'exercices fractionnés sont imposés : un fractionné de puissance sous-maximale ou infra-maximale (étude IM), un fractionné mixte, infra-maximal et supra-maximal (étude IMSM), et un fractionné supra-maximal (étude SM).

Toutes les épreuves sont réalisées au laboratoire de la performance de l'ASTB. Les sujets sont prévenus des conditions expérimentales et des risques liés à l'expérimentation. Ils sont admis à participer après consentement écrit et signature de la charte de l'ASTB.

#### *2-2-2-1 Bilan préliminaire et sujets*

Un examen médico-physiologique général de repos est réalisé en début de série expérimentale. Chaque sujet remplit une fiche navette précisant son passé sportif, ses antécédents pathologiques, ses entraînements actuels, ses habitudes hygiéno-diététiques, et 2 performances quantitatives. Cette fiche a pour objectif de fournir une estimation automatisée du DEM du sujet grâce au logiciel Apteval (Eclache et coll. 2001). L'examen débute par une caractérisation morphologique : détermination du poids, de la taille et de la masse grasse calculée à partir de la mesure des 4 plis cutanés (tricipital, bicipital, supra-iliaque et sous-scapulaire) par la méthode de Durnin et Womersley (1974). Il se poursuit par un examen médical individuel général et par appareils permettant de dépister d'éventuelles pathologies.

Les sujets subissent une détermination de DEM par une méthode directe de mesure des échanges gazeux en circuit ouvert sur ergocycle (Tableau 2).

La valeur de DEM cible théorique à atteindre en fin d'épreuve est automatiquement définie à l'aide du logiciel Apteval et des éléments de l'interrogatoire préliminaire (Eclache et coll. 2001). Le principe pour atteindre DEM estimé précédemment est de réaliser des paliers d'augmentation de puissance les plus petits possibles en fonction des caractéristiques de l'ergocycle utilisé.

Les sujets ont l'interdiction de manger ou de boire café et thé deux heures avant le début de l'expérimentation. Après un repos assis de 2 min, le sujet débute l'épreuve par un échauffement consistant en un pédalage à 80 rpm à environ 40% DEM durant 5 min. La puissance est ensuite progressivement augmentée pour atteindre DEM estimé en 13.5 min. Cette épreuve est suivie d'une récupération active à une puissance identique à celle de l'échauffement.

<b>ETUDES</b>	<b>Sujets</b>	<b>Sexe</b>	<b>Age</b>	<b>Poids</b>	<b>MG</b>	<b>DEm</b>	<b>DEm</b>
	<b>n</b>		<b>(ans)</b>	<b>kg</b>	<b>%</b>	<b>l/min</b>	<b>ml/min x Kg</b>
<b>IM</b>	5	5H	25.8 (3.0)	81.8 (11.4)	15.5(0.8)	4.2 (1.0)	50.8(8.0)
<b>IMSM</b>	13	11H2F	27.3 (1.5)	68.0 (1.9)	nc	3.0 (0.7)	44.1(9.8)
<b>SM</b>	4	4H	24.7 (2.1)	81.6 (13.1)	15.7(0.8)	4.4 (1.0)	53.5(6.2)

Tableau 2 : données biométriques des sujets des 3 études expérimentales. Les valeurs entre parenthèses sont les écart-type. H/F (Homme/Femme), MG (Masse grasse).

Les caractéristiques biométriques et d'aptitude des sujets participant aux études (IM) et (SM) sont présentées tableau 3. Les sujets A, B, C, D, E participent à l'étude (IM) et les sujets B, C, D et E participent à l'étude (SM) (tableau 3). Un autre groupe expérimental de 13 sujets réalise l'expérimentation (IMSM).

Apteval fournit une estimation de la transition aéro-anaérobie (DEat) à partir des données métaboliques obtenues lors de la détermination du DEm. Quatre critères sont appliqués : la diminution de la FECO<sub>2</sub> et du volume courant et les valeurs du QR et du débit expiratoire (°VE) (l/min) égales respectivement à 1 et au poids du sujet.

<b>Sujets</b>	<b>Age</b> (ans)	<b>Poids</b> (kg)	<b>Taille</b> cm	<b>MG</b> (%)	<b>DEm</b> (ml/min x Kg)	<b>DEm</b> (l/min)	<b>DEat</b> % DEm
<b>A</b>	30.1	83.0	192	15.0	40.2	3.3	64.6
<b>B</b>	27.3	74.3	183	14.6	55.1	4.1	73.0
<b>C</b>	22.9	101.2	192	16.3	56.9	5.8	75.0
<b>D</b>	23.1	75.7	176	15.4	44.3	3.4	75.7
<b>E</b>	25.4	75.0	180	16.3	57.5	4.3	73.5
Moyenne	<b>25.8</b>	<b>81.8</b>	<b>184.6</b>	<b>15.5</b>	<b>50.8</b>	<b>4.2</b>	<b>72.1</b>
Ecart-type	<b>3.0</b>	<b>11.4</b>	<b>7.2</b>	<b>0.8</b>	<b>8.0</b>	<b>1.0</b>	<b>3.6</b>

Tableau 3: caractéristiques biométrique et d'aptitude des sujets de l'étude IM et SM.

#### *2-2-2-2 Exercices imposés*

Un interrogatoire est effectué avant de réaliser les exercices pour vérifier que les conseils de régularité d'entraînement et d'alimentation ont bien été respectés par les sujets et qu'aucune anomalie concernant un état d'infection, d'inflammation ou de stress n'est intervenue depuis le premier bilan. Il permet de vérifier aussi que les sujets n'ont pas réalisé d'efforts violents les jours précédant l'expérimentation et qu'ils n'ont pas mangé dans les 2.5 heures qui la précède.

Les conditions environnementales du laboratoire sont maintenues stables : température (T°), T° sèche (Tdb), T° humide (Twb), Pression barométrique (Pb).



## Etude IM : exercice fractionné sous-maximal

Après son arrivée au laboratoire, le sujet reste 40 min dans un fauteuil relax en position semi-couchée dans une ambiance calme. L'enregistrement de DE(i) est réalisé cycle à cycle (cf.2311) durant les 3 phases expérimentales : (i) au repos assis sur le vélo (DEo), (ii) pendant un premier exercice de puissance égale à 45 % DEM suivi de la récupération et enfin (iii) pendant un second exercice de puissance équivalente à DEat estimée et durant la récupération. Le poids à ajouter sur le plateau Monark pour obtenir la puissance souhaitée est déterminé à partir de la relation linéaire entre DE (l/min) et la puissance mécanique (Watt) obtenue sur la gamme des puissances sous-transitionnelles lors de la détermination du DEM.

Le sujet se place assis sur le vélo, les mains sur le guidon, et reste assis 10 min dans cette position. La valeur de DEo est déterminée sur les 8 dernières minutes. Puis au « top début » de l'expérimentateur, le sujet réalise un premier exercice de type rectangulaire, de consigne égale à 45% DEM d'une durée de 5 min. Une cadence de 80 rpm est imposée de façon acoustique et visuelle grâce à un métronome. L'exercice est suivi d'une récupération passive de 5 min. Puis le sujet réalise un second exercice de type rectangulaire, de consigne égale à DEat, d'une durée de 15 min et à une cadence de 80 rpm. L'exercice est suivi d'une récupération passive de 15 min. La position du sujet sur le vélo est identique à celle imposée lors de la détermination de DEo.

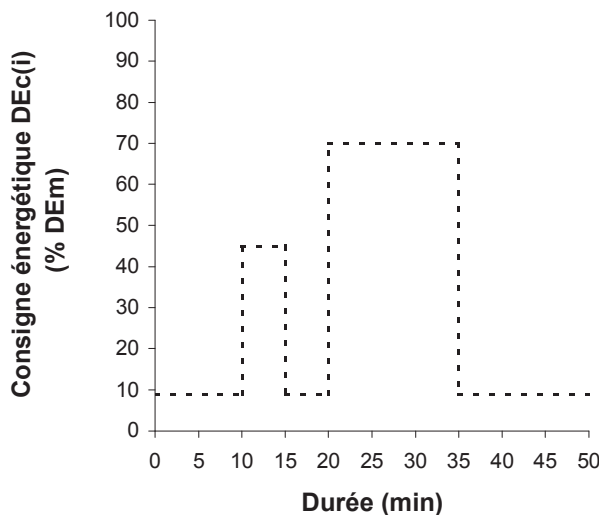


Figure 6 : Protocole imposé lors du fractionné sous-maximal (IM)

### Etude IMSM : exercice fractionné mixte

Cette étude a été réalisée par Gorostiaga et coll. (1992) dans le laboratoire de la Performance de l'ASTB.

Les sujets réalisent 2 exercices à 105 % PMA (Puissance Maximale Aérobie) et 2 exercices à 70% PMA de 2 minutes chacun à 80 rpm. Les consignes DEc(i) (l/min) sont estimées respectivement à 111% et 82% DEm à partir des formules (23) et (24).

Ces exercices sont séparés d'une récupération active (pédalage à vide) de 8 min de consigne égale à 28% DEm (figure 7).

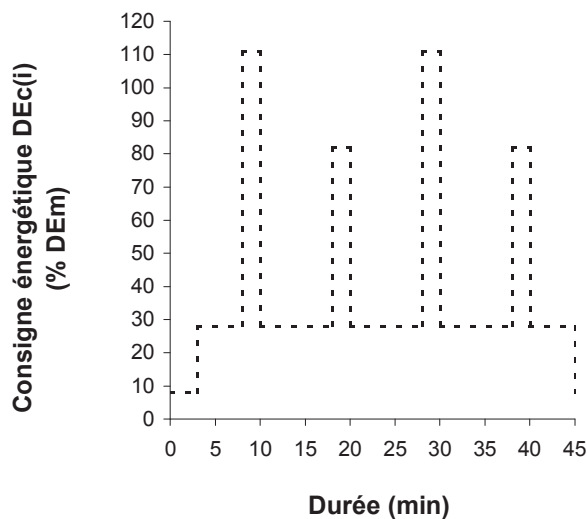


Figure 7 : Protocole imposé lors du fractionné sous et supra-maximal (IMSM)

### Etude SM : Exercice fractionné supra-maximal

Le protocole imposé est celui décrit dans la partie II pour l'étalonnage du coup droit sur le terrain. Le sujet réalise un protocole de puissance progressivement croissante en augmentant la cadence de coups de 2 coups/min (cpm) par paliers de 2 min. Les cadences initiales et finales sont respectivement de 4 cpm et de 18 cpm : l'expérimentation dure 14 min.

La durée de la phase active est estimée à 0.91 s. Les consignes énergétiques DEc(i) sont estimées respectivement à 307 %, 181 %, 266% et 267 % DEm pour les sujets B, C, D et E. Sur l'ensemble des 4 sujets, DEc(i) moyenne est le rapport entre le coût énergétique moyen (164 ml/coup) et la durée du coup (0.91s) soit 249 % DEm.

## 2-3 Matériels

Cette partie présente l'ensemble des matériels utilisés au laboratoire et sur le terrain.

### 2-3-1 Laboratoire

Les matériels utilisés pour la mesure des variables métaboliques et les ergomètres utilisés pour imposer les puissances sélectionnées sont présentés ci-dessous.

#### 2-3-1-1 Mesure des variables métaboliques

La mesure des échanges gazeux est réalisée en temps réel, cycle à cycle, grâce au système MARIANNE composé d'un masque bucco-nasal en caoutchouc et de deux soupapes séparant air inspiratoire et expiratoire de 3cm de diamètre et d'espace mort réduit (valve de Hans Rudolph 2700). La tuyauterie véhiculant les gaz expirés et inspirés a un diamètre de 3 cm offrant ainsi une faible résistance à l'écoulement.

Le circuit inspiratoire est connecté à un pneumotachographe (PN TBM CD 9910 type LILLY), relié à une chaîne de pression de type VALIDYNE (model CD23) utilisant un capteur VALIDYNE MP 45  $\pm$  2 cm d'eau.

Le circuit expiratoire comprend un système de mélange automatisé cycle à cycle, l'analyse s'effectuant en gaz humide grâce à deux analyseurs rapides d'O<sub>2</sub> (WOM ; cellule au zircon de MECANALYSE COMBUSTION SA) et de CO<sub>2</sub> (DATEX NORMOCAP ; cellule à absorption d'infrarouges). La mesure des concentrations moyennes de chaque cycle s'effectue en fin d'expiration sur le mélange expiré homogénéisé.

L'étalonnage des analyseurs de gaz est effectué au début de l'expérimentation à partir d'un mélange étalon de trois gaz purs (O<sub>2</sub> (16%), CO<sub>2</sub> (4%) et N<sub>2</sub> (80%)) obtenu grâce à un mélangeur à buses ultrasoniques (MGF 6121). La calibration du système de mesure du débit inspiratoire est effectuée par une pompe étalon (ATPS type PEA02) qui peut délivrer un volume courant de 1.5 à 3.5 l à une fréquence de 0 à 60 cpm. Un système de robinet en X à fût cylindrique motorisé commandé à distance est situé sur le circuit inspiratoire afin de réaliser des étalonnages à volonté lors de l'expérimentation. La connexion automatique de la pompe étalon s'effectue ainsi sans débrancher le sujet du circuit inspiratoire et sans variation ni de volume ni de pression.

Les variables respiratoires, fréquence respiratoire (Fr), volume courant (VT), fractions expiratoires d'O<sub>2</sub> (FeO<sub>2</sub>) et de CO<sub>2</sub> (FeCO<sub>2</sub>), fractions inspiratoires d'O<sub>2</sub> (FiO<sub>2</sub>) et de CO<sub>2</sub>

(FiCO<sub>2</sub>), débit expiratoire (°VE), consommation d'oxygène (°VO<sub>2</sub>), sont stockées et affichées sur un scope toutes les minutes par défaut ou selon la période pré sélectionnée par l'opérateur.

La fréquence cardiaque est enregistrée grâce à 3 électrodes auto-adhésives placées en position médio-sternale, latéro-thoracique gauche et latéro-thoracique droite, en dehors des masses musculaires et après avoir nettoyé la peau à l'alcool. Les électrodes sont reliées à un scope CARDIORATER CR7 qui permet la surveillance en continu de l'activité électrique cardiaque. Le cardiofréquence-mètre mémorisateur (Baumann Recorder BHL 600) recueille en continu la fréquence cardiaque avec un stockage moyenné toutes les 15 secondes.

### *2-3-1-2 Ergomètre*

Pour l'étude (IF), l'ergomètre utilisé est un ergocycle de type Monark modèle 824. La résistance se fait par un système de contrepoids qui exerce une force réglable sur la courroie de friction. A vide, la résistance induite par le plateau correspond à 40W pour une cadence de pédalage de 80 rpm. Chaque poids additionnel de 100g entraîne une augmentation de puissance de 8W. Pour l'étude (IFSM), l'ergomètre utilisé est l'EPC 7701 Rey-Thomas à frein électromagnétique étalonné préalablement avec un frein de Prony.

### **2-3-2 Terrain**

La mesure des échanges gazeux cycle à cycle est réalisée par un système miniaturisé de mesure des échanges gazeux (K4 b<sup>2</sup> INT Cosmed) préalablement validé (Hauswirth et coll. 1997). Il est composé de 2 parties pesant au total moins de 1 kg : une unité portable contenant les analyseurs d'O<sub>2</sub> et CO<sub>2</sub> (400g) et la batterie portable (550 g).

L'analyse des gaz est réalisée par 2 analyseurs rapides d'O<sub>2</sub> (Zirconium) et CO<sub>2</sub> (NDIR). Ils sont maintenus à température constante grâce à un système de chauffe asservi à un thermostat. Le tube d'échantillonnage des gaz en Nafion® élimine automatiquement la condensation issue de la respiration du sujet.

Le débitmètre à turbine garantit une précision maximale jusqu'à 20 litres par seconde. Active dès 4 millilitres par seconde, avec une résistance faible, la turbine assure des résultats fiables pour des débits expiratoires moyens allant de 0 à 300 litres/minute.

La calibration des analyseurs et de la turbine est automatisée et gérée par le logiciel. L'étalonnage des analyseurs de gaz est effectué au début de l'expérimentation à partir d'un mélange étalon de 3 gaz (O<sub>2</sub> (15%), CO<sub>2</sub> (5%) et N<sub>2</sub> (80%)). La turbine du débitmètre est calibrée avec une pompe étalon de 3 L (Quinton Instruments, Seattle). La procédure complète de calibration est réalisée en moins de 15 minutes.

Le sujet est également équipé du cardiofréquencemètre Polar S630i.

## **2-4 Exploitation des données et statistiques**

### *Relation entre le gain de boucle et l'astreinte d'endurance*

Les gains de boucle (G(i)) ont été déterminés sur les 12 études sélectionnées par application de la technique des moindres carrés entre les valeurs numériques de consommation d'oxygène mesurées lors de la récupération et les valeurs correspondantes fournies par le modèle Astrabio©.

### *Modélisation des cinétiques*

Les valeurs caractéristiques de l'aptitude des sujets sont des moyennes fournies par la littérature, à l'exception des valeurs de DEm et de DEo qui sont déterminées individuellement.

### **Etude IM :**

Les valeurs modélisées DEv(t) et mesurées (DEmes(t)) sont fournies toutes les 5 s.

La cinétique moyenne expérimentale (bilan) est déterminée en calculant pour chaque temps (t) la DE mesurée moyenne (DEmesm(t)) correspondant à la moyenne des DEmes(t) des 5 sujets :

$$\mathbf{DEmesm(t) = \sum DEmes(t) / 5}$$

La cinétique moyenne modélisée (DEvm(t)) est déterminée en imposant des consignes égales à la moyenne des consignes des 5 sujets.

La prédiction du modèle est testée par comparaison des valeurs prédites (DEv(t) et DEvm(t)) et des valeurs mesurées (DEmes(t) et DEmesm(t)) en calculant le coefficient de détermination

( $R^2$ ) et l'erreur standard de l'estimation (ESE) pour chacun des deux exercices ( $DEc(i) = 45\%$   $DEm$  et  $DEc(i) = DEat$ ) :

$$ESE = \sqrt{\frac{\sum (\text{Prédiction} - \text{Mesure})^2}{(N - 1)}}$$

où N est le nombre de valeurs expérimentales.

Pour le premier exercice ( $DEc(i) = 45\%$   $^{\circ}VO_{2max}$ ), les 10 min de repos au début de l'expérimentation sont exclues du traitement.

Pour le second exercice ( $DEc(i) = DEat$ ), l'amplitude de la composante lente est déterminée en appliquant la technique de la littérature : l'amplitude modélisée ( $\Delta CL_{mod}$ ) ou mesurée ( $\Delta CL_{mes}$ ) est la différence entre respectivement les moyennes de  $DEv(t)$  ou  $DEmes(t)$  des 30 dernières secondes de la 3<sup>ème</sup> minutes et de la dernière minute de l'exercice.

#### **Etude IMSM :**

Les valeurs moyennes  $DEmes(t)$  et  $DEv(t)$  sont recueillies et calculées toutes les minutes sur l'ensemble des sujets.

La prédiction du modèle est testée comme précédemment en calculant le coefficient de détermination entre les valeurs prédites et les valeurs mesurées et l'erreur standard de l'estimation pour l'ensemble de l'exercice.

#### **Etude SM :**

Les DE modélisées et mesurées sur les 30 dernières secondes de chaque palier et à la fin de chaque coup sont comparées. La méthode d'analyse de la prédiction du modèle est identique à celle présentée ci-dessus.

#### *Analyse de DE moyenne de fin de palier :*

Pour chaque sujet, les données issues du K4b<sup>2</sup> sont traitées pour obtenir la consommation d'oxygène moyenne sur les 30 dernières secondes de chacun des 7 paliers (j) ( $DEmes30(j)$ ). DE mesurée moyenne ( $DEmesm30(j)$ ) est alors déterminée sur l'ensemble des 4 sujets pour chaque palier :

$$\mathbf{DEmesm30(j)} = \sum \mathbf{DEmes30(j)} / 4$$

Les valeurs  $DEmes30(j)$  sont comparées à celles modélisées ( $DEv30(j)$ ) pour chaque sujet. Les valeurs  $DEmesm30(j)$  sont comparées à celles estimées par le modèle ( $DEvm30(j)$ ) en imposant une consigne égale à la consigne moyenne des sujets ( $DEc(i) = 249\% DE_m$ ).

*Analyse de DE coup:*

Les valeurs  $DEv(i)$  du modèle calculées au début et à la fin d'un coup sont comparées à celles mesurées avec le  $K4b^2$  ( $DEmesc(t)$ ). Lorsque le temps expérimental ne correspond pas au temps des coups,  $DEmesc(t)$  correspond à la valeur obtenue au temps  $t$  le plus proche du coup. Compte tenu de la durée du coup (0.91 s),  $DEmesc(t)$  de fin de coup est considérée comme égale à  $DEmesc(t)$  de début de coup.

DE mesurée moyenne ( $DEmesmc(t)$ ) est déterminée sur l'ensemble des 4 sujets :

$$\mathbf{DEmesmc(t)} = \sum \mathbf{DEmesc(t)} / 4$$

Les valeurs  $DEmesmc(t)$  sont comparées aux valeurs moyennes estimées par le modèle au début et à la fin de chaque coup ( $DEvmc(t)$ ).

### 3. RESULTATS

Les paramètres d'aptitude moyens retenus dans le modèle sont présentés dans le premier paragraphe. Les résultats obtenus sur les 3 expérimentations sont présentés dans le second paragraphe.

#### 3-1 Paramètres du modèle et application à deux exemples théoriques

Les paramètres du modèle puis 2 exemples de l'une des ses applications théoriques sont présentés ci-dessous.

##### 3-1-1 Valeurs estimées des paramètres

Les constantes de temps des différents métabolismes, les coefficients d'endurance et les coefficients des gains de boucle, sont déterminés sur une population d'aptitude moyenne.

###### *⇒ Constantes de temps*

Les valeurs des constantes de temps sont issues des travaux du laboratoire : pour Tgo (0.08 min), les mesures de transition aéro-anaérobie et l'échauffement (Eclache et al. 1981, Gorostiaga et al. 1984), et pour Tl, lipolyse (200 min), les exercices de longues durées et l'entraînement (Eclache et al. 1979, Melin et al. 1980). To est fixée à 0.75 min.

###### *⇒ Endurance*

Les coefficients  $K_\varepsilon$  et  $\varepsilon$  de la relation entre DE épuisement et temps d'endurance sont respectivement égaux à 0.799 et 0.125.

###### *⇒ Gain des boucles de régulation*

Les coefficients  $K_{ex}$  et  $K_{ce}$  de la relation entre le gain  $G(i)$  et l'astreinte d'endurance relative (AER) sont respectivement égaux à 0.00082 et 2. Le gain est très faible pour des astreintes d'endurance relatives inférieures à 50% de l'astreinte maximale supportable. Au-delà, l'augmentation est rapide et prend une allure exponentielle (figure 8).



⇒ *Modèle empirique de l'EPOC*

Les valeurs des coefficients  $x$ ,  $g$  et  $h$  du modèle empirique de l'EPOC déterminés sur 42 valeurs d'EPOC mesurées après 34 exercices de puissance sous-maximale et 8 exercices de puissance supra-maximale sont respectivement égaux à 0.75, 3.2 et 1 ( $R^2 = 0.84$ , ESE = 4.3 L) (données non publiées).

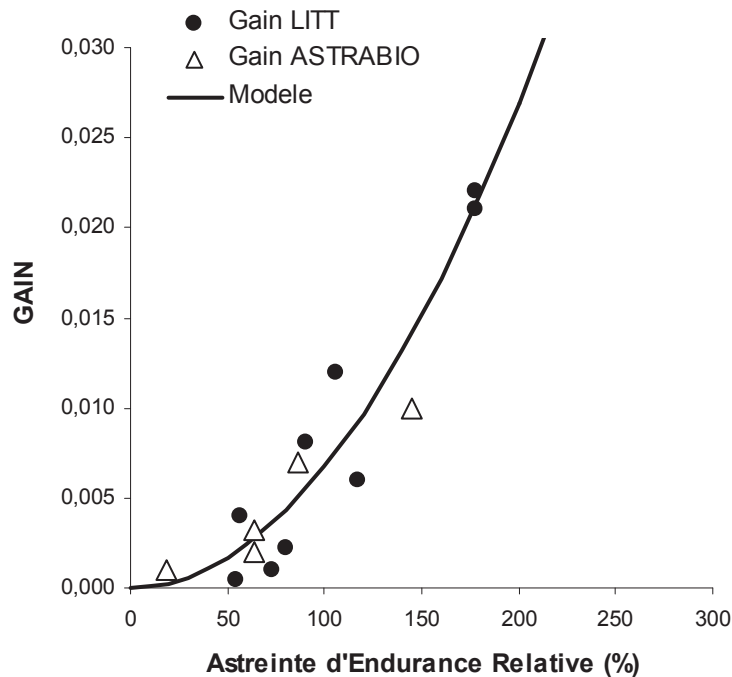


Figure 8 : Relation Gain – Astreinte Relative d'Endurance ( $K_{ex} = 0.00082$  et  $K_{ce} = 2$ ).

Gain LITT correspond aux gains déterminés sur les études de la littérature.

Gain ASTRABIO© correspond aux gains déterminés sur les études IM, IMSM, SM.

### 3-1-2 Application du modèle à deux exemples théoriques

La modélisation de l'adaptation des filières énergétiques est représentée figure 9 pour un sujet ( $DE_m = 3$  l/min) réalisant un exercice sous-maximal de 15 min de consigne égale à 80 %  $DE_m$  ( $DE_{c(i)} = 2.4$  l/min) précédé d'une phase de repos de 10 s.

$DE_{og}$  (glycolyse aérobie) est la différence entre  $DE_{go}$  (association du métabolisme aérobie et de la glycolyse anaérobie) et  $DE_l$  (lipolyse).  $DE_g$  (glycolyse anaérobie) est la différence entre  $DE_{go}$  et  $DE_{og}$ .

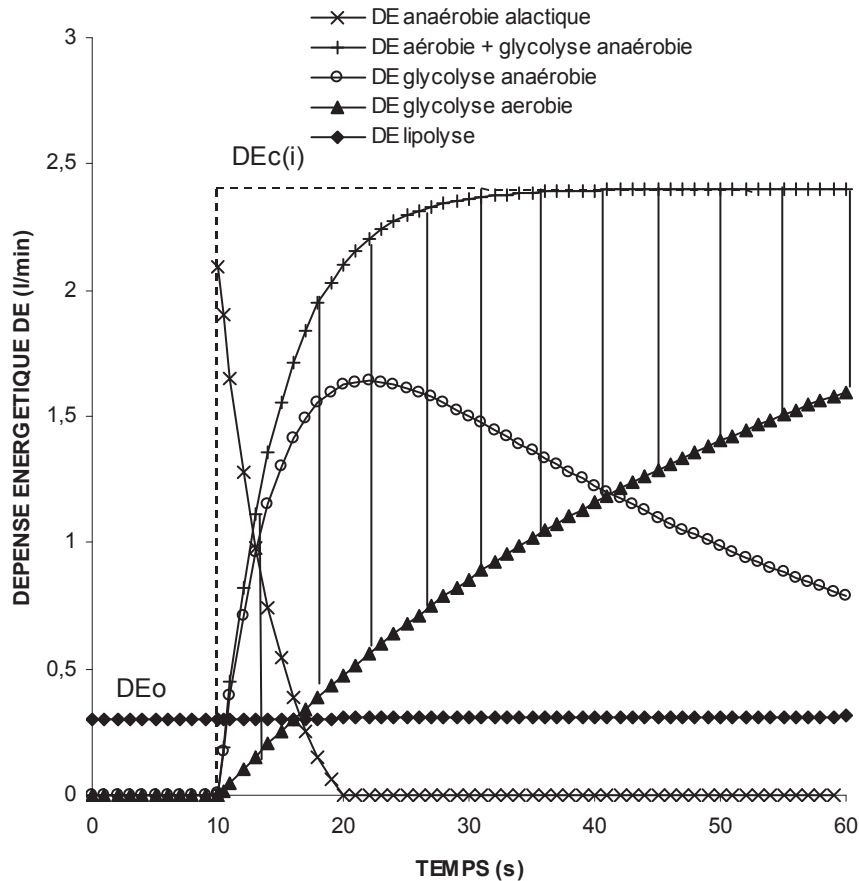


Figure 9 : Description de l'adaptation des différentes filières énergétiques fournie par le modèle Astrabio© lors d'un échelon de puissance sous-maximale

L'aire hachurée correspond à la quantité d'énergie provenant de la glycolyse anaérobie  $E_g$ .  
 La cinétique  $DE(i)$  est pratiquement confondue avec  $DE$  glycolyse aérobie sur l'échelle temporelle de la figure 9 et n'est donc pas représentée.

Un exemple d'application théorique du modèle faisant apparaître un  $t_{del}$  de 0.22 min est présenté sur la figure 10 pour le même sujet ( $DE_m = 3$  l/min) réalisant un exercice de 0.5 min de consigne égale à 200 %  $DE_m$  ( $DE_c(i) = 6$  l/min).

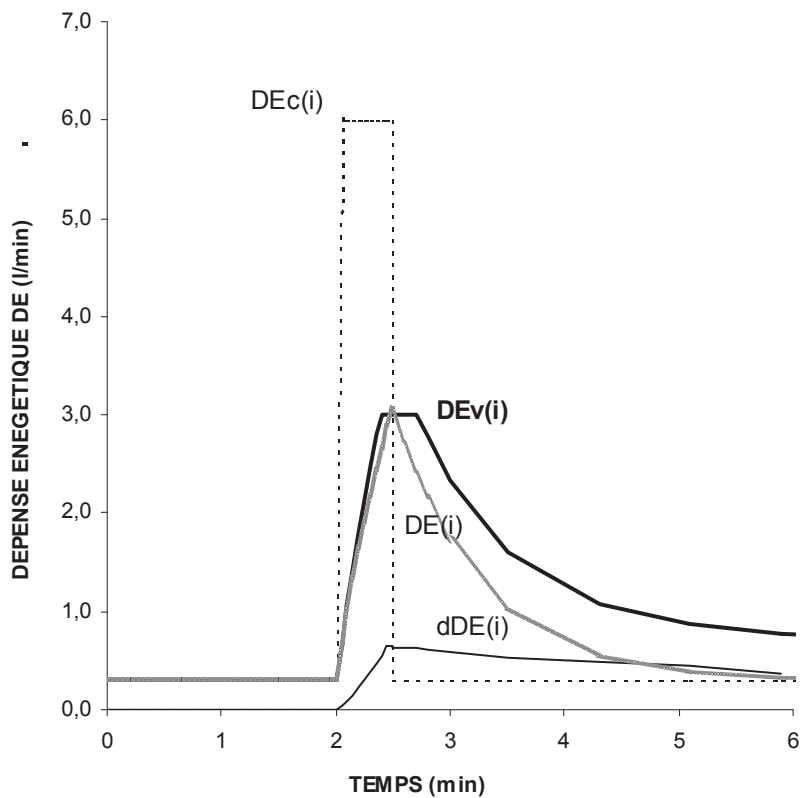


Figure 10 : Modélisation des cinétiques aérobies par le modèle bioénergétique Astrabio© lors d'un exercice supra-maximal entraînant un « time delay » (tdel).

### 3-2 Résultats expérimentaux

Les résultats expérimentaux obtenus lors des 3 exercices fractionnés (IM, IMSM, SM) sont présentés ci-dessous.

#### 3-2-1 Etude IM : Exercices infra-maximaux fractionnés

Les DEc(i) moyennes du premier exercice et du second exercice sont respectivement égales à 45% DEm et 71.8 % DEm.

L'analyse individuelle des cinétiques montre que le coefficient de détermination ( $R^2$ ) entre DEmes(t) et DEv(t) varie de 0.92 à 0.97. L'erreur standard de l'estimation (ESE) varie de 0.14 à 0.31 l/min (tableaux 4, 5).

Pour la cinétique bilan (figure 11), les  $R^2$  sont respectivement égaux à 0.98 et 0.99 pour l'exercice à 45% et 71.8% DEm et les ESE sont égales à 0.10 et 0.12 l/min pour ces 2 exercices.

Sur l'ensemble de la cinétique bilan,  $R^2$  et ESE sont égaux respectivement à 0.99 et 0.12 l/min (figure 11). dDEf(t) mesurées en fin des phases actives des exercices 1 et 2 sont présentées dans les tableaux 4 et 5. A la fin du premier et du second exercice, les dDEf(t) moyennes atteignent respectivement 0.0055 l/min et 0.2146 l/min. Lors du second exercice, les amplitudes de CLmod et CLmes sont respectivement de 0.24 l/min et de 0.23 l/min.

<b>Sujets</b>	<b>DEc(i) % DE<sub>m</sub></b>	<b>dDEf(t) l/min</b>	<b>Erreur Standard de l'Estimation (l/min)</b>	<b>R<sup>2</sup></b>
<b>A</b>	45	0.0039	0.14	0.92
<b>B</b>	45	0.0047	0.23	0.96
<b>C</b>	45	0.0076	0.29	0.94
<b>D</b>	45	0.0040	0.15	0.92
<b>E</b>	45	0.0061	0.17	0.94
<b>Bilan</b>	45	0.0055	0.10	0.98

Tableau 4 : DEc(i) (DE consigne), dDEf(t) (DE de la composante lente de fin d'exercice), erreur standard de l'estimation et coefficient de détermination ( $R^2$ ) des cinétiques aérobies obtenues lors du 1<sup>er</sup> exercice pour les 5 sujets et pour la moyenne des 5 sujets.

<b>Sujets</b>	<b>DEc(i)</b> <b>% DE<sub>m</sub></b>	<b>dDEf(t)</b> <b>l/min</b>	<b>ΔCL<sub>mod</sub></b> <b>l/min</b>	<b>ΔCL<sub>exp</sub></b> <b>l/min</b>	<b>Erreur Standard de</b> <b>l'Estimation (l/min)</b>	<b>R<sup>2</sup></b>
<b>A</b>	62	0.0770	0.10	0.07	0.22	0.96
<b>B</b>	73	0.1503	0.24	0.44	0.28	0.95
<b>C</b>	74	0.2928	0.33	0.31	0.30	0.97
<b>D</b>	76	0.2168	0.23	0.37	0.31	0.96
<b>E</b>	74	0.2906	0.31	0.27	0.24	0.97
<b>Bilan</b>	71.8	0.2146	0.24	0.23	0.12	0.99

Tableau 5 : DEc(i) (DE consigne), dDEf(t) (DE de la composante lente en fin d'exercice), ΔCL<sub>mod</sub> (amplitude de la composante lente modélisée), ΔCL<sub>exp</sub> (amplitude de la composante lente expérimentale), erreur standard de l'estimation et coefficient de détermination (R<sup>2</sup>) des cinétiques aérobies obtenues lors du 2<sup>ème</sup> exercice pour les 5 sujets et la moyenne des 5 sujets.

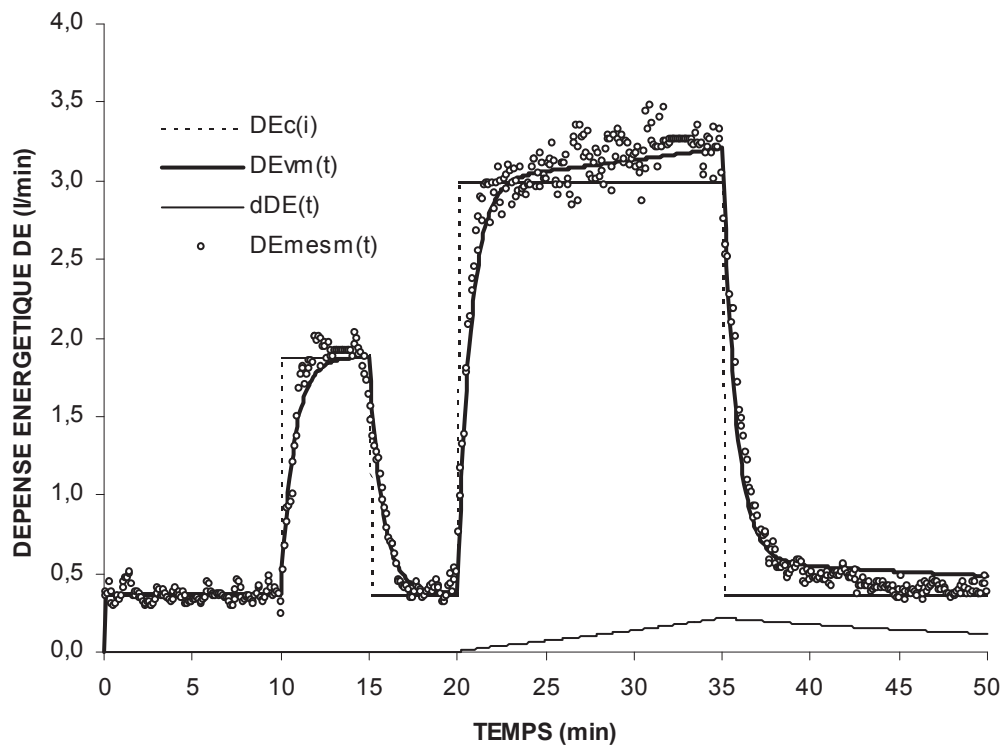


Figure 11 : Modélisation de la cinétique aérobique « bilan » des 5 sujets de l'étude (IM) par le modèle Astrabio©.

DEc(i) (DE consigne), DEvm(t) (DE « vraie » moyenne), dDE(t) (DE de la composante lente), DEmesm(t) (DE mesurée moyenne).

### 3-2-2 Etude IMSM : Exercices fractionnés mixtes, infra-maximaux et supra-maximaux

$R^2$  entre DEvm(t) et DEmesm(t) atteint 0.73. L'erreur standard de l'estimation est égale à 0.36 l/min.

dDEf(t) estimée en fin du premier exercice atteint 0.1578 l/min. Au début du second exercice à 111%  $\dot{V}O_{2max}$ , dDE(t) atteint 0.0897 l/min. A la fin de cet exercice, elle est égale à 0.2467 l/min (figure 12).

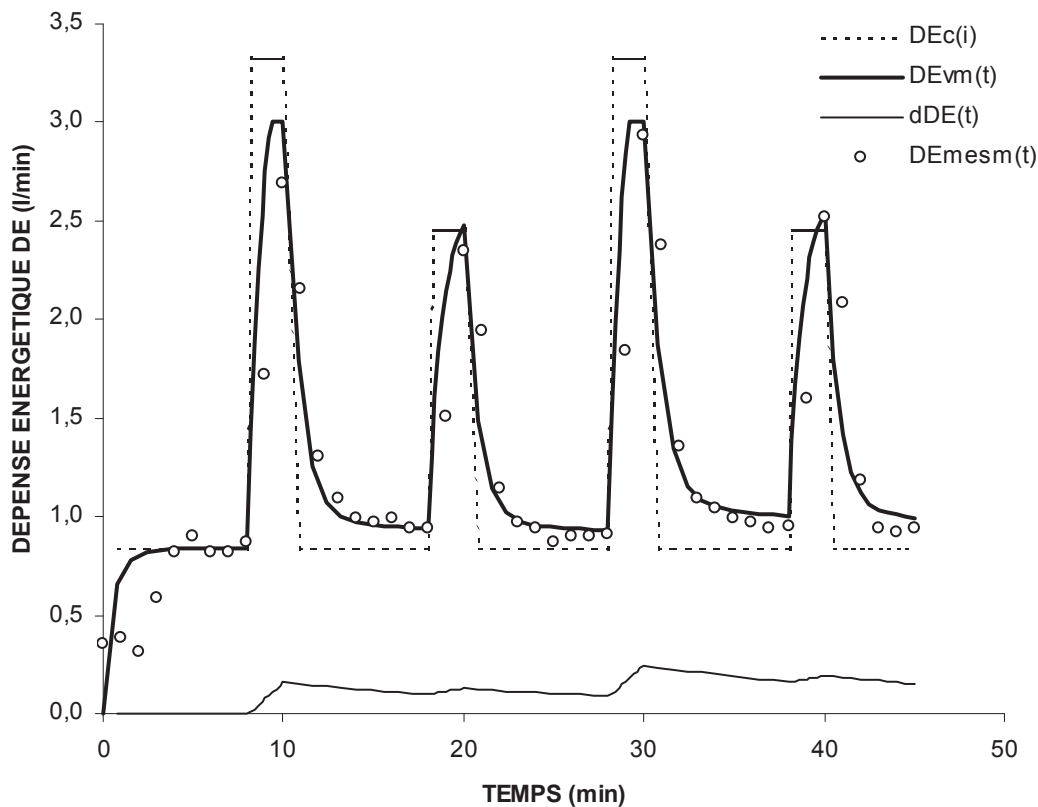


Figure 12 : Modélisation de la cinétique aérobie lors de l'expérimentation (IMSM) par le modèle Astrabio©.

DEc(i) (DE consigne), DEvm(t) (DE « vraie » moyenne), dDE(t) (DE de la composante lente), DEMesm(t) (DE mesurée moyenne).

### 3-2-3 Etude SM : Exercices fractionnés supra-maximaux

L'analyse individuelle des cinétiques montre que les  $R^2$  entre DEMesm30(j) et DEv30(j) mesurées sur les 30 dernières secondes de chaque palier varient de 0.95 à 0.99. Les ESE varient de 0.20 à 0.39 l/min (tableau 6).

Pour la cinétique bilan,  $R^2$  et l'ESE entre DEMesm30(j) et DEvm30(j) sont respectivement égaux à 0.98 et 0.19 l/min (figure 13).

Le  $R^2$  entre DE mesurée DEMesm(t) et estimée DEvmc(t) à chaque coup est égal à 0.75 (figure 13).

<b>Sujets</b>	<b>DEc(i) % DEm</b>	<b>DEc(i) l/min</b>	<b>dDEf(t) l/min</b>	<b>Erreur Standard de l'Estimation (l/min)</b>	<b>R<sup>2</sup></b>
<b>B</b>	307	12.51	0.7720	0.21	0.97
<b>C</b>	181	10.61	0.0942	0.20	0.95
<b>D</b>	266	8.97	0.3231	0.39	0.99
<b>E</b>	266	11.02	0.3038	0.23	0.99
<b>Bilan</b>	249	10.81	0.3163	0.19	0.98

Tableau 6 : DEc(i) (DE consigne), dDEf(i) (DE de la composante lente de fin d'exercice), erreur standard de l'estimation et coefficient de détermination (R<sup>2</sup>) entre DEmes30(j) et DEv30(j) mesurées sur les 30 dernières secondes de chaque palier lors de l'expérimentation (SM) chez les 4 sujets et la moyenne des 4 sujets.



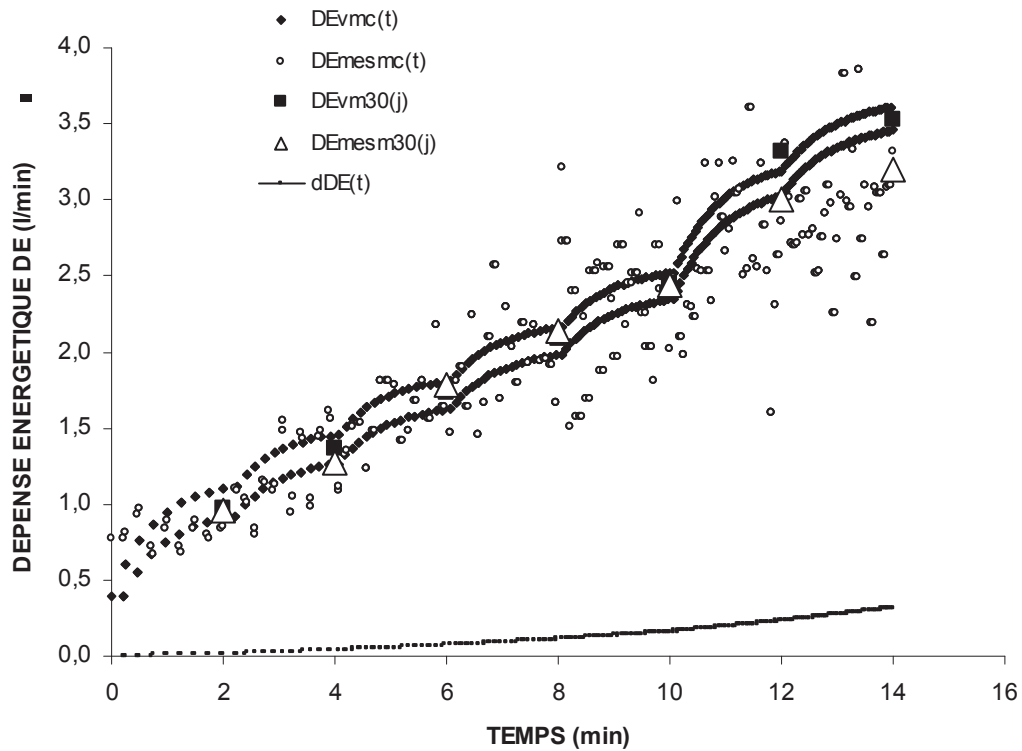


Figure 13 : Modélisation de la cinétique aérobique bilan lors de l'expérimentation (SM) par le modèle Astrabio©. Afin d'améliorer la lisibilité de la figure,  $DEc(i)$  n'est pas représentée.  $DEvmc(t)$  (DE « vraie » moyenne estimée au début et à la fin de chaque coup),  $DEmesmc(t)$  (DE moyenne mesurée à chaque coup),  $DEvm30(j)$  (DE « vraie » moyenne des 30 dernières secondes de chaque palier),  $DEmesm30(j)$  (DE moyenne mesurée des 30 dernières secondes de chaque palier),  $dDE(t)$  (DE de la composante lente)

## 4. DISCUSSION

Le signal aérobic  $DEv(i)$  délivré par le modèle Astrabio© est la somme de deux exponentielles dont la première correspond à la composante rapide  $DE(i)$  d'un système de premier ordre et la seconde son erreur ou sa dérive assimilée à la composante lente  $dDE(i)$ . La prédiction obtenue sur différents types d'exercices continus et fractionnés de puissance sous-maximale et supra-maximale est satisfaisante : les  $R^2$  entre la prédiction et la mesure varient de 0.73 pour l'étude IMSM à 0.98 pour les étude SM et 0.99 pour l'étude IM. Les erreurs standard de l'estimation calculées sur les cinétiques bilan sont faibles et égales à 0.10 et 0.12 l/min pour les 2 exercices de l'étude IM, à 0.36 l/min pour l'étude IMSM et à 0.19 l/min pour l'étude SM. La prédiction est moins satisfaisante sur les cinétiques individuelles car les paramètres n'ont pas été adaptés à l'aptitude réelle des sujets.

La première partie de la discussion est consacrée à l'analyse des arguments en faveur d'une adaptation de DE comparable à celle d'un système de premier ordre. Les limites et imperfections de ce système à l'origine des perturbations métaboliques et de sa dérive seront discutées dans la seconde partie. Enfin, deux paramètres complémentaires caractéristiques de cette dérive en phase d'accrochage et de décrochage seront présentés dans la dernière partie.

### *Système de premier ordre*

Comme tout système vivant, l'homme est un système asservi à sa survie c'est-à-dire au maintien de ses structures et fonctions énergétiques. Sa grande complexité provient du fait que le système à asservir n'est pas par définition une simple grandeur statique mais une fonction dynamique complexe : le métabolisme énergétique. Ceci ne doit cependant pas faire oublier que la survie cellulaire est étroitement dépendante de la disponibilité en  $O_2$  et que la fonction à réguler prioritairement est  $A(t)$ , dépense ou fourniture énergétique aérobic. Pour un système de premier ordre, sa réponse à une perturbation ou « contrainte » de type échelon  $C(t)$  est régie par une équation différentielle dont la solution mathématique est une exponentielle caractérisée par sa constante de temps  $T_0$  (Gille et coll. 1973) :

$$A(t) = C(t) \times (1 - \text{EXP}(-t/T_0))$$

Dans le modèle Astrabio©, contrairement aux modèles empiriques de la littérature représentés figure 14,  $C(t)$  n'est pas une limite déterminée empiriquement et expérimentalement selon des critères statistiques ( $\Delta A1$ ) mais la dépense énergétique consigne  $DEc(i)$  qui représente la

valeur théorique qu'aurait atteint le système si son potentiel aérobie avait été susceptible d'assurer à lui seul la fourniture énergétique correspondant au travail demandé. Le fait d'utiliser une limite empirique mesurée expérimentalement ne permet pas de prendre en considération le fait que lors de puissances supra-maximales, la consigne est obligatoirement elle-même supra-maximale (Craig 1972, Di Prampero et Ferretti 1999, Hill et Stevens 2001). D'ailleurs les stimuli à l'origine de la détection de cette consigne sont très étroitement liés à la contrainte. Tel est le cas des principaux stimuli de nature « chimique », ATP et surtout PCr dont la baisse de la concentration cellulaire est proportionnelle à la puissance imposée (Karlsson et Saltin 1970, Karlsson et coll. 1971, Bogdanis et coll. 1998). Leurs produits d'hydrolyse sont des effecteurs allostériques stimulant des enzymes clés du métabolisme énergétique (Francescato et coll. 2008, Grassi et coll. 1996, Bangsbo et coll. 2000, Bangsbo, et al. 2001, Wilkerson et coll. 2004, Hogan et coll. 2001, Jones et Poole 2005, Chance et Williams 1955, Walsch et coll. 2006) : la cinétique aérobie est donc logiquement accélérée lorsque le rapport ATP/ADP est artificiellement abaissé par inactivation du gène codant pour la créatine kinase (Gustafson et coll. 2002). Tel est le cas également des stimuli de nature « mécanique » dont la fréquence de décharge des fibres afférentes de type III en provenance des mécanorécepteurs augmente pratiquement en temps réel lors d'une contraction tétanique (Adreani et coll. 1997). Le temps mis pour atteindre DEm appelé tcrit dans le modèle (équation 5) est donc, comme dans tout système asservi et comme l'ont montré plusieurs auteurs, d'autant plus rapide que DEc(i) est élevée (Astrand et Saltin 1961, Hill et Stevens 2001).

Comme pour Astrabio©, la plupart des études de la littérature assimilent bien la réponse du métabolisme aérobie à celle d'un système de premier ordre mais uniquement lorsque la puissance de l'exercice est inférieure à DEat (Barstow et Molé 1991, Ozyener et coll. 2001, Bell et coll. 2001). En revanche la prise en compte de la composante lente ( $\Delta A2$ ) dans l'expression de la limite de leur modèle mono-exponentiel pour les puissances supra-transitionnelles, les conduit à transformer la constante de temps en une variable fonction de la puissance imposée (Rossiter et coll. 2002, Barstow et Molé 1991, Ozyener et coll. 2001). Ces résultats sont en contradiction avec ceux des analyses portant sur la constante de temps de la phase d'adaptation rapide appelée phase fondamentale ( $\Delta A1$ ) (figure 14) qui montrent bien que cette grandeur est une constante indépendante de la puissance (Poole et coll. 1991, Barstow et Molé 1991, Ozyener et coll. 2001, Rossiter et coll. 2002, Wilkerson et coll. 2004, Koga et coll. 1999, Krstrup et al. 2009). L'amplitude de la phase fondamentale ( $\Delta A1$ ) représente d'ailleurs assez fidèlement la valeur consigne DEc(i) utilisée dans Astrabio©

lorsqu'elle est calculée à partir de la relation DE/puissance fournie par leurs propres auteurs (Barstow et Molé 1991) (figure 15).

La prise en compte de la composante lente dans le calcul de la limite explique également que l'accélération apparente de la cinétique aérobique globale d'une mono-exponentielle observée lors d'un second exercice succédant de quelques minutes à un exercice de puissance sous ou supra-transitionnelle soit directement liée à l'amplitude de  $\Delta A2$ . En effet, cette accélération apparente (Gerbino et coll. 1996, Gurd et coll. 2006, Mac Donald et coll. 1997, Tordi et coll. 2003, Burnley et coll. 2000, Fukuba et coll. 2002) n'existe plus pour la constante de temps de la phase  $\Delta A1$  d'une bi-exponentielle (Burnley et coll. 2000, Wilkerson et coll. 2004, Fukuba et coll. 2002), excepté lorsque celle du pré-exercice est élevée du fait d'un débit sanguin réduit lors d'un exercice réalisé en position décubitus (Rossiter et al. 2001, Fukuba 2004, De Lorey et coll. 2007) ou d'une réduction d'aptitude comme chez les sujets âgés ou peu entraînés (De Lorey et al. 2004, Buccheit et coll. 2009). Enfin, comme pour tous les systèmes de premier ordre n'ayant subi aucune détérioration, la constante de temps  $T_{or}$  de la composante rapide de récupération est identique à celle de l'accrochage  $T_o$  (Gille et coll. 1973) en accord avec les études expérimentales (Di Prampero et coll. 1970, Behnke et coll. 2009, Krustup et coll. 2009).

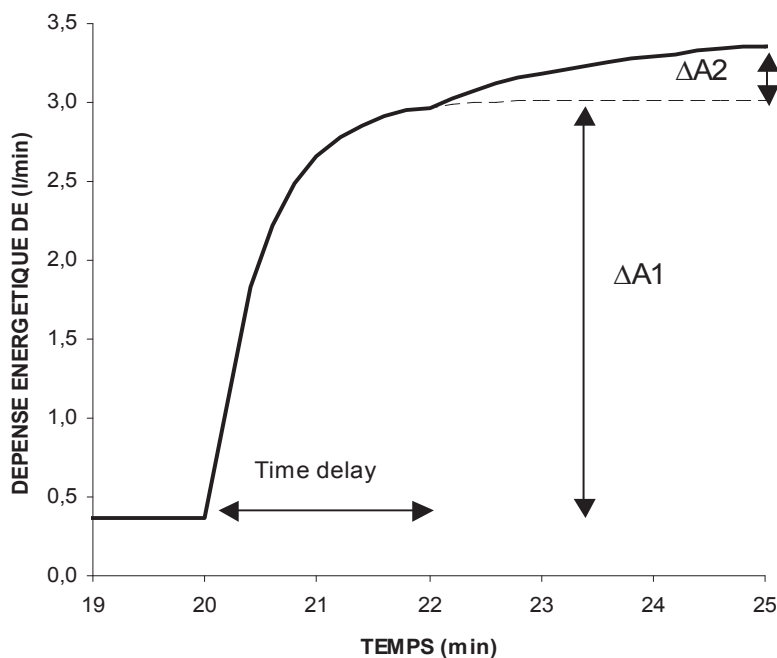


Figure 14 : Exemple de modèle bi-exponentiel de la littérature faisant apparaître la phase fondamentale d'augmentation de DE ( $\Delta A1$ ) et le time delay (TD) avant le début de la composante lente ( $\Delta A2$ ) (Barstow et Molé 1991)

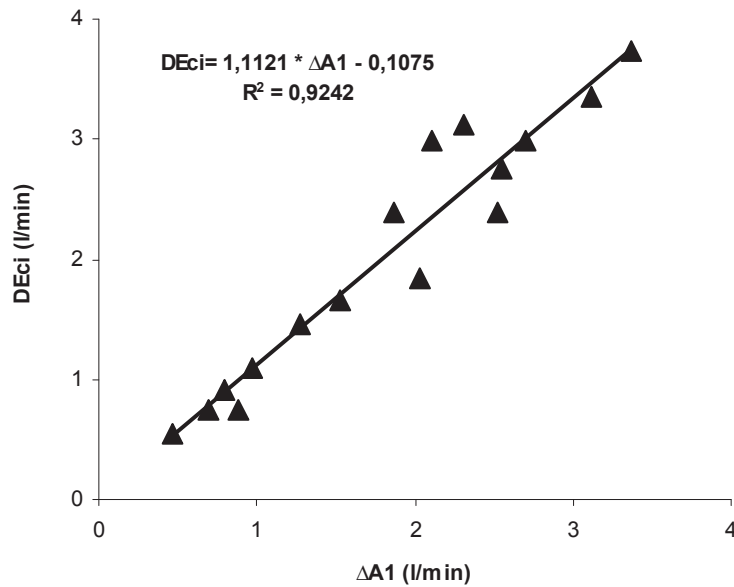


Figure 15 : Régression linéaire entre l'amplitude de la phase fondamentale de DE ( $\Delta A1$ ) d'un modèle bi-exponentiel appliqué sur 2 exercices de puissance sous-transitionnelle (35% et 55% DEm) et 2 de puissance supra-transitionnelle (85% DEm et 100% DEm) chez 4 sujets avec les valeurs consignes DEc(i) estimées à partir de la relation moyenne entre DE et la puissance (Watt) déterminée par l'auteur sur les 2 exercices de puissance sous-transitionnelle :  $DE = 0.746 \text{ (l/min)} + 0.0112 \times \text{Puissance (Watt)}$  (Barstow et Molé 1991)

### *Imperfections du système*

L'adaptation du métabolisme aérobie est donc vraisemblablement bien assimilable à celle d'un système de premier ordre. Mais deux caractéristiques majeures limitent ses performances : sa vitesse d'adaptation et sa limite de saturation caractérisées respectivement par  $T_0$  et DEm.

La valeur moyenne de  $T_0$  utilisée dans le modèle (0.75 min) est comprise entre les valeurs extrêmes de la littérature qui varient généralement de 0.3 min à 1 min. Cette procédure présente l'inconvénient de détériorer la prédiction individuelle du système mais l'avantage de permettre une comparaison des cinétiques de DE pour toutes les populations des travaux de la littérature dont les valeurs de  $T_0$  n'ont pas été mesurées. Sa valeur est négativement corrélée avec le potentiel aérobie des sujets DEm (Powers et coll. 1985, Sheuermann et Barstow 2003, Caputo et Denadai 2004) ; elle est donc plus basse chez les sujets entraînés (Powers et al. 1985, Hagberg et coll. 1980, Caputo et Denadai 2004, Barstow et coll. 1993, Sheuermann et

Barstow 2003) et/ou jeunes (De lorey et coll. 2004, Babcock et coll. 1994, Bell et coll. 1999, Chilibeck et coll. 1996, Scheuermann et coll. 2002). La cinétique peut être accélérée et donc  $To$  réduite par un entraînement de type endurance (Bailey et al. 2009, Berger et al. 2006, Carter et al. 2000, Caputo et Denadai 2004, Cerretelli et coll. 1979).

Lorsque le système est soumis à une augmentation brutale de  $DEc(i)$  ou à une  $DEc(i)$  supérieure à  $DEm$ , l'apport d'énergie du métabolisme aérobie est obligatoirement complété par la sollicitation du métabolisme anaérobie. Le calcul de la quantité d'énergie anaérobie (équations 9 et 10) reprend le principe exposé par Medbo (1988) reposant sur l'estimation du déficit en oxygène. La sollicitation du métabolisme anaérobie s'accompagne d'une production de déchets métaboliques qui se surajoutent à ceux du métabolisme aérobie et provoquent une dérive du système en régime permanent modélisée par la composante lente  $dDE(i)$  (Quard et coll. 1977) (figure 3).

- *Pour des consignes inférieures à  $DEm$  mais supérieures à  $DEat$* , les études de la littérature ont mis en évidence cette augmentation régulière de  $DE$  en fonction du temps (Poole et coll. 1992, Ozyener et coll. 2001, Bartsow et coll. 1991, Casaburi et coll. 1989, Gaesser et Poole 1996). Lors du second exercice de 15 min à 71.8%  $DEm$  de l'étude IM, l'amplitude de la dérive prédite par Astrabio© (0.24 l/min) est très proche de la valeur mesurée (0.23 l/min). Dans ce modèle, si  $dDE(i)$  est une fonction positivement croissante de la quantité d'énergie issue de la glycolyse anaérobie  $Eg$ , glycolyse aérobie  $Eog$  et de la lipolyse  $El$ , elle dépend en priorité de la glycolyse anaérobie dont le facteur  $1/T$  est le plus élevé (équation 8) (Zoladz et coll. 2008, Fitts 1994). Ceci est en accord avec la littérature qui montre que cette augmentation est corrélée positivement à l'augmentation de la concentration sanguine en lactate (Casaburi et coll. 1989, Poole et coll. 1988, Roston et coll. 1987), en  $NH_3^+$  (Malek et coll. 2008, Sabapathy et coll. 2005), en hypoxanthine (Zhang et coll. 1993) et  $H^+$ , ADP, Pi, IMP (Zoladz et Korzeniewski 2001, Zoladz et coll. 2008). Ces perturbations métaboliques augmentent la fréquence de décharge des capteurs des différents niveaux de régulation, comme par exemple les mécanorécepteurs (Bell et White 2005, Cook et Ray 2009, Cui et coll. 2008, MacLean et coll. 2000, Costa et coll. 2001, Khan et Sinoway 2000) et donc principalement au niveau musculaire, 86% de l'amplitude de la composante lente étant expliqués par ces phénomènes biologiques liés aux muscles sollicités par l'exercice (Poole et coll. 1991). Cette dérive en régime permanent assimilable à une erreur de régulation est préjudiciable pour le système car elle est susceptible d'accélérer la vitesse d'atteinte de sa limite physiologique caractérisée par  $DEm$  : par exemple, si l'on impose une consigne égale à 71.8 %  $DEm$  comme dans l'étude IM,  $dDEf(i)$  atteindrait 0.71 l/min et  $DEv(i)$  atteindrait

DEm des sujets (4.17 l/min) en 68 min. Son évolution en fonction du temps est bien décrite par une fonction linéaire du type  $dDE(t) = S \times t$  où S est le coefficient angulaire ( $ml/min^{-2}$ ) et t le temps d'exercice. Si la majorité des études de la littérature l'assimile à une fonction exponentielle, plusieurs montrent que compte tenu de la dispersion assez large des mesures cycle à cycle de DE une dérive de type linéaire est aussi satisfaisante (Heberstreit et coll. 1998, Armon et coll. 1990, Paterson et Whipp 1991).

A l'arrêt de l'exercice, la consigne énergétique DEc(i) est celle imposée lors de la récupération. Si elle est passive par arrêt complet de toute contraction musculaire, les stimuli « chimiques » caractérisés par le rapport ATP/ADP et les stimuli « mécaniques » disparaissent (Adreani et coll. 1997). Au cours de la récupération, la composante lente de fin d'exercice dDEf(i-1) se traduit par une DEv(i) supérieure à DE de repos durant plusieurs minutes à plusieurs heures (Bahr 1992b). Elle met bien en évidence que de nombreux métabolites sanguins et musculaires continuent à stimuler l'ensemble des capteurs des boucles de régulation et maintiennent le métabolisme à un haut niveau de fonctionnement. Les afférences des fibres IV des muscles assimilées à des métabo-récepteurs sont fortement excitées au décours d'une fatigue induite par stimulation électrique (Adreani et coll. 1998, Decherchi et Dousset 2003). L'hyperthermie d'exercice entraîne une diminution de l'enthalpie libre de l'ATP (Bangsbo et coll. 1990) et un découplage de la phosphorylation oxydative. Les cellules oxydent préférentiellement les lipides au détriment des glucides et les cycles futiles triglycéride-acide gras sont stimulés ce qui majore également DE (Bahr et coll. 1992). Pour ces puissances sous-maximales supra-transitionnelles, toutes ces observations sont fortement en faveur, tant pour les phases d'accrochage que de décrochage, du modèle à 2 composantes utilisé par Astrabio© (Bell et coll. 2001, Ozyener et coll. 2001).

- Lorsque la consigne de l'exercice est sous-transitionnelle (45% DEm) et de durée réduite (5 min) comme lors de l'étude IM, dDEf(i) du modèle n'atteint qu'une valeur faible (0.0055 l/min). Lorsque la consigne est sous-transitionnelle pour des durées d'exercice inférieures à 20 min, de telles valeurs n'étant pas mesurables et l'adaptation de DE restant très proche de celle d'un système de premier ordre sans erreur en régime permanent, de nombreux auteurs appliquent alors pour les phases d'accrochage et de décrochage un modèle différent de type mono-exponentiel (Bell et coll. 2001, Ozyener et coll. 2001). Cependant, si la durée de cet exercice augmente jusqu'à 150 min, dDEf(i) du modèle atteint 0.2151 l/min comme lors du second exercice de l'expérimentation IM (15 min à 71.8% DEm). De telles valeurs mesurables conduisent alors les auteurs à revenir à un modèle bi-exponentiel dont la composante lente liée essentiellement à l'hyperthermie d'exercice et à la baisse du volume

plasmatique est appelée «dérive» et est différenciée de la « composante lente », terme qu'ils réservent aux exercices de puissance supérieure à DEat (Gaesser et Poole 1996).

- Lorsque la consigne dépasse DEm, pour les exercices de 2 min de l'expérimentation IMSM, le modèle fournit une dDEf(i) mesurable de 0.1578 l/min. Mais lorsque l'activité devient plus courte et voisine de 1 s (expérimentation SM), cette valeur n'atteint que 0.0023 l/min, expérimentalement non mesurable avec les techniques actuelles. Pour cette gamme de puissance, la plupart des auteurs ne prennent jamais en compte cette composante lente (Ozyener et coll. 2001, Scheuermann et Barstow 2003, Hebestreit et coll. 1998) même si Ozyener et coll (2001) signalent que l'imposition artificielle d'un time delay (TD) de 100 s à 300 s n'exclut pas forcément la mise en évidence de cette composante. L'absence apparente de la composante lente pour ce type d'exercice serait donc due à l'impossibilité de discriminer cette phase dans une zone où la phase fondamentale  $\Delta A1$  prédomine (Ozyener et coll. 2001). En revanche, cette composante lente caractéristique du modèle, présente quelles que soient les circonstances, accrochage et décrochage, est retrouvée par l'ensemble des auteurs en récupération du fait de son amplitude qui redevient mesurable (Ozyener et coll. 2001). Enfin le modèle Astrabio© rend parfaitement compte du phénomène de saturation du système de régulation qui se caractérise par l'absence de décroissance de DEv(i) en récupération pendant plusieurs secondes lorsque dDEf(i) de fin d'exercice est élevée. Ce délai avant redécroissance intitulé « delay time » tdel par Di-Prampero et coll. (1973), souvent passé sous silence, peut d'ailleurs atteindre plus d'une vingtaine de secondes, qu'il soit mesuré expérimentalement ou fourni par le modèle, dès lors que les exercices atteignent des puissances très élevées supérieures à 200 % DEm et des durées supérieures à 10 s (figure 10) (Di-Prampero et coll. 1973).

#### *Paramètres complémentaires du système*

En plus des caractéristiques fondamentales d'un système de premier ordre présentant une constante de temps  $T_0$  et une limite de saturation DEm, deux fonctions complémentaires définissent ses performances. Il s'agit de celles qui définissent les lois régissant la composante lente ou dérive en cours d'exercice et de récupération caractérisées par deux paramètres : le coefficient angulaire S de la composante lente d'accrochage et la constante de temps de la composante lente de décrochage Trs.

En cours d'exercice, bien que la dérive dDE(i) obéisse à une fonction complexe de type puissance (équation 4), son évolution en fonction du temps est bien décrite par une fonction linéaire comme celle présentée par Armon et coll. (1991) :  $dDE(i) = S \times t$ . Sur les cinétiques



bilan des expérimentations IM et IMSM, ce coefficient angulaire S est corrélé positivement avec la puissance relative de l'exercice ( $DEc(i)/DEm \times 100$ ) comprise entre 45% et 111% DEm. La relation de type puissance observée est proche de celle présentée par Whipp et Wasserman (1972) et de celle déduite des résultats de Armon et coll. (1991) présentés à la figure 16. Ce coefficient S est fonction des perturbations métaboliques liées à la contrainte et des paramètres d'aptitude utilisés dans le calcul de la composante lente (DEm, To, Kex, Kce,  $K\epsilon$ ,  $\epsilon$ ). C'est la raison pour laquelle le coefficient S, et donc l'amplitude de la dérive, sont liés à la performance du système en régime transitoire : pour une même puissance relative, S est inférieur chez l'enfant par rapport à l'adulte pour des To respectivement égales à 0.48 min et 1.08 min et un DEm (ml/min x Kg) identique (figure 16) (Armon et coll. 1991). L'importance des paramètres  $K\epsilon$ ,  $\epsilon$ , Kce et Kex comme témoins physiologiques de l'aptitude (Eclache 1989) est bien mis en évidence par l'utilisation de ce modèle : pour une puissance relative identique, une amélioration non physiologique de l'aptitude appliquée uniquement à To et DEm entraîne une augmentation anormale de l'amplitude de la composante lente alors que la modification physiologique de l'ensemble des paramètres (DEm, To,  $K\epsilon$ ,  $\epsilon$ , Kce et Kex), provoque une diminution de son amplitude comme c'est le cas chez les sujets entraînés (Casaburi et coll. 1987, Womack et coll. 1995). L'entraînement améliore l'endurance provoquant ainsi une diminution de l'astreinte d'endurance relative AER ; il agit probablement sur la relation entre le gain G(i) et l'AER en réduisant les facteurs Kce et Kex, minorant ainsi la valeur de G(i) pour une même AER. L'une des raisons de la diminution du gain pourrait être la réduction de fréquence de décharge des fibres III et IV assimilées à des mécanorécepteurs et métaborécepteurs du fait d'une désensibilisation de ces capteurs organiques aux produits du métabolisme anaérobie (Fisher et White 2004).

Ces paramètres d'endurance ( $K\epsilon$ ,  $\epsilon$ ) et de sensibilité (Kce, Kex) permettent de caractériser la performance du système en régime permanent. Il n'existe malheureusement, contrairement à DEm, que peu ou pas de référence concernant l'endurance des sujets expérimentaux des travaux de la littérature réalisés sur les cinétiques. L'utilisation de coefficients d'endurance  $K\epsilon$  et  $\epsilon$  moyens ne prenant pas en compte les réserves de phosphagènes a conduit d'ailleurs à obtenir des % d'AER extra-physiologiques supérieurs à 100 %. Enfin, les coefficients moyens Kce et Kex de G(i) qui reflètent la sensibilité des boucles de régulation aux perturbations métaboliques n'ont fait l'objet d'aucune publication scientifique. Si la forme de la relation  $G(i) = (Kce \times AER)^{Kex}$  présente une allure voisine de la relation expérimentale présentée à la figure 17 mettant en évidence l'augmentation de la fréquence de décharge des mécanorécepteurs avec les perturbations métaboliques (Cui et coll. 2008), aucun travail ne

permet actuellement d'établir la relation entre les paramètres  $K_{ce}$  et  $K_{ex}$  et l'aptitude réelle du sujet.

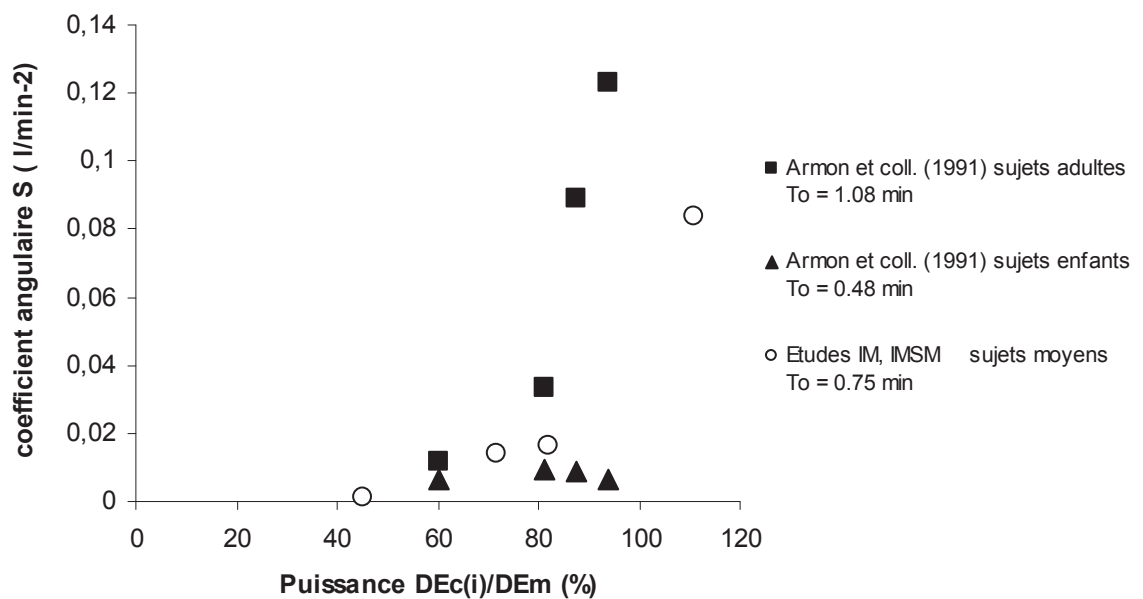


Figure 16 : Coefficient angulaire  $S$  de la composante lente d'accrochage ( $dDE(t) = S \times t$ ) en fonction de la puissance de l'exercice ( $DEc(i)/DEm \times 100$ ) et de  $T_o$  pour les études IM et IMSM et pour une étude de la littérature (Armon et coll. 1991).

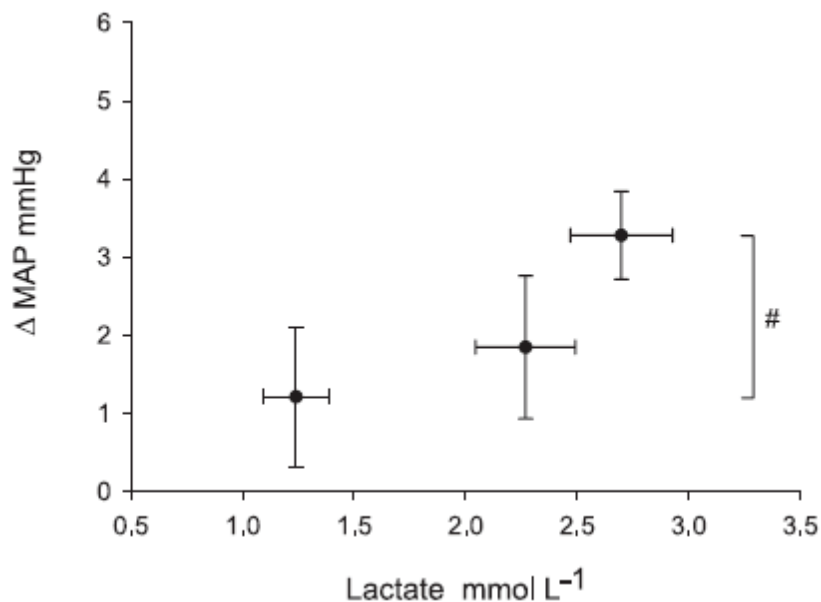


Figure 17 : Modification du MSNA (Muscle Sympathetic Nerve Activity) lors d'exercices d'extension du poignet dans trois conditions métaboliques différentes (de gauche à droite) pour une contrainte mécanique identique. Le lactate est considéré comme un témoin de la dérive métabolique. Figure tirée de l'article de Cui et coll. (2008).

Trs est la constante de temps de l'exponentielle descriptive de la décroissance de  $dDef(i-1)$  lors de la récupération. Elle est donc par définition le rapport entre  $dDef(i-1)$  et l'EPOC de la composante lente EPOCs dont le calcul a été basé sur l'estimation de la quantité d'O<sub>2</sub> à rembourser après l'exercice, EPOC<sub>t</sub>, fournie par un modèle empirique (Botton et coll. 2011, en review annexe 3b). Celui-ci a été validé dans un premier temps sur des exercices continus de puissance essentiellement sous-maximale avec les coefficients x, g et h respectivement égaux à 0.045, 2.7 et 1.6. Sa prédiction est satisfaisante pour l'exercice de 15 min à 71.8% DEm de l'étude IM, puisque Trs atteint 9.2 min et est proche de la valeur de 7.7 min trouvée par Ozyener et coll. (2001) après un exercice de 15 min à 91% DEm.

Cependant, ce modèle empirique sous-estimant les valeurs d'EPOC des exercices supra-maximaux fournies par leurs auteurs ou estimées à partir de leur cinétique, une étude supplémentaire a été réalisée pour adapter ces coefficients. L'application des valeurs ainsi déterminées (x = 0.75, g = 3.2 et h = 1) présente l'inconvénient de majorer Trs (23.9 vs. 9.2 min) et de détériorer légèrement la prédiction de la cinétique de récupération pour un même exercice sous-maximal (étude IM : 15 min à 71.8 % DEm), R<sup>2</sup> et l'erreur standard d'estimation passant respectivement de 0.96 à 0.95 et de 0.11 l/min à 0.13 l/min. En revanche ils permettent de décrire de façon satisfaisante l'ensemble des cinétiques de récupération des exercices supra-maximaux : la valeur de Trs (16.9 min) obtenue lors du 1<sup>er</sup> exercice de 2 min à 111% DEm de l'étude IMSM est pratiquement identique à celle fournie par Katch (1972) (17.0 min) après un exercice de 1 min de consigne estimée à 150 % DEm ; elle est assez proche de celles fournies par Di-Prampero et coll. (1973) (21.6 min à 28.9 min) après des exercices d'environ 20 s et de puissance supérieure à 200% DEm.

Sur l'ensemble des études réalisées, le modèle montre que les valeurs extrêmes de Trs sont comprises dans une gamme de valeurs relativement réduites allant de 16.9 min lors du 1<sup>er</sup> exercice de l'expérimentation IMSM (111% DEm) à 29.7 min lors de l'exercice à 45% DEm de l'étude IM. De plus, lors de l'activité fractionnée SM, Trs n'augmente en fonction du temps que de façon très limitée passant de 18 min au début de l'expérimentation à 24 min en fin de protocole. Cette faible variabilité de Trs pourrait correspondre à une véritable stabilité structurale et fonctionnelle simplement altérée par l'utilisation d'un modèle empirique. La confirmation d'une telle hypothèse nécessiterait de s'affranchir de ces derniers éléments résiduels sans signification physiologique.

## 5. CONCLUSION

Le modèle Astrabio© de type structural a été élaboré à partir des connaissances physiologiques sur les systèmes asservis et sur la dépense énergétique. Il rend compte de façon très fidèle de l'adaptation aérobie dans toutes les expérimentations testées, qu'elles soient personnelles ou tirées de la littérature, de type et de forme très variées, de puissance sous-maximale à supra-maximale et de durée variant d'une seconde à plusieurs minutes. Sa validité est confirmée par la mise en évidence des particularités de la cinétique comme les composantes lentes d'accrochage et de décrochage et l'absence de décroissance de quelques secondes de  $DEv(i)$  à l'arrêt d'un exercice intense ( $t_{del}$ ) dont ne rendent compte aucun des modèles empiriques proposés par la littérature. La réponse du modèle à une « contrainte » de type échelon est assimilable à celle d'un système de premier ordre dont les performances sont limitées par deux caractéristiques majeures : sa vitesse d'adaptation et sa limite de saturation caractérisées respectivement par  $T_0$  et  $DEm$ . Ces perturbations provoquent une erreur en régime permanent et une adaptation complémentaire caractérisée par une composante lente  $dDE(i)$  dont la cinétique est fonction de l'endurance, 3<sup>ème</sup> critère important d'aptitude.

L'application des asservissements à la régulation du métabolisme énergétique dans le modèle Astrabio© conduit donc à retrouver les 3 grandeurs fondamentales permettant de caractériser le signal aérobie et donc de définir l'aptitude ou le potentiel biologique du système à savoir : son débit et son témoin privilégié  $DEm$  et les 2 grandeurs qui en découlent, par dérivation, sa vitesse d'adaptabilité et donc sa constante de temps, et par intégration, sa quantité de réserves disponibles et donc son endurance (Eclache 1989).

Pour respecter le caractère strictement physiologique d'Astrabio©, les coefficients empiriques qui interviennent dans le calcul de l'EPOC et donc dans celui de  $S$  et  $Trs$  caractéristiques des composants lentes d'accrochage et de décrochage devraient disparaître au profit de ces seuls témoins de l'aptitude.

## REFERENCES

- 1 Adreani CM, Hill JM, Kaufman MP (1997) Responses of group III and IV muscle afferents to dynamic exercise. *J Appl. Physiol* 82(6): 1811–1817
- 2 Adreani CM, Kaufman MP (1998) Effect of arterial occlusion on responses of group III and IV afferents to dynamic exercise. *J Appl Physiol* 84: 1827-1833
- 3 Arzac LM, Locatelli E (2002) Modeling the energetics of 100-m running by using speed curves of world champions. *J Appl Physiol* 92: 1781-1788
- 4 Armon Y, Cooper DM, Flores R, Zanconato S, Barstow TJ (1991) Oxygen uptake dynamics during high-intensity exercise in children and adults. *J Appl Physiol* 70(2):841-8
- 5 Astrand PO, Saltin B (1961) Oxygen uptake during the first minutes of heavy muscular exercise. *J. Appl. Physiol* 16(S): 971-976
- 6 Babcock MA, Paterson DH, Cunningham DA, Dickinson JR (1994) Exercise on-transient gas exchange kinetics are slowed as a function of age. *Med Sci Sports Exerc* 26: 440-446
- 7 Bahr R, Gronnerod O, Sejersted OM (1992a) Effect of supramaximal exercise on excess post-exercise O<sub>2</sub> consumption. *Med Sci Sports Exerc* 1992; 24: 66-71
- 8 Bahr R (1992b) Excess postexercise oxygen consumption-magnitude, mechanisms, and practical implications. *Acta Physiologica Scandinavica* (suppl 605), 1-70
- 9 Bailey SJ, Wilkerson DP, Dimenna FJ, Jones AM (2009) Influence of repeated sprint training on pulmonary O<sub>2</sub> uptake and muscle deoxygenation kinetics in humans. *J Appl Physiol* 106: 1875-1887
- 10 Bangsbo J, Gollnick PD, Graham TE, Juel C, Kiens B, Mizuno M, Saltin B (1990) Anaerobic energy production and O<sub>2</sub> deficit-debt relationship during exhaustive exercise in humans. *The Journal of physiology* 422: 539-559
- 11 Bangsbo J, Krstrup P, Gonzalez-Alonso J, Boushel R, Saltin B (2000) Muscle oxygen kinetics at onset of intense dynamic exercise in humans. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol* 279: R899-906
- 12 Bangsbo J, Krstrup P, Gonzalez-Alonso J, Saltin B (2001) ATP production and efficiency of human skeletal muscle during intense exercise: effect of previous exercise. *American journal of physiology* 280: E956-964
- 13 Barstow TJ, Mole PA (1987) Simulation of pulmonary O<sub>2</sub> uptake during exercise transients in humans. *J Appl Physiol* 63: 2253-2261
- 14 Barstow TJ, Mole PA (1991) Linear and nonlinear characteristics of oxygen uptake kinetics during heavy exercise. *J Appl Physiol* 71: 2099-2106
- 15 Barstow TJ, Casaburi R, Wasserman K (1993) O<sub>2</sub> uptake kinetics and the O<sub>2</sub> deficit as related to exercise intensity and blood lactate. *J Appl Physiol* 75: 755-762
- 16 Bearden SE, Henning PC, Bearden TA, Moffatt RJ (2004) The slow component of  $\dot{V}O_2$  kinetics in very heavy and fatiguing square-wave exercise. *European journal of applied physiology* 91: 586-594
- 17 Behnke BJ, Ferreira LF, McDonough PJ, Musch TI, Poole DC (2009) Recovery dynamics of skeletal muscle oxygen uptake during the exercise off-transient. *Respir Physiol Neurobiol* 168: 254-260
- 18 Bell C, Paterson DH, Kowalchuk JM, Cunningham DA (1999) Oxygen uptake kinetics of older humans are slowed with age but are unaffected by hyperoxia. *Exp physiol* 84: 747-759
- 19 Bell C, Paterson DH, Kowalchuk JM, Padilla J, Cunningham DA (2001) A comparison of modelling techniques used to characterise oxygen uptake kinetics during the on-transient of exercise. *Exp physiol* 86: 667-676
- 20 Bell MP, White MJ (2005) Cardiovascular responses to external compression of human calf muscle during graded metaboreflex stimulation. *Exp Physiol* 90(3):383-91

- 21 Bogdanis GC, Nevill ME, Lakomy HK, Boobis LH (1998) Power output and muscle metabolism during and following recovery from 10 and 20 s of maximal sprint exercise in humans. *Acta physiol Scand* 163: 261-272
- 22 Borsheim E, Bahr R, Hansson P, Gullestad L, Hallén J, Sejersted OM (1994) Effect of beta-adrenoceptor blockade on post-exercise oxygen consumption. *Metabolism* 43:565-571
- 23 Borsheim E, Bahr R, Hestmark AT, Knardahl S (1998) Effect of 13-Adrenoceptor Blockade on Postexercise Oxygen Consumption and Triglyceride/Fatty Acid Cycling *Metabolism* 47(4): 439-448
- 24 Botton F, Eclache S, Forest M, Eclache JP (2002) L'entraînement scientifique individualisé du fichier électronique Apteval appliqué à la préparation des records des 50m et 100m brasse. Actes , 22° congrès SFMS, Angers, 2002 : 41 & Bull. Ass. Sport Trav. Biol 5 : 3-14
- 25 Buchheit M, Laursen PB, Ahmaidi S (2009) Effect of prior exercise on pulmonary O<sub>2</sub> uptake and estimated muscle capillary blood flow kinetics during moderate-intensity field running in men. *J Appl Physiol* 107: 460-470
- 26 Burnley M, Jones AM, Carter H, Doust JH (2000) Effects of prior heavy exercise on phase II pulmonary oxygen uptake kinetics during heavy exercise. *J Appl Physiol* 89: 1387-1396
- 27 Caputo F, Denadai BS (2004) Effects of aerobic endurance training status and specificity on oxygen uptake kinetics during maximal exercise. *Eur J Appl Physiol* 93: 87-95
- 28 Carter H, Jones AM, Barstow TJ, Burnley M, Williams C, Doust JH (2000) Effect of endurance training on oxygen uptake kinetics during treadmill running. *J Appl Physiol* 89: 1744-1752
- 29 Casaburi R, Storer TW, Ben-Dov I, Wasserman K (1987) Effect of endurance training on possible determinants of VO<sub>2</sub> during heavy exercise. *J Appl Physiol* 62: 199-207
- 30 Casaburi R, Barstow TJ, Robinson T, Wasserman K (1989) Influence of work rate on ventilatory and gas exchange kinetics. *J Appl Physiol* 67: 547-555
- 31 Cauterero M, Beltram AP, di Prampero PE, Capelli C (2002) Breath-by-breath alveolar oxygen uptake transfer at the onset of step exercise in humans: methodological implications. *Eur J Appl Physiol* 88: 205–213
- 32 Cerretelli P, Pendergast D, Paganelli WC, Rennie DW (1979) Effects of specific muscle training on  $\dot{V}O_2$  on-response and early blood lactate. *J Appl Physiol Respirat Environ Exercise Physiol* 47(4): 761-769
- 33 Chance B, Williams GR, Holmes WF, Higgins J (1955) Respiratory enzymes in oxidative phosphorylation. V. A mechanism for oxidative phosphorylation. *J Biol Chem* 217: 439-451
- 34 Chilibeck PD, Paterson DH, Petrella RJ, Cunningham DA (1996) The influence of age and cardiorespiratory fitness on kinetics of oxygen uptake. *Can J Appl Physiol* 21: 185-196
- 35 Cook JS, Ray CA (2009) Modulation of muscle sympathetic nerve activity to muscle heating during dynamic exercise. *Am J Physiol* 296: R1439-1444
- 36 Costa F, Diedrich A, Johnson B, Sulur P, Farley G, Biaggioni I (2001) Adenosine, a metabolic trigger of the exercise pressor reflex in humans. *Hypertension* 37: 917-922
- 37 Craig PC (1972) Oxygen uptake at the beginning of work. *J Appl Physiol* 33, 611–615
- 38 Cui J, Mascarenhas V, Moradkhan R, Blaha C, Sinoway LI (2008) Effects of muscle metabolites on responses of muscle sympathetic nerve activity to mechanoreceptor(s) stimulation in healthy humans. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol* 294: 458–466
- 39 Decherchi P, Dousset E (2003) Role of metabosensitive afferent fibers in neuromuscular adaptive mechanisms. *Can J Neurol Sci* 30: 91-97

- 40 DeLorey DS, Kowalchuk JM, Heenan AP, Dumanoir GR, Paterson DH (2007) Prior exercise speeds pulmonary O<sub>2</sub> uptake kinetics by increases in both local muscle O<sub>2</sub> availability and O<sub>2</sub> utilization. *J Appl Physiol* 103: 771-778
- 41 DeLorey DS, Kowalchuk JM, Paterson DH (2004) Effects of prior heavy-intensity exercise on pulmonary O<sub>2</sub> uptake and muscle deoxygenation kinetics in young and older adult humans. *J Appl Physiol* 97: 998-1005
- 42 Di Prampero PE, Davies CT, Cerretelli P, Margaria R (1970) An analysis of O<sub>2</sub> debt contracted in submaximal exercise. *J Appl Physiol* 29: 547-551
- 43 Di Prampero PE, Peeters L, Margaria R (1973) Alactic O<sub>2</sub> debt and lactic acid production after exhausting exercise in man. *J Appl Physiol* 34: 628-632
- 44 Di Prampero PE, Ferretti G (1999) The energetics of anaerobic muscle metabolism: a reappraisal of older and recent concepts. *Resp physiol* 118: 103-115
- 45 Eclache JP, Osman H (1976) 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 : 285-296
- 46 Eclache JP, Quard S, Carrier H, Berthillier G, Marnot B, Eischenberger D (1979) Effets d'une adjonction de carnitine au régime alimentaire sur l'exercice intense et prolongé. In : Place de l'alimentation dans la préparation biologique à la compétition, JR. LACOUR éd., 1979 : 163-171
- 47 Eclache JP, Viret R, Calamel H, Jimenez C, Drut L (1981) La détermination de la zone transitionnelle aérobie-anaérobie à partir de la mesure des échanges gazeux. *J Physiol* 77(8) : 6A
- 48 Eclache JP, Gonzalez de Susu JM, Dabouis V, Mehier H, Arzamendi M, Thoue JP, Monniot D, Eclache S, Thouzery JF (1989) Modélisations métaboliques intra et extracellulaires et récupération consécutive à une épreuve maximale de quatre minutes de simulation de compétition en kayak. Conférence, A.C.A.P.S., Poitiers, 1989.
- 49 Eclache JP (1989) Les Aptitudes motrices : Structure et Evaluation. Collection sport enseignement, Vigot éd. p113-156
- 50 Eclache JP (1995) Préparation médico-scientifique du record du monde de l'heure féminin sur piste. Conférence, Colloque médico-scientifique F.F.C.K., Rennes ; Colloque 8<sup>o</sup> journée de Médecine du Sport, Grenoble
- 51 Eclache JP (1999a) Adaptations d'un modèle mathématique humain à différents exercices exhaustifs rectangulaires de 50 à 1350% de  $\dot{V}O_{2max}$ . Application à l'analyse des cinétiques adaptatives des filières énergétiques. Actes, VIII<sup>o</sup> Congrès International de l'ACAPS, Macolin, Suisse, 39-42
- 52 Eclache JP (1999b) L'entraînement scientifique individuel ; la clef d'or du mariage performance et santé. Collection performance et santé, ASTB éd., 207p
- 53 Eclache JP, Forest M, Eclache S (2002) The training of the electronic file Apteval IST (Individual Scientific Training) applied to the preparation of the France records of the 50-100m breaststroke (Master C5). *Biomechanics and Medicine in swimming IX*, USE ed, 451-456 & *Bull. Ass. Sport Trav. Biol.*, 3 : 18-23
- 54 Eclache JP, Botton F (2003) Anaerobic energy expenditure of in the field rectangular exercises estimated by Astrabio© model. Actes, 3<sup>ème</sup> Congrès de la FEPS, Nice, France, p112 & *Bull. Ass. Sport Trav. Biol.*, 2003, 5 : 12-14
- 55 Eclache JP (2003) Application du modèle mathématique humain Astrabio© à la détermination de la transition aéro-anaérobie sur le terrain et à la compréhension des transferts de lactate au cours des exercices de puissance constante. Abstracts, Société de Physiologie, Sousse, Tunisie : SO3-1 & *Bull. Ass. Sport Trav. Biol.*, 5 : 15-20
- 56 Fitts RH (1994) Cellular mechanisms of muscle fatigue. *Physiological reviews* 74: 49-94

- 57 Francescato MP, Cettolo V, di Prampero PE (2008) Influence of phosphagen concentration on phosphocreatine breakdown kinetics. Data from human gastrocnemius muscle. *J Appl Physiol* 105: 158-164
- 58 Fukuba Y, Hayashi N, Koga S, Yoshida T (2002) VO<sub>2</sub> kinetics in heavy exercise is not altered by prior exercise with a different muscle group. *J Appl Physiol* 92: 2467-2474
- 59 Fukuba Y, Ohe Y, Miura A, Kitano A, Endo M, Sato H, Miyachi M, Koga S, Fukuda O (2004) Dissociation between the time courses of femoral artery blood flow and pulmonary VO<sub>2</sub> during repeated bouts of heavy knee extension exercise in humans. *Exp Physiol* 89(3):243-53
- 60 Gaesser GA, Poole DC (1996) The slow component of oxygen uptake kinetics in humans. *Exerc Sport Sci Rev* 24: 35-71
- 61 Gerbino A, Ward SA, Whipp BJ (1996) Effects of prior exercise on pulmonary gas-exchange kinetics during high-intensity exercise in humans. *J Appl Physiol* 80: 99-107
- 62 Gilles JC, Decaulne P, Pélegrin M (1973) Dynamique de la commande linéaire. Collection Techniques de l'automatisme, Dunod ed 467p
- 63 Gorostiaga E, Ferret JM, Eclache JP (1984) Influence de trois types d'échauffement progressif sur un exercice sous-maximal. *Cinésiologie*, 23 : 131-140
- 64 Grassi B, Poole DC, Richardson RS, Knight DR, Erickson BK, Wagner PD (1996) Muscle O<sub>2</sub> uptake kinetics in humans: implications for metabolic control. *J Appl Physiol* 80: 988-998
- 65 Gurd BJ, Peters SJ, Heigenhauser GJ, LeBlanc PJ, Doherty TJ, Paterson DH, Kowalchuk JM (2006) Prior heavy exercise elevates pyruvate dehydrogenase activity and speeds O<sub>2</sub> uptake kinetics during subsequent moderate-intensity exercise in healthy young adults. *J Physiol* 577: 985-996
- 66 Gustafson LA, and Van Beek J (2002) Activation time of myocardial oxidative phosphorylation in creatine kinase and adenylate kinase knockout mice *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 282: 2259-2264
- 67 Hagberg JM, Hickson RC, Ehsani AA, Holloszy JO (1980) Faster adjustment to and recovery from sub maximal exercise in the trained state. *J Appl Physiol* ; 48: 218-24
- 68 Hanna RL, Kaufman MP (2003) Role played by purinergic receptors on muscle afferents in evoking the exercise pressor reflex. *J Appl Physiol* 94: 1437-1445
- 69 Hill DW, Stevens EC (2001) The  $\dot{V}O_2$  response at the onset of severe intensity exercise. *Canadian journal of applied physiology = Revue canadienne de physiologie appliquee* 26: 350-355
- 70 Hogan MC (2001) Fall in intracellular PO<sub>2</sub> at the onset of contractions in *Xenopus* single skeletal muscle fibers. *J Appl Physiol* 90: 1871-1876
- 71 Jones AM, Poole DC (2005) Oxygen uptake dynamics: from muscle to mouth--an introduction to the symposium. *Medicine and science in sports and exercise* 37: 1542-1550
- 72 Karlsson J (1971) Lactate in working muscles after prolonged exercise. *Acta physiologica Scandinavica* 82: 123-130
- 73 Karlsson J, Saltin B (1970) Lactate, ATP, and CP in working muscles during exhaustive exercise in man. *J Appl Physiol* 29: 596-602
- 74 Katch VL (1973) Kinetics of oxygen uptake and recovery for supramaximal work of short duration. *Int Z Angew Physiol* 31: 197-207
- 75 Kaufman MP, Longhurst JC, Rybicki KJ, Wallach JH, Mitchell JH (1983) Effects of static muscular contraction on impulse activity of groups III and IV afferents in cats. *J Appl Physiol* 55: 105-112
- 76 Koga S, Shiojiri T, Shibasaki M, Kondo N, Fukuba Y, Barstow TJ (1999) Kinetics of oxygen uptake during supine and upright heavy exercise. *J Appl Physiol* 87: 253-260



- 77 Krstrup P, Jones AM, Wilkerson DP, Calbet JA, Bangsbo J (2009) Muscular and pulmonary O<sub>2</sub> uptake kinetics during moderate- and high-intensity sub-maximal knee-extension exercise in humans. *J Physiol* 587: 1843-1856
- 78 Lamarra N, Whipp BJ, Ward SA, Wasserman K (1987) Effect of interbreath fluctuations on characterizing exercise gas exchange kinetics. *J Appl Physiol* 62: 2003-2012
- 79 MacDonald M, Pedersen PK, Hughson RL (1997) Acceleration of VO<sub>2</sub> kinetics in heavy submaximal exercise by hyperoxia and prior high-intensity exercise. *J Appl Physiol* 83: 1318-1325
- 80 MacLean DA, Imadojemu VA, Sinoway LI (2000) Interstitial pH, K(+), lactate, and phosphate determined with MSNA during exercise in humans. *American journal of physiology* 278: R563-571
- 81 Malek MH, Housh TJ, Crouch LD, Johnson GO, Hendrix CR, Beck TW, Mielke M, Schmidt RJ, Housh DJ (2008) Plasma ammonia concentrations and the slow component of oxygen uptake kinetics during cycle ergometry. *J Stren Cond Res* 22: 2018-2026
- 82 Medbo JI, Mohn AC, Tabata I, Bahr R, Vaage O, Sejersted OM (1988) Anaerobic capacity determined by maximal accumulated O<sub>2</sub> deficit. *J Appl Physiol* 64:50-60
- 83 Melin B, Eclache JP, Geelen G, Annat G, Allevard AM, Jarsaillon E, Zebidi A, Legros JJ, Charib C (1980) Plasma AVP, Neurophysin, Renin activity and Aldosterone during a submaximal exercise performed until exhaustion in trained and untrained men. *Eur J Appl Physiol*, 44(2) : 141-151
- 84 Ozyener F, Rossiter HB, Ward SA, Whipp BJ (2001) Influence of exercise intensity on the on- and off-transient kinetics of pulmonary oxygen uptake in humans. *J Physiol* 533: 891-902
- 85 Paterson DH, Whipp BJ (1991) Asymmetries of oxygen uptake transients at the on- and offset of heavy exercise in humans. *J Physiol* 443: 575-586
- Peronnet F, Thibault G (1989) Mathematical analysis of running performance and world running records. *J Appl Physiol* 67: 453-465
- 86 Poole DC, Gaesser GA, Hogan MC, Knight DR, Wagner PD (1992) Pulmonary and leg VO<sub>2</sub> during submaximal exercise: implications for muscular efficiency. *J Appl Physiol* 72: 805-810
- 87 Poole DC, Schaffartzik W, Knight DR, Derion T, Kennedy B, Guy HJ, Prediletto R, Wagner PD (1991) Contribution of exercising legs to the slow component of oxygen uptake kinetics in humans. *J Appl Physiol* 71: 1245-1260
- 88 Poole DC, Ward SA, Gardner GW, Whipp BJ (1988) Metabolic and respiratory profile of the upper limit for prolonged exercise in man. *Ergonomics* 31: 1265-1279
- 89 Powers SK, Dodd S, Beadle RE (1985) Oxygen uptake kinetics in trained athletes. *Eur J Appl Physiol* 54: 306-8
- 90 Quard S, Eclache JP, Melin B (1977) Modifications lentes de l'équilibre métabolique et cardio-respiratoire au cours de l'exercice musculaire intense et prolongé jusqu'à l'épuisement. Communication, Journées Nationales de Médecine du Sport, Saint Jean de Monts
- 91 Rieu M, Duvallet A, Scharapan L, Thieulart L, Ferry A (1988) Blood lactate accumulation in intermittent supramaximal exercise. *Eur J Appl Physiol* 57:235-242
- 92 Robach P, Biou D, Herry JP, Deberne D, Letournel M, Vaysse J, Richalet JP (1997) Recovery processes after repeated supramaximal exercise at the altitude of 4,350 m. *J Appl Physiol* 82(6):1897-1904
- 93 Rossiter HB, Ward SA, Kowalchuk JM, Howe FA, Griffiths JR, Whipp BJ (2001) Effects of prior exercise on oxygen uptake and phosphocreatine kinetics during high-intensity knee-extension exercise in humans. *J Physiol* 537: 291-303

- 94 Rossiter HB, Ward SA, Kowalchuk JM, Howe FA, Griffiths JR, Whipp BJ (2002) Dynamic asymmetry of phosphocreatine concentration and O<sub>2</sub> uptake between the on- and off-transients of moderate- and high-intensity exercise in humans. *J Physiol* 541: 991-1002
- 95 Roston WL, Whipp BJ, Davis JA, Cunningham DA, Effros RM, Wasserman K (1987) Oxygen uptake kinetics and lactate concentration during exercise in humans. *The American review of respiratory disease* 135: 1080-1084
- 96 Roy JY, Bongbélé J, Cardin S, Brisson GR, Lavoie JM (1991) Effects of supramaximal exercise on blood glucose levels during a subsequent exercise. *Eur J Appl Physiol* 63:48-51
- 97 Sabapathy S, Schneider DA, Morris NR (2005) The VO<sub>2</sub> slow component: relationship between plasma ammonia and EMG activity. *Med Sci Sports Exerc* 37: 1502-1509
- 98 Scheuermann BW, Barstow TJ (2003) O<sub>2</sub> uptake kinetics during exercise at peak O<sub>2</sub> uptake. *J Appl Physiol* 95: 2014-2022
- 99 Scheuermann BW, Bell C, Paterson DH, Barstow TJ, Kowalchuk JM (2002) Oxygen uptake kinetics for moderate exercise are speeded in older humans by prior heavy exercise. *J Appl Physiol* 92: 609-616
- 100 Stirling JR, Zakyntinaki MS, Billat VL (2008) Modeling and analysis of the effect of training on V̇O<sub>2</sub> kinetics and anaerobic capacity. *Bull Math Biol* 70: 1348–1370
- 101 Stirling JR, Zakyntinaki M (2009) Counterpoint: the kinetics of oxygen uptake during muscular exercise do not manifest time-delayed phases. *J Appl Physiol* 107: 1665-1667; discussion 1667-1668
- 102 Stirling JR, Zakyntinaki MS, Saltin B (2005) A model of oxygen uptake kinetics in response to exercise: including a means of calculating oxygen demand/deficit/debt. *Bull Math Biol* 67: 989-1015
- 103 Tordi N, Perrey S, Harvey A, Hughson RL (2003) Oxygen uptake kinetics during two bouts of heavy cycling separated by fatiguing sprint exercise in humans. *J Appl Physiol* 94: 533-541
- 104 Trost S, Wilcox A, Gilis D (1997) The effect of substrate utilization, manipulated by nicotinic acid, on excess postexercise oxygen consumption. *Int J Sports Med* 18: 83-88
- 105 Walsh B, Howlett RA, Sary CM, Kindig CA, Hogan MC (2006) Measurement of activation energy and oxidative phosphorylation onset kinetics in isolated muscle fibers in the absence of cross-bridge cycling. *Am J Physiol* 290: 1707-1713
- 106 Ward-Smith AJ, Mobey AC (1995) Determination of physiological data from a mathematical analysis of the running performance of elite female athletes. *J Sport Sci* 13: 321-328
- 107 Ward-Smith AJ, Radford PF (2000) Investigation of the kinetics of anaerobic metabolism by analysis of the performance of elite sprinters. *J Bioch* 33: 997-1004
- 108 Whipp BJ, Wasserman K (1972) Oxygen uptake kinetics for various intensities of constant-load work. *J Appl Physiol* 33(3) : 351-356
- 109 Wilkerson DP, Koppo K, Barstow TJ, Jones AM (2004) Effect of prior multiple-sprint exercise on pulmonary O<sub>2</sub> uptake kinetics following the onset of perimaximal exercise. *J Appl Physiol* 97: 1227-1236
- 110 Zhang YY, Wasserman K, Sietsema KE, Ben-Dov I, Barstow TJ, Mizumoto G, Sullivan CS (1993) O<sub>2</sub> uptake kinetics in response to exercise. A measure of tissue anaerobiosis in heart failure. *Chest* 103: 735-741
- 111 Zoladz JA, Korzeniewski B (2001) Physiological background of the change point in °VO<sub>2</sub> and the slow component of oxygen uptake kinetics. *J Physiol Pharmacol* 52: 167-184
- 112 Zoladz JA, Gladden LB, Hogan MC, Nieckarz Z, Grassi B (2008) Progressive recruitment of muscle fibers is not necessary for the slow component of VO<sub>2</sub> kinetics. *J Appl Physiol* 105: 575-580

---

# **PARTIE V**

---

## ***APPLICATION DE LA METHODE A UNE ACTIVITE LIBRE : LE TENNIS***

---

## I. INTRODUCTION

La dépense énergétique (DE) est considérée comme le meilleur témoin de l'astreinte définie comme la conséquence de la perturbation mécanique imposée, communément appelée « contrainte », sur le potentiel physiologique du sujet ou « aptitude », caractérisée par différentes grandeurs (consommation maximale d'oxygène, constante de temps d'adaptation des filières énergétiques, endurance) (Eclache 1999). Mais actuellement sa mesure sur le terrain pose de nombreux problèmes techniques et méthodologiques. Parmi les problèmes évoqués dans l'introduction générale, la technique par mesure des échanges gazeux dite « directe » impose le port d'un système de recueil et perturbe la bonne réalisation de l'activité. La technique « indirecte » basée sur la mesure d'un témoin biologique comme la fréquence cardiaque (FC) après son étalonnage avec DE échappe à cette dernière critique. Ces techniques satisfaisantes pour les activités de puissance modérée et stable ne prennent en compte que la composante aérobie de DE et omettent la composante anaérobie mise en jeu lors des phases d'intensité élevée et/ou des variations brutales de puissance. L'estimation de l'anaérobiose se résume le plus souvent à une mesure de la concentration en lactate sanguin; mais sa cinétique n'est que le reflet de la diffusion dans l'espace circulatoire d'une partie de la différence entre les débits de production au niveau des muscles actifs et les débits de disparition au cours des phases de récupération qui peuvent représenter 85% de temps de jeu au cours d'une activité fractionnée comme le tennis.

De façon à satisfaire au double objectif à la fois scientifique, de précision ou de qualité, et pratique, d'amélioration des performances et de réduction des pathologies, la technique de mesure de DE devrait répondre à trois caractéristiques indispensables : premièrement, fournir une estimation des DE aérobie et anaérobie ; deuxièmement que les cinétiques des témoins utilisés soient suffisamment rapides et fiables de telle façon que la résolution de la technique soit inférieure à la période du phénomène à décrire ; enfin, qu'elle soit facilement utilisable sur le terrain et accessible aux non spécialistes.

La méthode proposée dans cette étude qui a pour objectif de répondre à ces 3 objectifs est fondée sur un étalonnage énergétique préliminaire des contraintes mécaniques pertinentes dont la mesure secondaire en temps réel ne perturbe en rien l'activité réelle.

## II. MATERIELS ET METHODE

8 sujets tennismen de niveau régional ont donné leur consentement écrit pour participer à l'expérimentation ( $25.2 \pm 1.9$  ans,  $79.3 \pm 10.8$  kg). Ils sont prévenus des conditions expérimentales et des risques liés à l'expérimentation.

La méthode est basée sur l'analyse vidéo d'un match de tennis et sur les 3 étapes fondamentales suivantes : la détermination des contraintes mécaniques imposées, la détermination de l'aptitude du sujet et l'estimation de l'astreinte bioénergétique (figure 1).

Dans un premier temps, un travail bibliographique et d'analyse vidéo a été mené pour découper l'activité complexe de tennis en 7 sous-activités composites appelées activité fondamentale (AF(i)) et déterminer les paramètres mécaniques pertinents (M(i)) (partie I). Chaque AF(i) a été caractérisée par une fonction d'astreinte  $DE = f(M(i))$  permettant d'estimer la consigne énergétique (DEc(i)) (partie II). Sur les 7 AF préalablement sélectionnées, 5 ont été retenues : M (marche), D (déplacement en pas courus), C (coups), S (service) et R (récupération assis). L'attitude d'attention (A) a été intégrée dans l'activité D et les activités de déplacement en pas chassés (T) et de revers (Cr) ont été assimilées respectivement à l'activité D et à l'activité C du fait de leurs caractéristiques énergétiques proches. A partir d'un enregistrement vidéo de l'activité, la méthode semi-automatique de « tracking » et de séquençage est appliquée pour déterminer les différentes AF(i) et les paramètres mécaniques M(i) : vitesse de déplacement (V) et cadence de coups ( $\omega$ ) (partie III). Ces paramètres mécaniques permettent de déterminer la consigne énergétique DEc(i) de chaque AF et d'estimer DE aérobie et DE anaérobie à partir du modèle Astrabio© présenté dans la partie IV.

**CONTRAINTES**  
Caractéristiques Mécaniques

**1- Mesure Préliminaire : Biblio**  
→ Sélection AF(i) :  
→ Caractérisation AF(i) : M(i), limites

**2- Mesure Spécifique : Vidéo**  
→ Mesure X, Y, t  
→ Détermination AF(i) : M, D, C, S, R  
→ Mesure M(i) : V et  $\omega$

**APTITUDE**  
Potentiel Physiologique

**1- Mesure :**  
→ DEm  
→ FC = g(DE)

**2- Estimation :**  
**constante de temps :**  
→  $T_{go} = 0.08$  min,  $T_o = 0.70$  min,  $T_l = 200$  min  
**endurance**  
→  $K_\epsilon = 0.799$ ,  $\epsilon = 0.125$   
**gain de boucle de régulation**  
→  $K_{ex} = 0.00082$ ,  $K_{ce} = 2$

AF(i)      M(i)      Potentiel physiologique

**ASTREINTE**  
Dépenses Energétiques

**1- Etalonnage Spécifique AF(i)**  
→  $DEc(i) = f(M(i))$

**2- Calculs des dépenses énergétiques**  
→ Consigne : DEc(i)  
→ Composante rapide : DE(i)  
→ Composante lente : dDE(i)  
→ Vraie :  $DEv(i) = DE(i) + dDE(i)$   
→ Anaérobie : DEan(i)

**3- Validation : comparaison**

→ DE mesure (DEmes) / DE modèle (DEv)  
→ FC mesure (FCmes) / FC modèle (FCv)

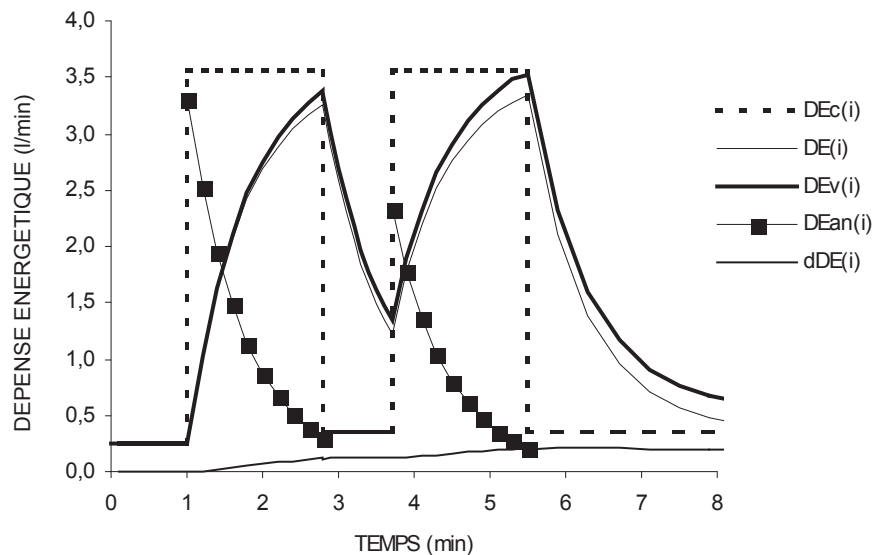


Figure 1 : Méthode de mesure de l'astreinte au tennis à partir de la mesure des contraintes et de l'aptitude

**Contraintes :** AF(i) : Activité Fondamentale : M (marche), D (pas courus), C (coups), S (service), R (récupération)  
M(i) : paramètre mécanique, V : vitesse de déplacement,  $\omega$  : cadence de coups

**Aptitude :**  $T_{go}$  : constante de temps de l'association du métabolisme aérobie et de la glycolyse anaérobie,  
 $T_o$  : constante de temps du métabolisme aérobie,  $T_l$  : constante de temps du métabolisme lipidique  
 $K_\epsilon$ ,  $\epsilon$  : paramètres d'endurance  
 $K_{ex}$ ,  $K_{ce}$  : paramètres du gain de boucle de régulation G(i)

Le protocole expérimental et la méthode de mesure des contraintes sont présentés dans cette partie.

## **2-1- Contrainte**

### **2-1-1- Protocole expérimental**

L'expérimentation a lieu sur un court de tennis couvert dont la surface est qualifiée de rapide. Après un échauffement standardisé de 15 minutes composé de course à faible vitesse puis d'échanges et de services, les 8 sujets équipés d'un cardio-fréquencemètre Polar (S610i) ont réalisé 2 jeux d'échange avec port du K4b<sup>2</sup> et mesure de leur profil d'activité par le système d'analyse vidéo. Les quantités d'O<sub>2</sub> modélisées par jeu (Evjeu) ont été comparées à celles mesurées expérimentalement (Emesjeu) par le K4b<sup>2</sup>. La procédure d'étalonnage du K4b<sup>2</sup> est celle déjà présentée dans la partie II.

Puis les joueurs ont réalisé sans le K4b<sup>2</sup> un match d'entraînement en 1 set gagnant avec analyse vidéo. Les fréquences cardiaques prédites par le modèle (FCv) sont comparées à celles mesurées avec le cardiofréquencemètre (FCmes).

### **2-1-2 Mesure de la contrainte**

Cette étape consiste à mesurer les paramètres mécaniques ( $V$  et  $\omega$ ) à partir de l'analyse vidéo. Le caméscope numérique Canon MVI 850i muni du grand angle Canon A28 est disposé dans l'axe du terrain à 6.28 m derrière la ligne de fond de court à 5.50 m de hauteur ( $L = 18.16$  m,  $H_c = 5.50$  m). L'angle  $\alpha$  qui représente l'inclinaison de l'axe de la caméra par rapport à l'horizontale est égal à  $35.2^\circ$  (figure 2).

La méthode semi-automatique de « tracking » et de séquençage basée sur le logiciel Kinovea (partie III) est utilisée pour déterminer les coordonnées X et Y des sujets sur l'aire d'activité et diagnostiquer les différentes AF.

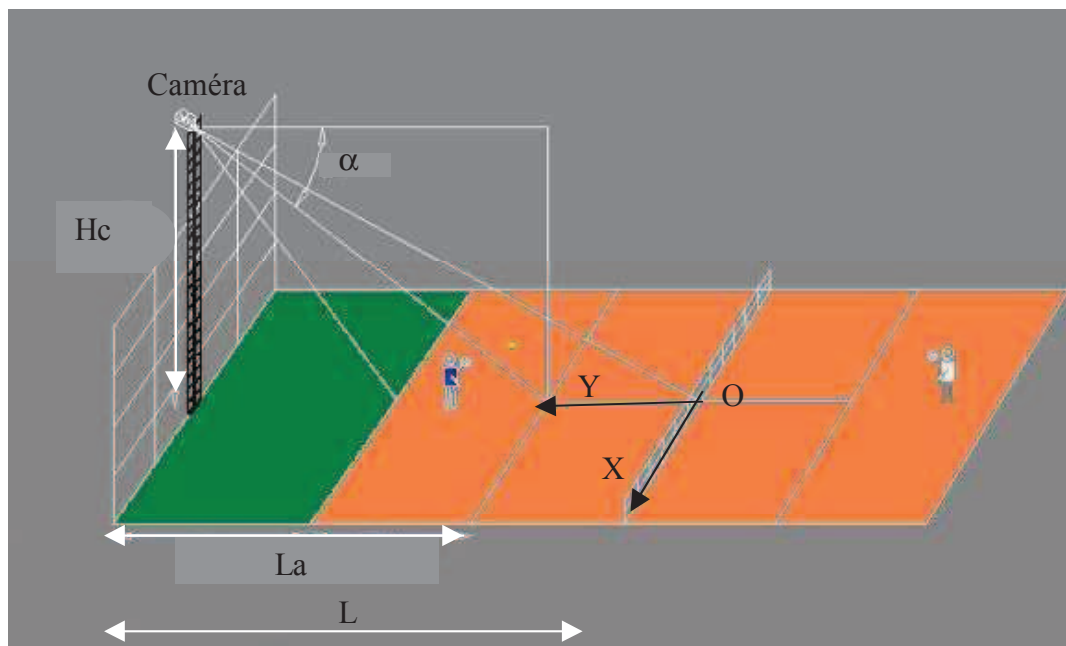


Figure 2 : Schéma descriptif de la disposition de la caméra et du référentiel utilisé

## 2-2 Aptitude

Les paramètres d'aptitude sont soit mesurés soit estimés (figure 1).

### 2-2-1 Mesure de l'aptitude

Les 8 sujets de l'étude subissent une détermination de DEm ( $^{\circ}\text{VO}_2\text{max}$ ) par une méthode directe de mesure des échanges gazeux. Ils réalisent sur ergocycle Monark 824 E un exercice musculaire d'intensité croissante jusqu'à leur maximum comme présenté dans le paragraphe 2.2.2.1 de la partie IV. DEm atteint  $54.4 \pm 5.1 \text{ ml/min} \times \text{Kg}$ .

### 2-2-2 Elaboration des relation $\text{FC} = g(\text{DE})$

Les coefficients des relations  $\text{FC} = g(\text{DE})$  ont été déterminés lors de la mesure de DEm sur ergocycle et lors d'un exercice de course sur tapis comme présenté ci-après.



### ► *Ergocycle*

La relation individuelle entre la fréquence cardiaque (FC) (bpm) et DE (l/min) obtenue sur le vélo est de la forme :

$$FC = FC_0 + k \times (DE - DE_0)^r$$

FC<sub>0</sub> est FC de repos mesurée avec un cardio-fréquencemètre au réveil, le sujet étant dans son lit en position allongée, à jeun, après une nuit de repos. Les coefficients k et r sont spécifiques des sujets testés :  $k = (1/e^b)^{(1/m)}$  et  $r = 1/m$  où e<sup>b</sup> et m sont les coefficients spécifiques de la relation DE = f(FC). DE<sub>0</sub> (l/min) est DE de repos estimée par la formule suivante (Eclache et coll. données non publiées) :

$$DE_0 = (2 + (50 / (\text{âge} + 5)) \times \text{masse} / 1000$$

où la masse des sujets est exprimée en kg.

### ► *Tapis roulant*

Trois jours après la mesure de DEm, les sujets réalisent une épreuve triangulaire de course de 15 min sur tapis roulant (Powerjog EPC). La vitesse initiale est de 3 km/h et la vitesse augmente toutes les 1.5 min pour atteindre 80 % VMA estimée à partir du DEm (ml/min x Kg) :

$$VMA \text{ (km/h)} = (1.1 \times DEm \text{ vélo}) / 3.5$$

Les sujets ont pour consigne de marcher lors des 2 premiers paliers.

Cet étalonnage permet de déterminer la relation entre FC et DE (l/min) à la course. Un modèle linéaire est utilisé :

$$FC = FC_{ps} + u \times DE$$

où FC<sub>ps</sub> est FC posturale (FC<sub>ps</sub>).

## 2-3 Astreinte

DE aérobie et DE anaérobie sont déterminées à partir du modèle bioénergétique Astrabio© présenté dans la partie IV. Les fonctions d'astreinte permettant d'estimer les consignes DEc(i) des 5 AF sélectionnées (M, D, C, S, R) et leurs coefficients respectifs sont présentés ci-dessous. L'ensemble de ces fonctions sont celles déjà présentées dans la partie II.

### 2-3-1 Activité de déplacement : AFv

⇒ *Marche*

DEc(i) (l/min) est estimée à partir de la fonction suivante :

$$\text{DEc(i)} = (\text{DEps} + \text{CE} \times \text{V}) \times \text{masse}/1000 \quad (1)$$

DEps est la dépense énergétique posturale égale à 5.0 ml/min x Kg, CE est le coût énergétique de la marche estimée à 0.084 ml/m x Kg, la masse du sujet exprimée en kg et V est la vitesse de déplacement (m/min).

⇒ *Pas courus*

DEc(i) (l/min) est estimée à partir de la fonction suivante :

$$\text{DEc(i)} = ((\text{DEps} + \text{CE} \times \text{V} \times (1+p \times \omega^q)) \times \text{masse}/1000 \quad (2)$$

DEps est DE posturale moyenne estimée à 5.0 ml/min x Kg, CE de la course est égale à 0.169 ml/m x Kg,  $\omega$  est la cadence de volte-face (volte/min), V est la vitesse (m/min), la masse du sujet exprimée en kg et les coefficients p et q sont respectivement égaux à 0.019 et 1.193.

### 2-3-2 Activités intenses et brèves : AFf

DEc(i) (l/min) est le rapport entre le coût énergétique de la frappe spécifique à chaque sujet CE(i) (ml/coup x Kg) et sa durée dt(i) estimée respectivement à 0.90 s et 1.20 s pour les coups et les services (tableau 3). Les CE des coups droits et des services sont respectivement égaux à  $2.1 \pm 0.5$  ml/coup x Kg et  $3.0 \pm 0.1$  ml/coup x Kg pour des vitesses de balle respectivement égales à  $93.8 \pm 23.9$  km/h et  $128.2 \pm 14.5$  km/h (partie II).

$$\text{DEc(i)} = (\text{DEps} + \text{CE} / \text{dt}) \times \text{masse} / 1000$$

### **2-3-3 Activité de récupération : Afr**

Pour cette activité de récupération assis sur la chaise, DEc(i) est la valeur estimée lors des 8 dernières minutes de repos assis sur le vélo avant le début de l'expérimentation (IM) (paragraphe 2-2-2-2 partie IV).

$$\text{DEc(i)} = \text{DEps} \times \text{masse} / 1000$$

DEps est égale à 3.67 ml/min x Kg et la masse est exprimée en kg.

## **2-4 Exploitation des données**

Les méthodes utilisées pour calculer la contrainte imposée ainsi que l'astreinte résultante sont présentées dans les deux paragraphes suivants.

### **2-4-1 Analyse de la Contrainte**

Les calculs réalisés pour déterminer le temps de jeu réel (TJR), les paramètres caractéristiques des AFv de déplacement et ceux des AFf de frappes de balle sont présentés ci-dessous.

#### *2-4-1-1 Calcul du pourcentage de temps de jeu réel (TJR)*

Le pourcentage de temps de jeu réel (TJR) est le rapport entre le temps de la phase active (TPA) et le temps de jeu total (TJT) :

$$\text{TJR (\%)} = (\text{TPA} / \text{TJT}) \times 100$$

TPA (min) est la somme des durées de chaque point, calculées automatiquement à partir du séquençage de l'activité en ajoutant la durée des frappes de balle à celle des déplacements de durée inférieure à 3 s.

TJT (min) est la somme des durées de chaque jeu (dtjeu) (min). dtjeu est la durée entre la première et la dernière frappe du jeu.

### 2-4-1-2 Contrainte liée aux AFv

Trois grandeurs sont nécessaires : distance parcourue, vitesse de déplacement et cadence de volte-face.

#### *Distance parcourue*

Pour chaque AF de déplacement (i), la distance d(j) parcourue à chaque image (j) est calculée comme suit :

$$d(j) = \sqrt{[(X(j) - X(j-1))^2 + (Y(j) - Y(j-1))^2]}$$

X(j) et Y(j) en mètres sont les coordonnées du sujet calculées à chaque image dans le plan de référence présenté à la figure 1.

La distance D(i) (m) parcourue lors de l'AF(i) est la somme des distances calculées à chaque image du déplacement :

$$D(i) = \Sigma d(j)$$

#### *Vitesse de déplacement*

La vitesse de déplacement V(i) (km/h) est le rapport entre D(i) (m) et la durée dt(i) (min) de l'AF :

$$V(i) = D(i) / 1000 / dt(i) / 60$$

#### *Cadence de volte-face*

La cadence de volte-face  $\omega(i)$  (volte/min) assignée au déplacement (i) est déterminée par la relation suivante :

$$\omega(i) = 1 / (t \text{ fin déplacement } (i) - t \text{ fin déplacement } (i-1))$$

où t est le temps déroulant depuis le début du match.

### 2-4-1-3 Contrainte liée aux AFf

Le diagnostic des AFf de frappes de balle est réalisé manuellement lors de l'analyse de l'activité avec le logiciel Kinovea par appui sur la touche F6 du clavier lors du contact balle-tamis comme présenté dans la partie III.

## 2-4-2 Analyse de l'astreinte

Les calculs réalisés pour déterminer les quantités E, les dépenses énergétiques DE et estimer les FC sont présentés ci-dessous.

### 2-4-2-1 Quantités E et Dépenses énergétiques DE

Les quantités et les dépenses énergétiques sont déterminées par le modèle Astrabio© à chaque temps t(i) de début et de fin d'AF(i). Les quantités d'énergie aérobie (Ev) et anaérobie (Ean) et les dépenses énergétiques aérobie (DEv) et anaérobie (DEan) sont également calculées sur des plages temporelles plus importantes correspondant aux points et aux jeux. La dépense énergétique totale (DEtot) calculée sur différentes plages temporelles est le rapport de la quantité d'énergie totale dépensée (Ev + Ean) sur la durée de la plage considérée.

Les quantités d'énergie sont exprimées en litres d'O2 équivalents/kg de poids corporel (l/kg) et les DE sont exprimées en litres d'O2 équivalents par minute (l/min).

### 2-4-2-2 Fréquence Cardiaque

Les FCv(i) sont estimées à chaque début et fin d'AF(i) en introduisant la valeur DEv(i) dans la relation FC = g(DE) déterminée sur ergocycle ou sur tapis roulant fournissant la meilleure prédiction.

## 2-4-3 Validation et statistique

Le modèle est testé par comparaison des valeurs estimées avec celles mesurées expérimentalement en calculant le coefficient de corrélation (r) et l'erreur standard de l'estimation (ESE). ESE est calculé selon la formule suivante :

$$ESE = \sqrt{\frac{\sum (\text{Prédiction} - \text{Mesure})^2}{(N - 1)}}$$

où N est le nombre de valeurs expérimentales.

Un test de Student pour données appariées est utilisé pour comparer Evjeu et Emesjeu sur l'ensemble des 16 jeux (StatGraphics Centurion XVI). Le niveau de significativité est fixé à  $p < 0.05$ .

#### *Comparaison des DE de fin d'AF*

Le K4b<sup>2</sup> fournit des valeurs mesurées (DEmes(i)) à chaque temps (t) de la fin d'un cycle respiratoire. Les valeurs de DEmes(i) des temps entre deux affichages successifs n et n+1 du K4b<sup>2</sup> sont considérées comme identiques à celles de l'affichage n. La moyenne de 10 valeurs successives permet d'obtenir une valeur filtrée (DEexpf(i)) correspondant aux temps (t(i)) du modèle.

#### *Comparaison des FC*

Les FCmes mesurées toutes les 5 s par le cardiofréquencemètre sont traitées comme pour les DE afin d'obtenir une valeur FCmes(i) pour chaque temps de fin d'AF(i) et sont comparées à FCv(i). FCv(i) sont déterminées à partir de la relation  $FC = g(DE)$  déterminée sur ergocycle ou sur tapis roulant fournissant la meilleure prédiction.

### **3. RESULTATS**

La présentation des résultats des tests statistiques permettant de caractériser la prédictivité du modèle fait l'objet du premier chapitre. Ceux concernant le descriptif bioénergétique du tennis sont présentés au chapitre 3-2. La séquence fondamentale est présentée dans le chapitre 3-3.

#### **3-1 Prédiction du modèle**

La durée moyenne des 16 jeux réalisés avec le K4b<sup>2</sup> est de  $3.1 \pm 1.3$  min. DEv moyenne calculée sur les 16 jeux atteint  $47.9 \pm 10.0$  % DEm et DEmes atteint  $52.0 \pm 9.1$  % DEm.

Il n'y a pas de différence significative entre Evjeu et Emesjeu sur les 16 jeux analysés ( $p = 0.308$ ). Le coefficient de corrélation de la relation entre Evjeu et Emesjeu atteint 0.92 ( $p < 0.0001$ ) et l'erreur standard de l'estimation atteint 0.019 l/kg (figure 3). Les figures individuelles représentant DEv(i) et DEmes(t) en fonction du temps pour les 8 sujets sont présentées en annexe 2a et un exemple est fourni figure 4. Le coefficient de corrélation des relations obtenues entre DEv(i) et DEexp(i) varie de 0.65 à 0.79.

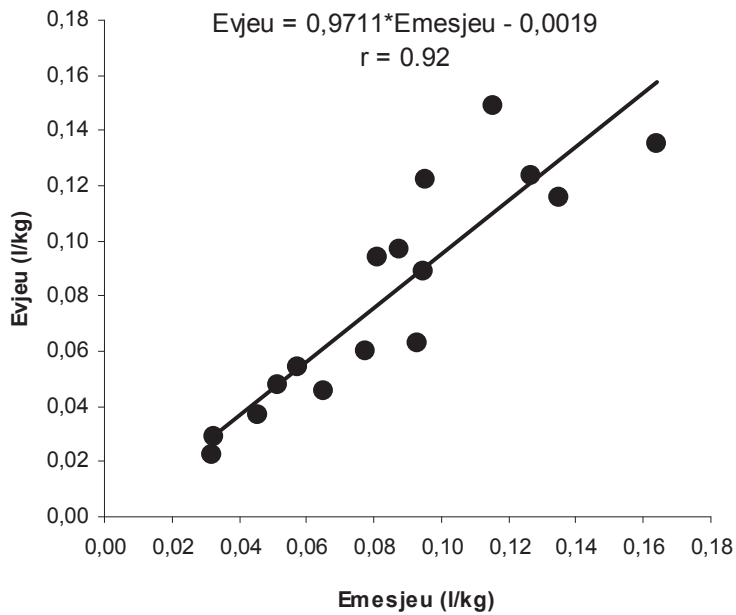


Figure 3 : Régression linéaire entre la quantité d'énergie expérimentale dépensée pour chaque jeu (Emesjeu) et la quantité d'énergie estimée par Astrabio© pour chaque jeu (Evjeu) pour chaque sujet sur l'ensemble des 16 jeux joués avec le K4b<sup>2</sup>

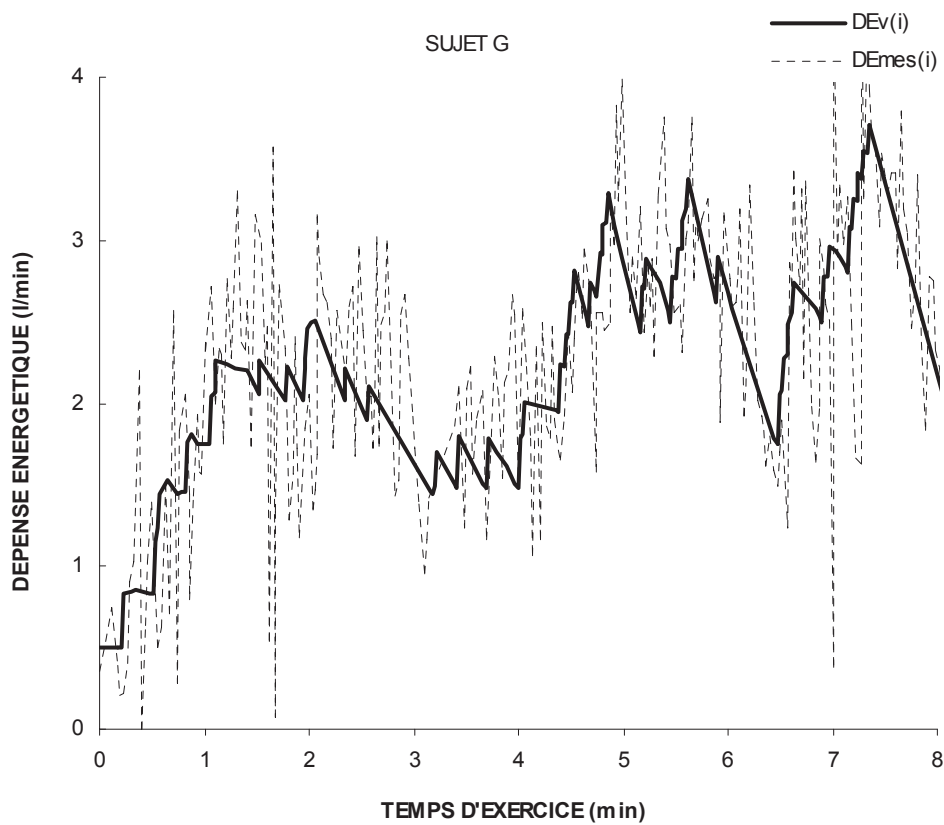


Figure 4 : DEv(i) fournie par Astrabio© et DEmes(i) mesurée par le K4b<sup>2</sup> cycle à cycle au cours de 2 jeux

35 jeux ont été réalisés au cours des 4 matchs d'entraînement réalisés sans le K4b<sup>2</sup>. La durée moyenne des jeux est de  $2.5 \pm 1.3$  min. Chaque joueur a réalisé en moyenne  $4.4 \pm 0.7$  jeux et la durée totale moyenne comprenant la phase de récupération atteint  $15.6 \pm 3.8$  min. Les figures individuelles représentant FCv(i) et FCmes(i) en fonction du temps sont en annexe 2b et un exemple est fourni figure 5 : les coefficients de corrélation entre FCv et FCmes varient de 0.65 à 0.85 en fonction des sujets.

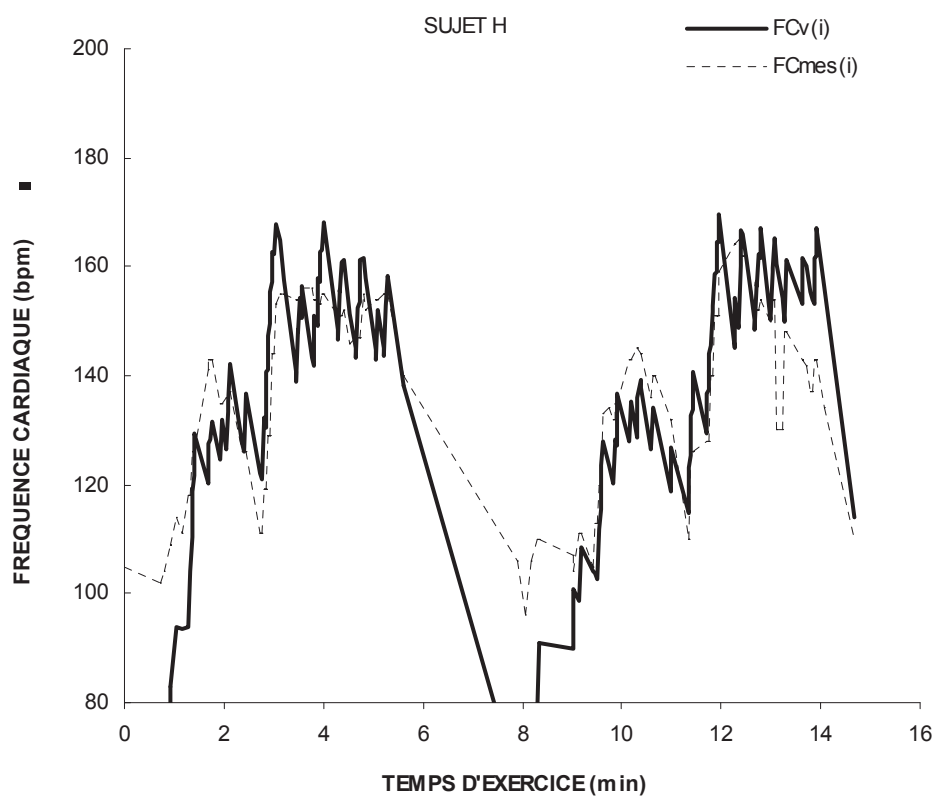


Figure 5 : Exemple de résultat présentant FCv(i) prédites par le modèle Astrabio© et FCmes(i) mesurée par le cardiofréquencemètre au cours du set



### 3-2 Participation du métabolisme aérobie et anaérobie lors du match

Lors des 35 jeux réalisés au cours des 4 matchs d'entraînement, la durée moyenne d'un point est égale à  $4.6 \pm 0.7$  s. Le temps de jeu réel est égal à  $19.5 \pm 2.2$  % du temps de jeu total.

Un exemple de représentation présentant  $DEv(i)$  en fonction de  $DEc(i)$  est fourni figure 6.

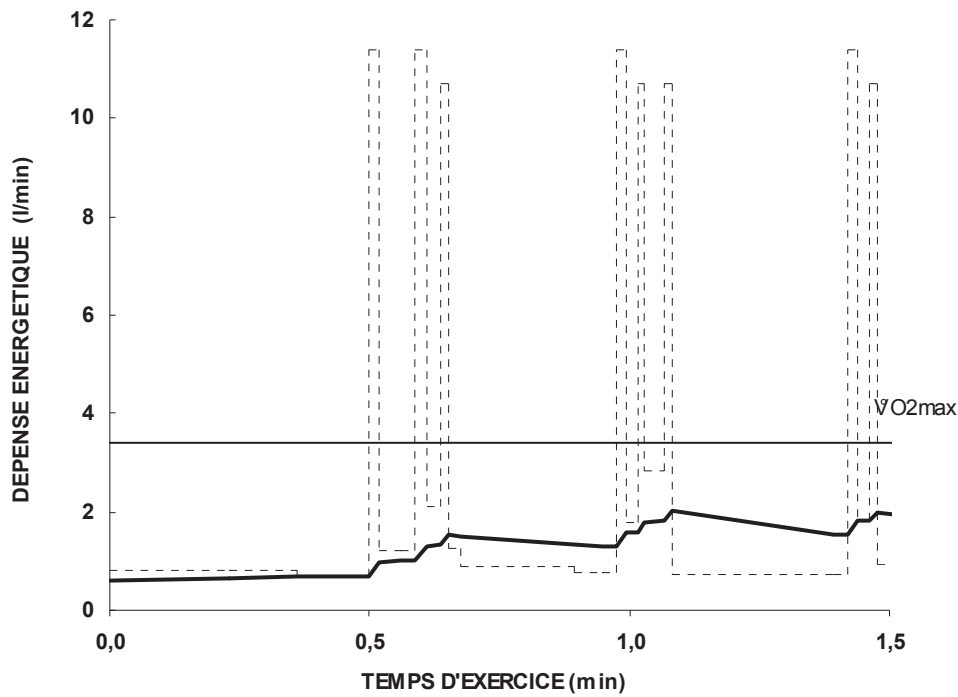


Figure 6 : Exemple de résultat présentant  $DEv(i)$  (—) et  $DEc(i)$  (-----) fourni par Astrabio© sur une séquence 1.5 min au cours du set

DE aérobie moyenne ( $DEv$ ) lors de l'ensemble des 35 jeux prenant en compte les phases de récupération assis sur le banc atteint  $46.1 \pm 6.4$  %  $DEm$  ; elle atteint  $49.4 \pm 8.9$  %  $DEm$  si l'on exclut les phases de repos entre les jeux.  $DE_{tot}$  atteint  $74.9 \pm 12.1$  %  $DEm$  lors des jeux,  $191.2 \pm 15.7$  %  $DEm$  lors des points,  $250.3$  %  $DEm$  lors d'un coup droit pour une vitesse de balle de 93.8 km/h et  $255.2$  %  $DEm$  lors d'un service à  $128.2 \pm 14.5$  km/h (figure 7). Le métabolisme anaérobie représente 34 % de la DE totale mesurée lors des jeux, 70 % de la DE totale mesurée lors des points et 94 % de la  $DE_{totale}$  d'un coup (figure 7).

Les pourcentages respectifs de la quantité d'énergie fournie par les phosphagènes et par la glycolyse anaérobie rapportée à la quantité d'énergie anaérobie atteignent respectivement  $90 \pm 3$  % et  $10 \pm 3$  %.

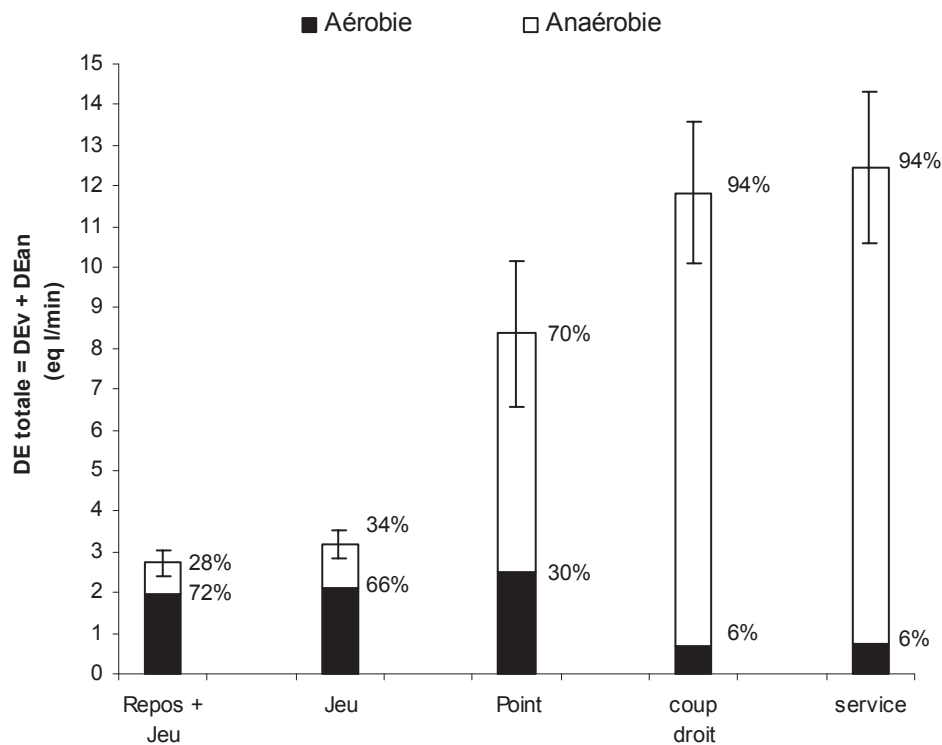


Figure 7 : Estimation de la participation du métabolisme aérobie (DEv) et anaérobie (DEan) à la dépense énergétique totale sur différentes phases de jeu

### 3-3 Séquence fondamentale

La contrainte et l'astreinte résultante moyenne des 5 AF de la séquence fondamentale définie dans la partie I sont présentées tableau 1. Elle est composée de 3 jeux et d'un repos de 120 s sur la chaise. Pour les joueurs de l'étude, le jeu comporte en moyenne 6 points de durée moyenne égale à 4.6 s séparés chacun d'entre eux par une marche de 12 s. La durée de la marche entre 2 jeux est égale à 24 s. Chaque point comprend en moyenne 2.2 frappes de balle. La vitesse moyenne des déplacements en pas courus est estimée à 7.2 km/h.

	CONTRAINTE			ASTREINTE	
	dta(i) (s)	V (km/h)	Vb (km/h)	$\omega$ (vpm)	DEc(i) (l/min)
<b>Marche (M)</b>	12.00	3.3	/	/	0.8
<b>Pas courus (D)</b>	1.70	7.2	/	22	3.2
<b>Coups (C)</b>	0.90	/	93.8	/	11.6
<b>Service (S)</b>	1.20	/	128.2	/	12.5
<b>Repos (R)</b>	120	/	/	/	0.4

Tableau 1 : Récapitulatif de la contrainte et de l'astreinte des 6 AF retenues dans la séquence fondamentale du tennis déterminées sur les 4 joueurs de l'étude

V (vitesse déplacement),  $\omega$  (cadence de volte-face), Vb (vitesse de balle moyenne déterminée lors des étalonnages « terrain »)

La modélisation de cette séquence sur les sujets de l'étude ( $DEm = 4.31$  l/min) est présentée figure 8.

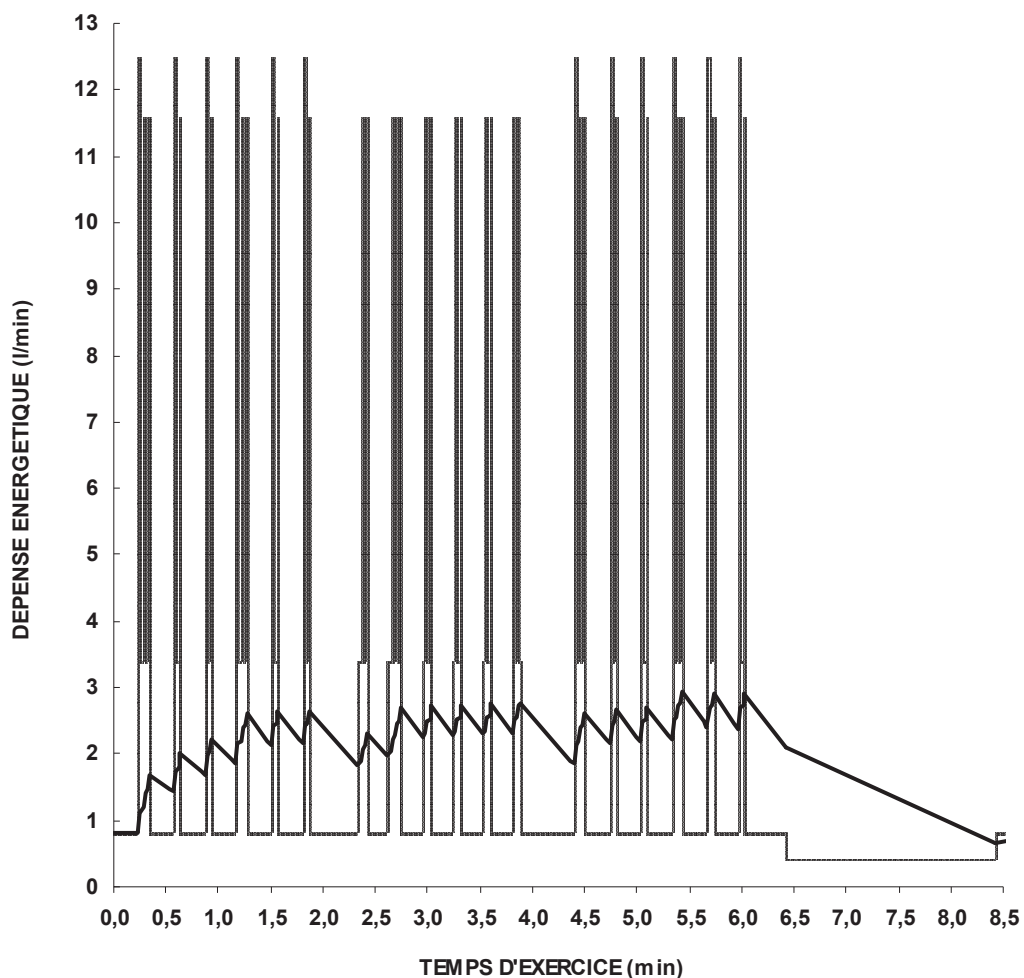


Figure 8 : Séquence fondamentale du tennis déterminée à partir des joueurs de l'étude présentant  $DEv(i)$  ( ——— ) et  $DEc(i)$  (-----) en fonction du temps

## 4. DISCUSSION

Dans un premier temps les arguments statistiques permettant de préciser l'incidence du choix des paramètres du modèle sur sa prédictivité seront présentés. Les résultats issus de l'application de la méthode générale présentée à la figure 1 sur une activité fractionnée de tennis sont discutés dans la seconde partie.

### *Prédictivité et validité du modèle Astrabio©*

Les quantités d'énergie aérobie estimées par le modèle lors des jeux ne présentent pas de différence statistique avec celles mesurées avec le K4b<sup>2</sup> ( $p < 0.05$ ) et les deux mesures sont très fortement corrélées ( $r = 0.92$ ,  $p < 0.0001$ ) (figure 3). La dépense énergétique aérobie moyenne modélisée par jeu est proche de celle mesurée avec le K4b<sup>2</sup> ( $47.9 \pm 10.0$  % DEm vs.  $52.0 \pm 9.1$  % DEm). La validité du modèle est confortée par l'analyse des FC prédites lors du match d'entraînement en un set sans port du K4b<sup>2</sup> : sur des périodes de durées égales à  $15.6 \pm 3.8$  min, les coefficients de corrélation entre FCv et FCexp varient de 0.65 à 0.85.

Cependant, pour certains sujets, la prédiction est moins satisfaisante (figure 3). Deux explications peuvent être avancées. La première est l'application d'un coût énergétique identique pour les frappes de balle quelque soit la vitesse de balle. Or on peut supposer que le coût énergétique augmente avec la vitesse de balle comme indiqué dans la partie II ( $CE = 0.0227 \times V_{\text{balle}}$ ). La seconde est l'utilisation de paramètres d'aptitude moyens non adaptés aux sujets testés (endurance, constante de temps, gain des boucles de régulation) (figure 1).

### *Bioénergétique du tennis*

La dépense énergétique aérobie moyenne modélisée par jeu est proche de 50 % DEm en accord avec les valeurs de la littérature comprises entre 50% et 60% DEm (Fernandez et coll. 2006, Kovacs 2006). Cependant compte tenu du caractère intermittent du tennis, des valeurs moyennes d'intensité aérobie ne sont pas suffisantes pour cerner les exigences physiologiques de cette activité. Comme l'illustre la séquence fondamentale (figure 8), de nombreuses activités d'intensité moyenne inférieure à la transition aéro-anaérobie se caractérisent en réalité par de nombreuses phases supra-maximales sollicitant fortement le métabolisme anaérobie. Le principe de la méthode est donc de fournir une estimation indirecte de la quantité d'énergie anaérobie en calculant le déficit en oxygène. En effet le calcul du déficit en oxygène offre des résultats similaires à ceux obtenus directement par la mesure de la

concentration en substrat dans le muscle (Medbo et Tabata 1993). La mesure du déficit a donc été souvent utilisée sur le terrain pour estimer la participation du métabolisme anaérobie lors d'activités fondamentales (AF) simples comme la course (Bickham et coll. 2002, Duffield et coll. 2004, Reis et coll. 2004) ou la nage (Ogita et coll. 1999, Reis et coll. 2010). Cette méthode nécessite au préalable la détermination des consignes énergétiques (DEc(i)) imposées par les AF telles que les déplacements en football (Osgnach et coll. 2010) ou les déplacements et les frappes de balle au tennis (Botton et Eclache 2007) (figure 6). Pour les frappes de balle, compte tenu des valeurs des coût énergétiques exprimées en ml/coup x Kg, DEc(i) atteint 2 à 3 fois le DE<sub>m</sub> des joueurs en coup droit (MP = 11.6 ± 1.7 eq l/min) et en service (MP = 12.5 ± 1.9 eq l/min). Compte tenu des valeurs des MP imposées lors des AF, de la durée moyenne des points de 4.6 ± 0.7 s et de l'inertie du métabolisme aérobie ( $\tau = 0.70$  min), DE<sub>an</sub> représente 70% de la dépense énergétique totale estimée pour les points et 94 % lors d'une frappe de balle (figure 7). Comme l'avaient supposé Mendez-Villanueva et al. (2007), lors des points, l'énergie provient donc quasi exclusivement du métabolisme anaérobie. D'autre part, compte tenu de la durée des points souvent inférieure à 5 s, 90% de l'énergie anaérobie provient des phosphagènes. Ceci tend à expliquer le fait que la lactatémie sanguine mesurée en match reste généralement faible, comprises entre 2 et 4 mmol/l (Kovacs 2006, Smekal et coll. 2001), et n'atteint que rarement 8 mmol/l que lors d'échanges intenses et/ou longs (Christmass et coll. 1998). La lactatémie varie donc en fonction du type de jeu et du type de surface : elle est plus élevée pour des joueurs de fond de cours ou lors de matchs réalisés sur terre battue caractérisés par une durée moyenne des points et un temps de jeu réel plus importants (Martin et coll. 2011, Murias et coll. 2007). Lorsque la dépense énergétique est calculée sur une durée comprenant les points et les phases de récupération, le métabolisme aérobie devient prépondérant et le métabolisme anaérobie ne représente plus que 28 % de la dépense énergétique totale (figure 7). Un tel résultat est comparable aux valeurs estimées dans une autre activité fractionnée telle que le football (11 à 27 %) (Osgnach et coll. 2010). Dans notre étude les phases de récupération représentent environ 80% du temps de jeu total (temps de jeu réel = 19.5 ± 2.2 %) : la surconsommation d'oxygène observée dans ces phases est appelée également EPOC (Excess Post Exercise Oxygen Consumption) (Gaesser et Brooks 1984). Ce surcoût aérobie s'explique par l'ensemble des phénomènes de resynthèse des réserves énergétiques locales et générales (ATP, phosphocréatine, glycogène, triglycéride, O<sub>2</sub> sur myoglobine) mais aussi des structures (synthèse protéique) (Borsheim and Bahr 2003) qui ont été détériorées voir détruites par l'activité et assurer le maintien à un haut niveau de fonctionnement des effecteurs périphériques en particulier respiratoires et cardio-vasculaires pour assurer ces tâches anaboliques. Ce surcoût est modélisé par l'intégrale de la cinétique de

DE<sub>v(i)</sub> de la phase de récupération caractérisée par une composante rapide de constante de temps  $T_0$  et une composante lente de constante de temps  $Tr_s$ . Les valeurs de la constante de temps de la composante lente de récupération  $Tr_s$  varient peu en fonction du temps : elles sont légèrement supérieures au début du match et tendent vers une valeur moyenne proche de 25 min. Cette observation pourrait donc étayer l'hypothèse que  $Tr_s$  est une caractéristique structurale et fonctionnelle individuelle du système de régulation.

## 5. CONCLUSION

L'application de la méthode à l'activité fractionnée de tennis fournit de bons résultats proches de ceux obtenus par la mesure directe de DE avec un K4b<sup>2</sup> et de FC par cardiofréquencemétrie. Le tennis étant caractérisé par une mise en jeu de la plupart des groupes musculaires essentiels et des activités fondamentales variées, de déplacement et de force, pour des gammes de puissances très étendues, permet d'envisager l'application de cette méthode pour la plupart des activités sportives et professionnelles fractionnées.

Deux améliorations majeures ont été apportées par rapport à l'étude préliminaire appliquée sur une séquence de match de 10 min (Botton et Eclache 2007). Premièrement, l'utilisation de constantes de temps de récupération variables fonctions de l'intensité et de la durée des activités qui permettent d'améliorer la prédictivité du modèle. Comme évoqué dans la partie IV, la constante de temps de la composante lente de récupération  $Tr_s$  varie peu au cours du match et semble être une caractéristique structurale et fonctionnelle individuelle du système de régulation du métabolisme énergétique. Deuxièmement, la semi-automatisation de la méthode a permis d'accélérer le traitement vidéo de plus de 6 fois, l'analyse vidéo d'une activité d'une heure ne nécessitant plus que 3 à 4 h de traitement.

Les principales améliorations actuellement à l'étude sont une automatisation complète du diagnostic des AF à partir du traitement des bandes son et image de l'enregistrement vidéo avec si possible une estimation de la vitesse balle et un affichage en temps réel des résultats des DE aérobie et anaérobie.

## REFERENCES

- 1 Bickham D, Le Rossignol P, Gibbons C, Russell AP (2002) Re-assessing accumulated oxygen deficit in middle-distance runners. *J Sci Med Sport* 5: 336–340.
- 2 Botton F, Eclache JP (2007) Dépenses aérobie et anaérobie des activités fondamentales du tennis à partir de la vidéo et d'étalonnages individuels terrain/laboratoire – Application d'une méthode originale. *Sci Sports* 1:20-27
- 3 Christmass MA, Richmond S, Cable T, Arthur P, Hartmann P (1998) Exercice intensity and metabolic response in singles tennis. *J Sports Sci* 16 : 739-747
- 4 Dansou P, Odou MF, Therminarias A (2001) Dépense énergétique aérobie au cours d'un match de tennis, du laboratoire au terrain. *Sci et Sports* 16 : 16-22
- 5 Duffield R, Dawson B, Goodman C (2004) Energy system contribution to 100-m and 200-m track running events. *J Sci Med Sport* 7: 302–313.
- 6 Eclache (1999) L'entraînement scientifique individuel ; la clef d'or du mariage performance et santé. Collection performance et santé, ASTB éd., 207p
- 7 Fernandez J, Mendez-Villanueva A, Pluim BM (2006) Intensity of tennis match play. *Br J Sports Med* 40:387–391
- 8 Fernandez-Fernandez J, Sanz-Rivas D, Sanchez-Muñoz C, Pluim BM, Tiemessen I, Mendez-Villanueva A (2009) A comparison of the activity profile and physiological demands between advanced and recreational veteran tennis players. *J Strength Cond Res* 23(2):604-10
- 9 Gaesser GA, Brooks GA (1984) Metabolic basis of excess post-exercise oxygen consumption: A review. *Med Sci Sports Exerc* 16: 29-43.
- 10 Kovacs MS (2006) Applied physiology of tennis performance. *Br J Sports Med* 40:381–386
- 11 Martin C, Thevenet D, Zouhal H, Mornet Y, Delès R, Crestel T, Ben Abderrahman A, Prioux J (2011) Effects of playing surface (hard and clay courts) on heart rate and blood lactate during tennis matches played by high-level players. *J Strength Cond Res* 25: 163-170.
- 12 Medbø JI, Tabata I (1993) Anaerobic energy release in working muscle during 30 s to 3 min of exhausting bicycling. *J Appl Physiol* 75: 1654-1660.
- 13 Mendez-Villanueva A, Fernandez-Fernandez J, Bishop D (2007) Exercise-induced homeostatic perturbations provoked by single tennis match play with reference to development of fatigue. *Br J Sports Med* 0:1–6.
- 14 Murias JM, Lanatta D, Arcuri CR, Laino FA (2007) Metabolic and functional responses playing tennis on different surfaces. *J Strength Cond Res* 21: 112– 117.

- 15 O'Donoghue P, Ingram B (2001) A notational analysis of elite tennis strategy. *J Sports Sci* 19:107—15
- 16 Ogita F, Onodera T, Tabata I (1999) Effect of hand paddles on anaerobic energy release during supramaximal swimming. *Med Sci Sports Exerc* 31: 729–735.
- 17 Reis, VM, Duarte JA, Espírito-Santo J, Russell AP (2004) Determination of accumulated oxygen deficit during a 400 m run. *J Exerc Physiol* 7: 77–83.
- 18 Reis VM, Marinho DA, Barbosa FP, Reis AM, Guidetti L, Silva AJ (2010) Examining the accumulated oxygen deficit method in breaststroke swimming. *Eur J Appl Physiol* 109: 1129-1135.
- 19 Smekal G, Von Duvillard S, Rihacek C, Pokan R, Hofmann P, Baron R, Tschann H, Bachl N (2001) A physiological profile of tennis match play. *Med Sci Sports Exerc* 33(6):999-1005



# ***CONCLUSION GENERALE***

---

L'objectif de ce travail était de valider une méthode simple et accessible permettant de déterminer les parts respectives des métabolismes aérobie et anaérobie mis en jeu lors de toute activité, quelle que soit sa forme, sa puissance et sa durée en prenant comme exemple l'activité fractionnée de tennis qui comporte des gammes de puissances et de durées très étendues.

Les techniques actuelles de mesure du métabolisme ne permettent pas d'estimer simultanément et sur le terrain la sollicitation des parts respectives d'aérobiose et d'anaérobiose ; les méthodes les plus précises comme la Résonance Magnétique Nucléaire (RMN) ou la ponction biopsie étant inutilisable de façon routinière sur le terrain et ne fournissant que des indications locales et fragmentaires. Le principe général de la méthode présentée est celui utilisé en analyse mathématique dans le traitement des fonctions : il consiste à séquencer l'activité globale composite en sous-activités fondamentales AF de durée suffisamment courte pour considérer la consigne énergétique  $DEc(i)$  imposée par chacune d'entre elles comme constante. Cette stratégie a déjà été appliquée avec succès pour estimer l'astreinte de nombreuses activités sportives et professionnelles.

Le découpage préliminaire de l'activité globale en AF et leur caractérisation spatio-temporelle sont réalisés à partir d'un enregistrement vidéo classique (partie I). La méthode appliquée ensuite pour en effectuer le diagnostic est simple et peu coûteuse : elle ne nécessite qu'un matériel standard et banal ; un caméscope placé en hauteur dans l'axe de l'aire d'activité, un PC et un programme de séquençage couplé au logiciel Kinovea (partie III). Cette méthode fournit de bons résultats excepté lorsque le sujet s'éloigne de façon trop importante de la caméra.

$DEc(i)$  de chaque AF est estimée à partir d'étalonnages couplés « laboratoire-terrain » ou uniquement de « terrain » permettant d'élaborer les fonctions d'astreinte reliant DE à un paramètre mécanique pertinent : vitesse de déplacement  $V$  ou cadence de coups  $\omega$  (partie II). Les relations  $DE = f(V)$  sont couramment utilisées pour estimer  $DEc(i)$  lors d'activités cycliques pour des vitesses sous-maximales ou supra-maximales.  $DEc(i)$  des activités brèves et acycliques comme les frappes de balle sont estimées à partir d'un protocole triangulaire au cours duquel  $\omega$  augmente : elles atteignent des valeurs supra-maximales variant de 180 % à 320 %  $DEm$ .

La modélisation de DE aérobie en fonction de la consigne imposée  $DEc(i)$  repose sur le modèle structural Astrabio dont le principe présenté dans la partie IV est basé sur les connaissances actuelles concernant le métabolisme énergétique, les systèmes asservis et leurs

applications aux systèmes biologiques. Contrairement aux modèles empiriques de la littérature reposant sur l'ajustement de plusieurs paramètres d'amplitudes  $A(i)$ , de « time delay »  $TD(i)$  et de constantes de temps  $T(i)$  d'une, deux ou trois fonctions mathématiques généralement exponentielles sur les différentes phases (i) observées, les paramètres du modèle Astrabio ne sont que des caractéristiques d'aptitude à l'exception de ceux affectant le calcul empirique de l'EPOC. La prédiction obtenue par application de ce modèle est très satisfaisante aussi bien pour des exercices continus que fractionnés de puissance sous-maximale et supra-maximale, de durée variant de 1 s à plusieurs minutes, pour les phases d'accrochage et de décrochage. Il met par ailleurs bien en évidence les particularités de la cinétique comme la composante lente de DE en phase d'accrochage et de décrochage et le retard de décroissance de DE après un exercice supra-maximal très intense.

La méthode a été validée au cours d'exercices au laboratoire sur ergocycle et sur le terrain lors d'activités stéréotypées de frappe de balle et libres de match de tennis, par comparaison des valeurs de DE aérobie prédites par le modèle avec celles obtenues par l'analyse des échanges gazeux. Sa validité a été confirmée par l'observation de corrélations satisfaisantes entre les FC prédites par le modèle et celles réellement enregistrées. Elle met bien en évidence qu'en dépit d'une DE aérobie moyenne sous-maximale assez faible comprise entre 40% et 60% DEm, le match de tennis se caractérise en réalité par des efforts supra-maximaux pouvant atteindre 300% DEm lors des frappes de balle et une forte sollicitation du métabolisme anaérobie qui représente environ 30% de l'énergie totale dépensée.

Le tennis étant caractérisé par une mise en jeu de la plupart des groupes musculaires essentiels, des AF de déplacement et de force variées, pour des gammes de puissances très étendues, la qualité de la prédiction obtenue permet d'envisager l'application de la méthode à la plupart des activités sportives et professionnelles fractionnées. Elle présente l'intérêt majeur de décrire l'astreinte réelle d'une activité en fournissant une estimation simultanée des DE aérobie et anaérobie. Elle a l'avantage d'être facilement applicable et d'être à la portée technique et financière de l'ensemble des acteurs des domaines concernés par la biologie humaine : ingénierie biomédicale, biologie et médecine du sport, sciences et techniques des activités physiques et sportives, ergonomie et médecine du travail. Cette méthode échappe à l'une des critiques essentielles des techniques traditionnelles qui, comme les systèmes de mesure d'échanges gazeux, même miniaturisés type K4b<sup>2</sup>, modifient la masse transportée, les conditions mécaniques de pénétration dans le milieu, la qualité gestuelle du fait de la gêne psycho-sensorielle occasionnée, et majorent l'astreinte cardio-respiratoire. Les contraintes météorologiques sont limitées aux phases préparatoires classiques d'étalonnage qui la précèdent.

Mais, si l'on exclut l'objectif de recherche qui impose de réaliser pour chacune des AF non connues des étalonnages spécifiques, il est parfois possible de les limiter à ceux de deux AF représentatives des activités intenses et brèves AFf et de déplacement AFv. Cette simplification n'altère pratiquement pas l'estimation globale des parts absolues et relatives aérobie et anaérobie de l'activité ; en revanche elle pourrait s'accompagner sur une activité fondamentale brève considérée isolément et individuellement d'une erreur pouvant atteindre 30%.

Un système breveté ENERDEP-TENNIS appliquant cette méthode ainsi que les logiciels, matériels et modèles présentés dans cette thèse, est en cours de développement. Son objectif est de fournir à son utilisateur les composantes principales des dépenses énergétiques aérobie et anaérobie en temps réel et leur analyse détaillée en temps différé. Ce système d'interfaçage entre les systèmes classiques d'enregistrement image-son du commerce et PC se caractérisera par deux améliorations principales : automatisation complète des algorithmes de tracking-diagnostic des activités et utilisation exclusive du modèle Astrabio© dont sont exclus les paramètres non physiologiques du modèle empirique d'EPOC publié précédemment. Son analyse de qualité pourra s'effectuer par comparaison de différents témoins biologiques et mécaniques fournis par ce système et mesurés lors d'expérimentations portant en particulier sur les DE aérobie et anaérobie du muscle isolé et stimulé, sur la vitesse des balles en match et sur la cinétique de la lactatémie chez le joueur en cours d'activité.

---

# **ANNEXE 1**

---

## **Programme de transformation des pixels x et y en coordonnées de terrain X et Y**

---

- Rappel : (i) la camera filme la moitié de terrain la plus proche  
(ii) la camera est placée dans l'axe du terrain

DIMENSIONS TERRAIN			
Hauteur filet	Hf	1,07m	
Largeur Terrain	Lt	10,97m	
Longueur demi-terrain	Ld	11,88m	
Hauteur tracking	Ht	<b>0,95m</b>	

POSITION CAMERA			
Inclinaison camera	$\alpha$	34,3°	
Projection axe camera au sol	La	<b>8,15</b>	
Hauteur camera	Hc	<b>5,55m</b>	
Recul camera	L	<b>18,16m</b>	

DONNEES ECRAN			
Hauteur ecran (axe y)	he	575px	
Largeur ecran (axe x)	le	717px	
Largeur terrain au filet	lto	<b>340</b>	px
Largeur terrain fond de court	ltm	<b>684</b>	px

CHAMP CAMERA			
Ouverture (plan OYZ)	$\Omega$	40,79°	

CALCULS X et Y $X=g(x,y)$ $Y=f(y)$			
Angle de vue (origine haut filet)	$\beta'(y)$	27,66°	
Angle de vue (origine horizon)	$\beta(y)$	41,51°	

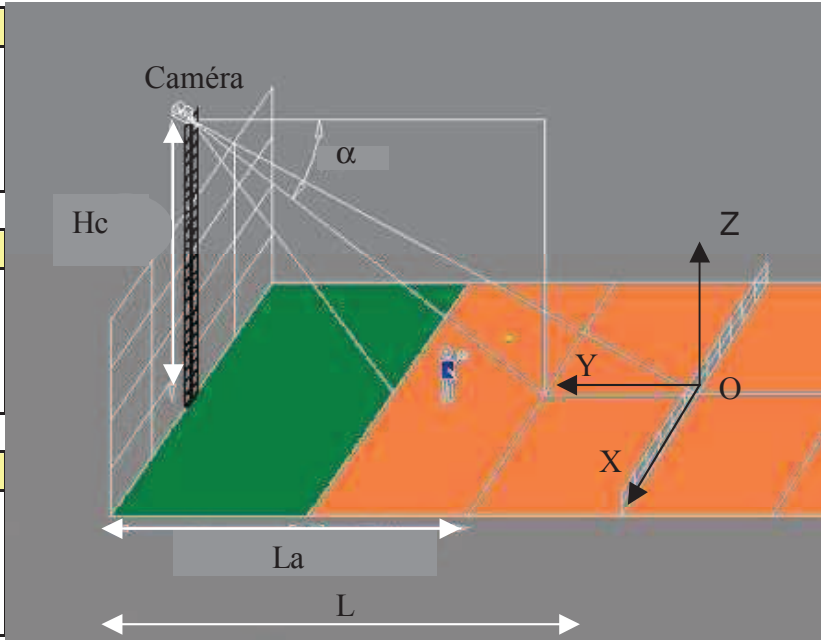


Figure 1 : schéma descriptif de la disposition de la camera et du référentiel utilisé sur le terrain

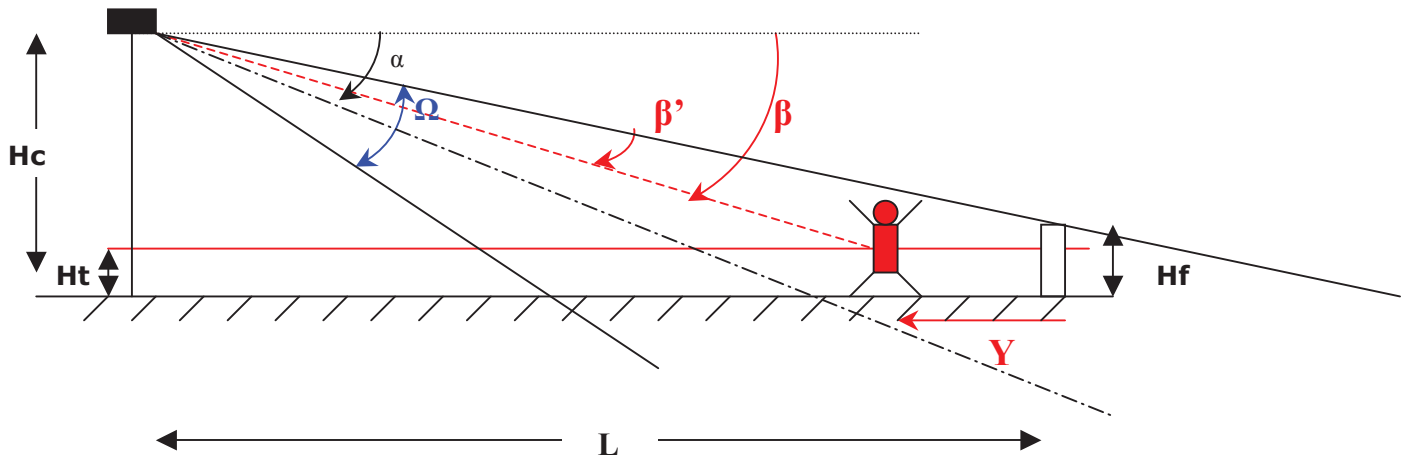


Figure 2 : schéma descriptif du référentiel utilisé sur l'écran d'ordinateur

**Calibration de la position de la caméra et des distances pour le calcul des coordonnées X (m) et Y (m) à partir des coordonnées x (px) et y (px)**

**Les données à entrer dans le programme sont surlignées en gras.**

## 1- Calcul $Y = f(y)$



### 1.1 - Détermination de l'ouverture $\Omega$

$$(\alpha - \Omega / 2) = \tan^{-1} [(Hc - Hf)/L]$$

donc

$$\Omega = 2 \times (\alpha - \tan^{-1} [(Hc - Hf)/L])$$

### 1.2 - Détermination de Y

$$\tan \beta = (Hc - Ht) / (L - Y)$$

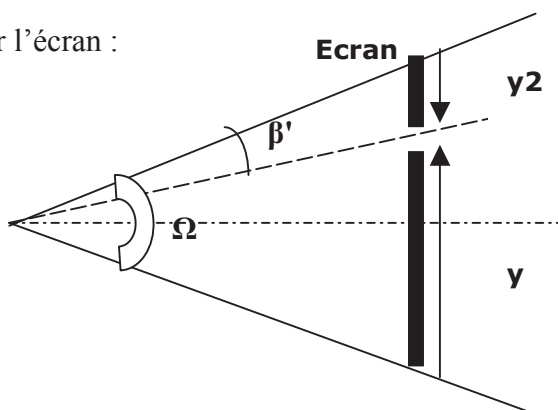
donc

$$Y = L - (Hc - Ht) / \tan \beta \quad (1)$$

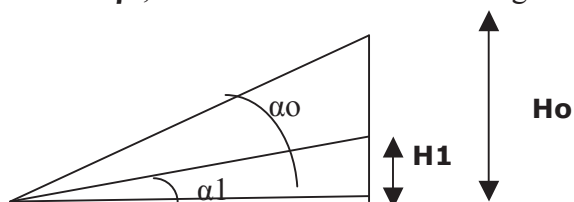
avec

$$\beta = \beta' + (\alpha - \Omega / 2) \quad (2)$$

Sur l'écran :



Pour calculer  $\beta'$ , on utilisera alors le modèle géométrique suivant pour appliquer la trigonométrie :



$$H1/Ho = \tan \alpha_1 / \tan \alpha_o \quad (3)$$

$$\text{ici : } \alpha_1 = \Omega/2 - \beta'$$

$$\alpha_o = \Omega/2$$

$$Ho = he/2$$

$$H1 = he/2 - y_2 = he/2 - (he - y) \\ = y - he/2$$

$$\text{D'après (3) } \tan \alpha_1 = \tan \alpha_o \times H1/Ho$$

soit

$$\tan (\Omega/2 - \beta') = \tan (\Omega/2) \times ((y - he/2)/(he/2))$$

donc

$$\beta' = \Omega/2 - \tan^{-1} [\tan (\Omega/2) \times ((2y - he)/(he))] \quad (4)$$

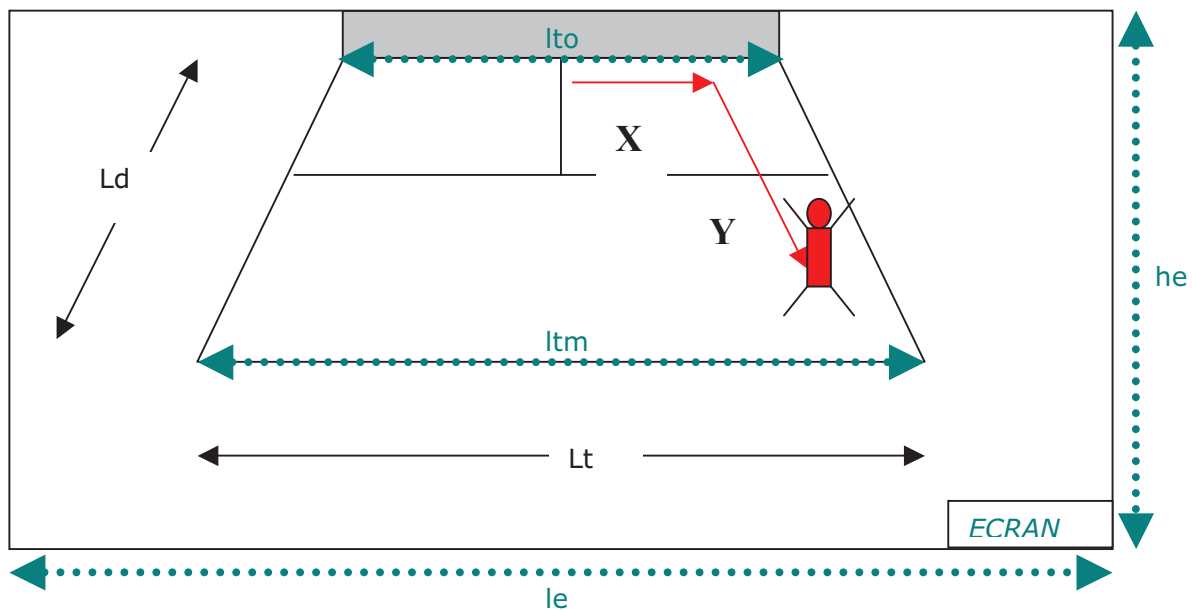
$$\text{D'après (1), (2), (4) } Y = L - (Hc - Ht)/\tan [\beta' + \alpha - \Omega/2]$$

Soit au final

$$\boxed{Y = L - (Hc - Ht)/\tan [\Omega/2 - \tan^{-1} [\tan (\Omega/2) \times (2y - he)/(he)] + \alpha - \Omega/2]} \quad (5)$$



## 2- Calcul $X = g(x, y)$



$$\begin{aligned} \text{Pour } Y = L_d, \quad & (x - le/2)/l_{tm} = X / L_a \\ \text{Pour } Y = 0, \quad & (x - le/2)/l_{to} = X / L_a \end{aligned}$$

Il varie linéairement de  $l_{to}$  (pour  $Y=0$ ) à  $l_{tm}$  (pour  $Y=L_d$ ), on peut donc définir une fonction linéaire  $l_t(Y)$  telle que :

$$X = (L_a / l_t(Y)) * (x - le/2) \quad (6)$$

$l_t(Y)$  sera de type :

$$\begin{aligned} l_t(Y) = A \times Y + B & \quad \text{avec} \quad l_{to} = B \\ & \quad \text{et} \quad l_{tm} = A \times L_d + B \\ & \quad \text{donc} \quad A = (l_{tm} - l_{to}) / L_d \end{aligned}$$

et au final

$$l_t(Y) = Y \times ((l_{tm} - l_{to}) / (L_d)) + l_{to} \quad (7)$$

$$\text{D'après (6), (7)} \quad \boxed{X = L_a * (x - le/2) / [ Y * (l_{tm} - l_{to}) / (L_d) + l_{to} ]} \quad (8)$$

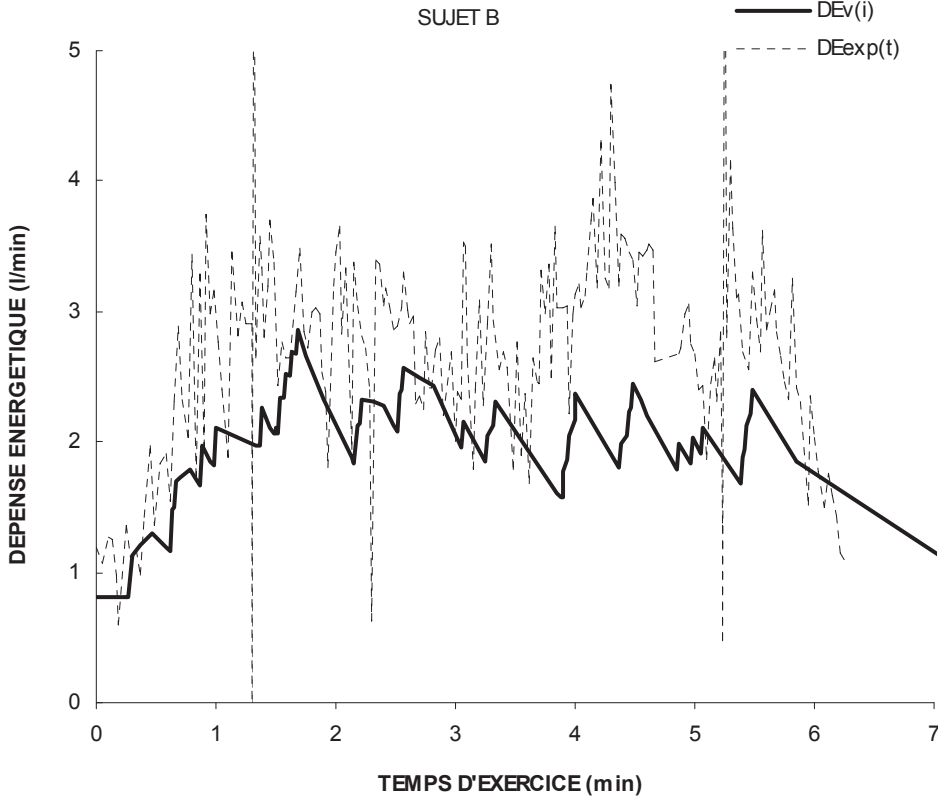
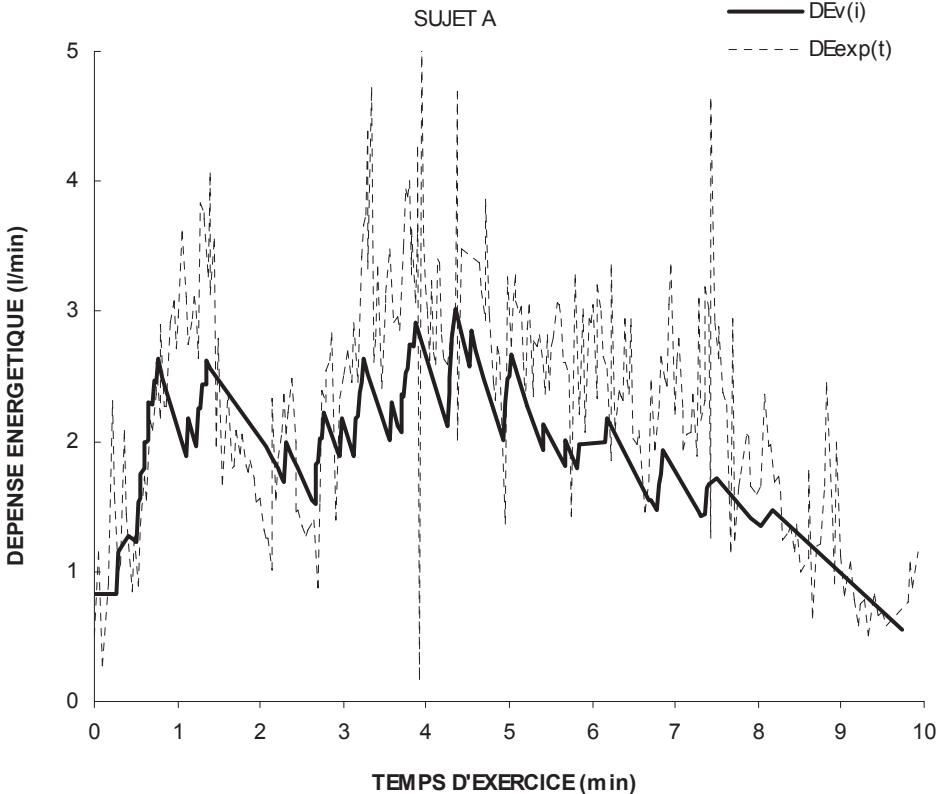
## **ANNEXE 2a**

---

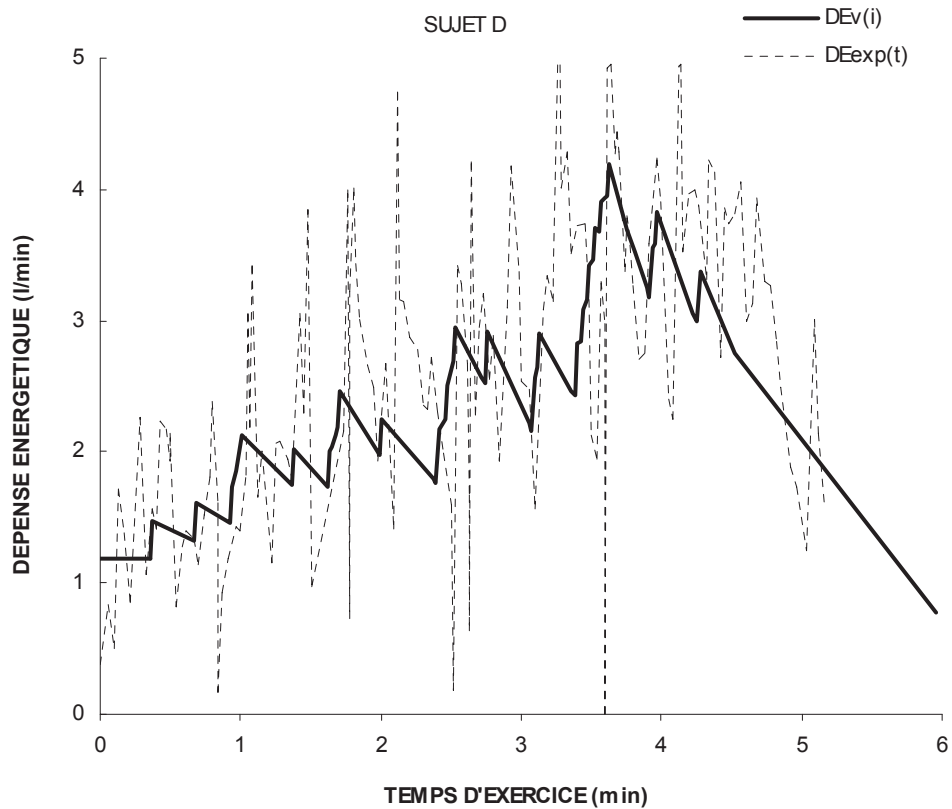
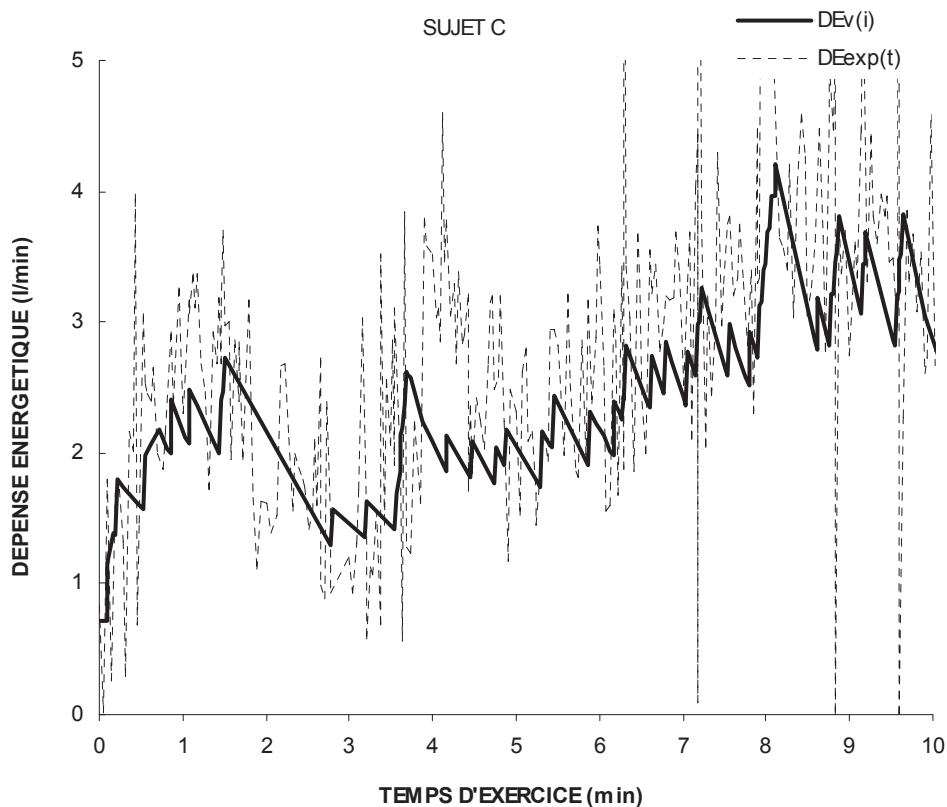
***DE aérobie prédite  $DEv(i)$  vs.  
DE mesurée  $DEmes(i)$   
lors des deux jeux avec le K4b<sup>2</sup>***

---

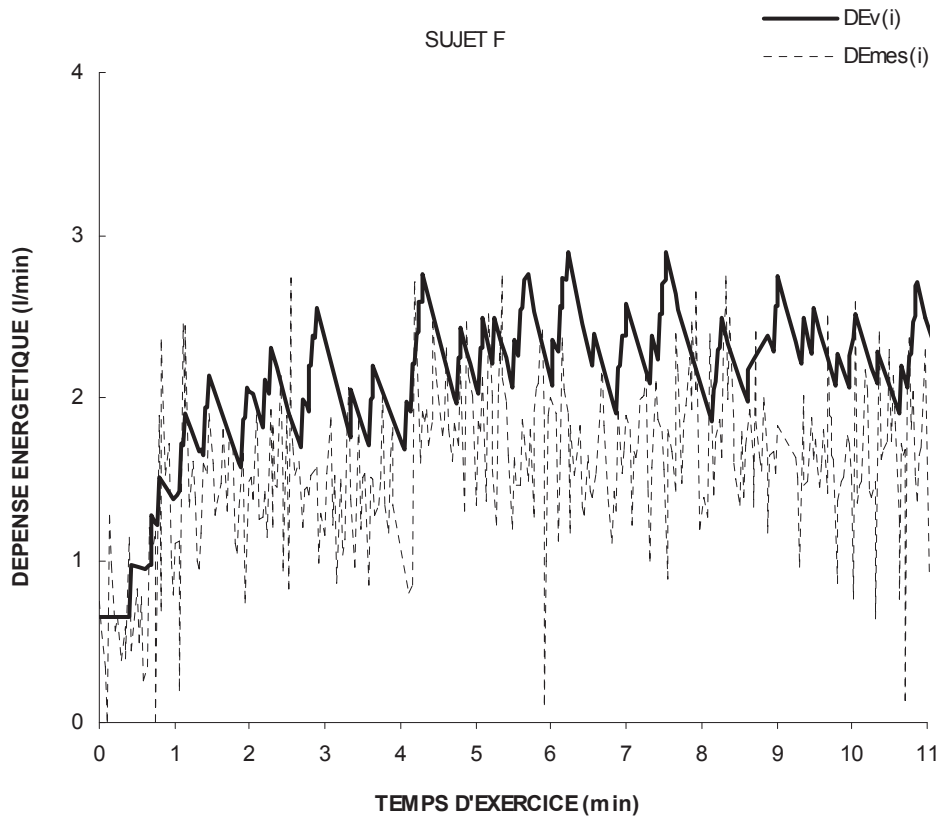
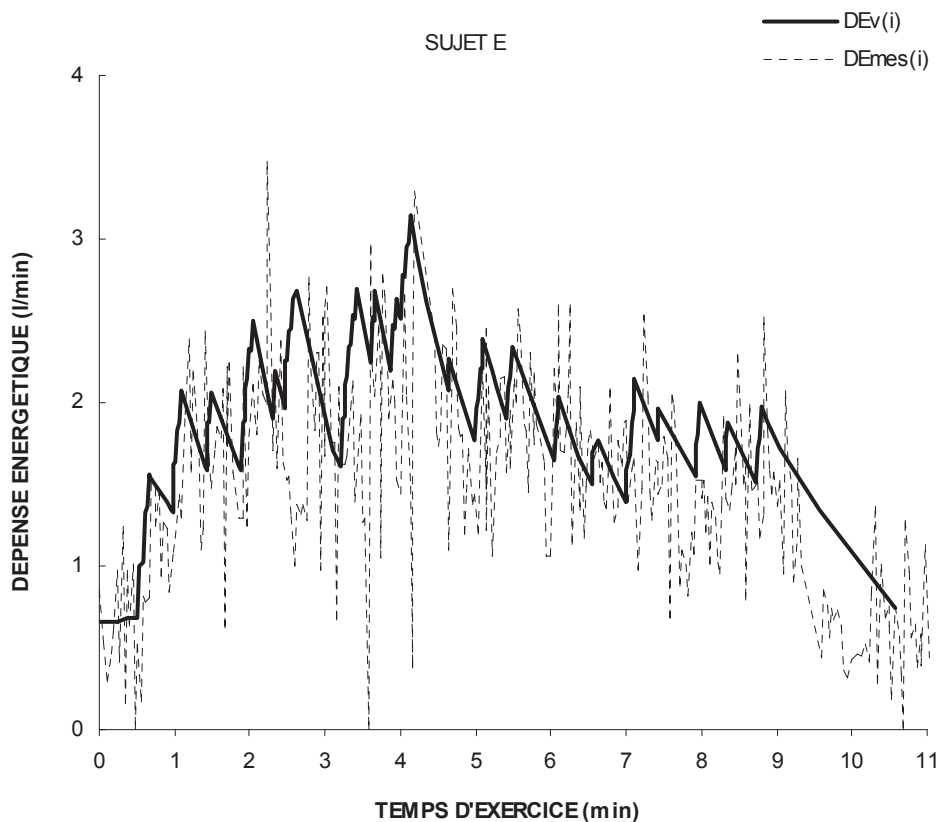
ANNEXE 2a : DE aérobie DEv(i) du modèle et DE mesurée DEmes(i) avec le K4b2 lors des 2 jeux



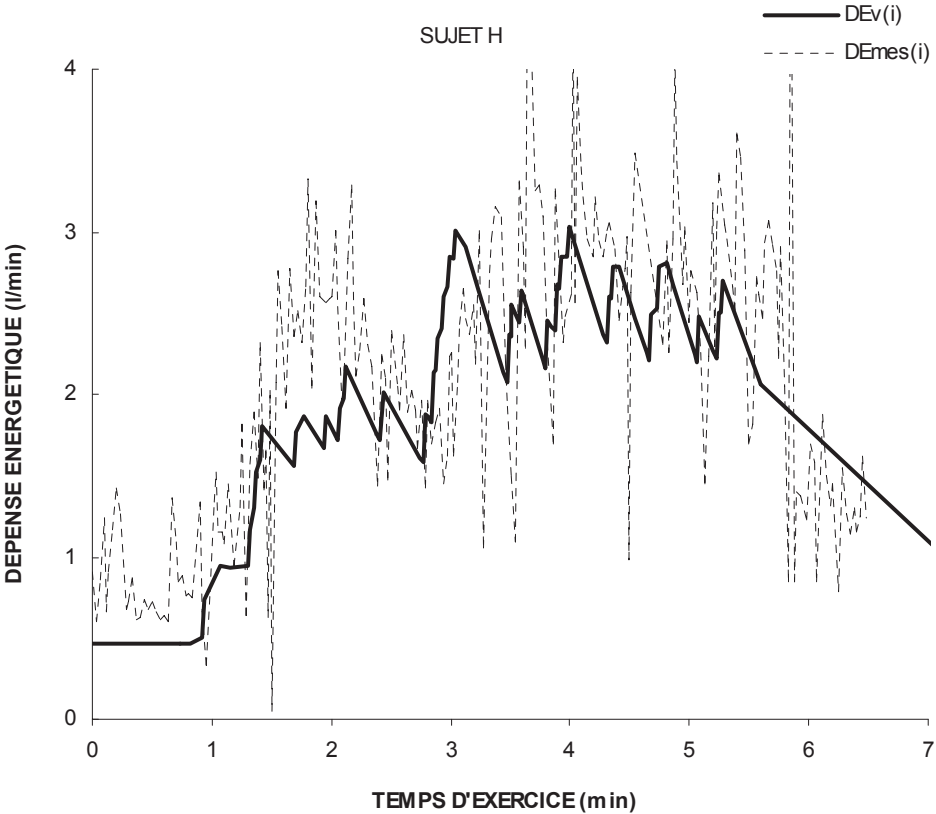
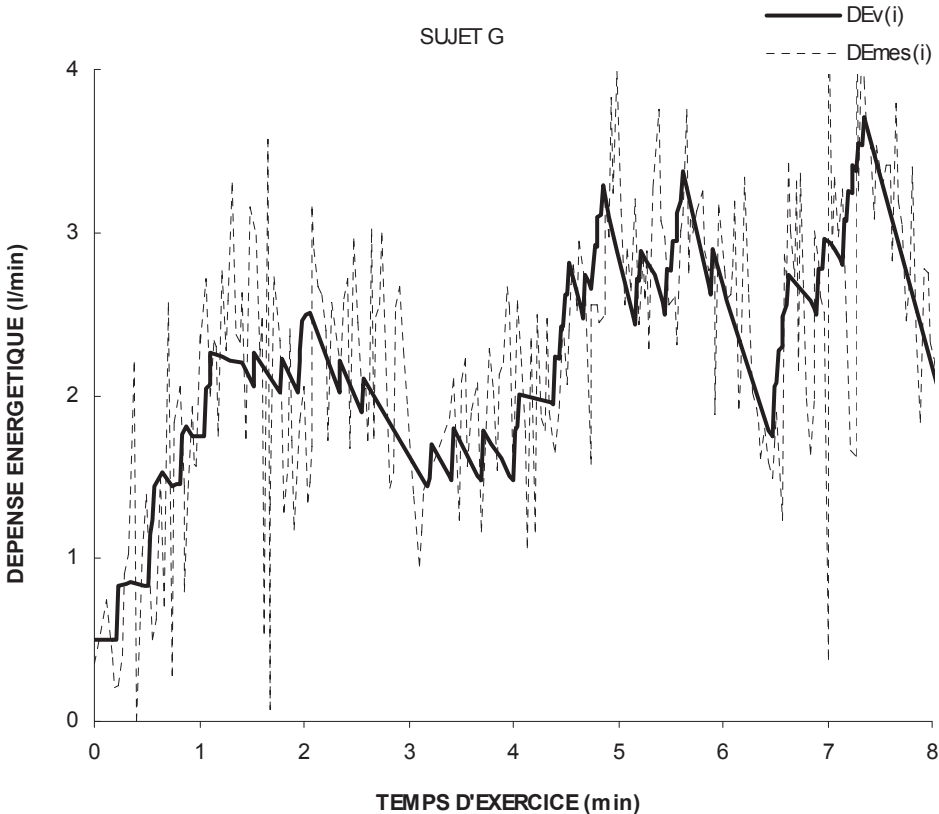
ANNEXE 2a : DE aérobie  $DEv(i)$  du modèle et DE mesurée  $DEmes(i)$  avec le K4b2 lors des 2 jeux



ANNEXE 2a : DE aérobic  $DEv(i)$  du modèle et DE mesurée  $DEmes(i)$  avec le K4b2 lors des 2 jeux



ANNEXE 2a : DE aérobie DEv(i) du modèle et DE mesurée DEmes(i) avec le K4b2 lors des 2 jeux



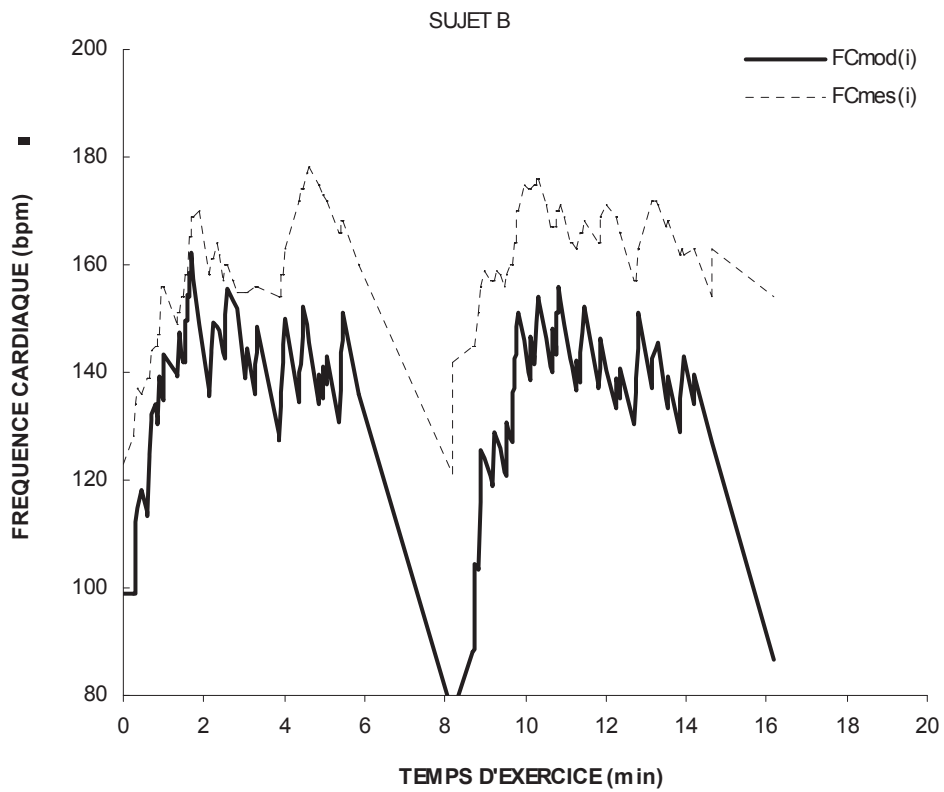
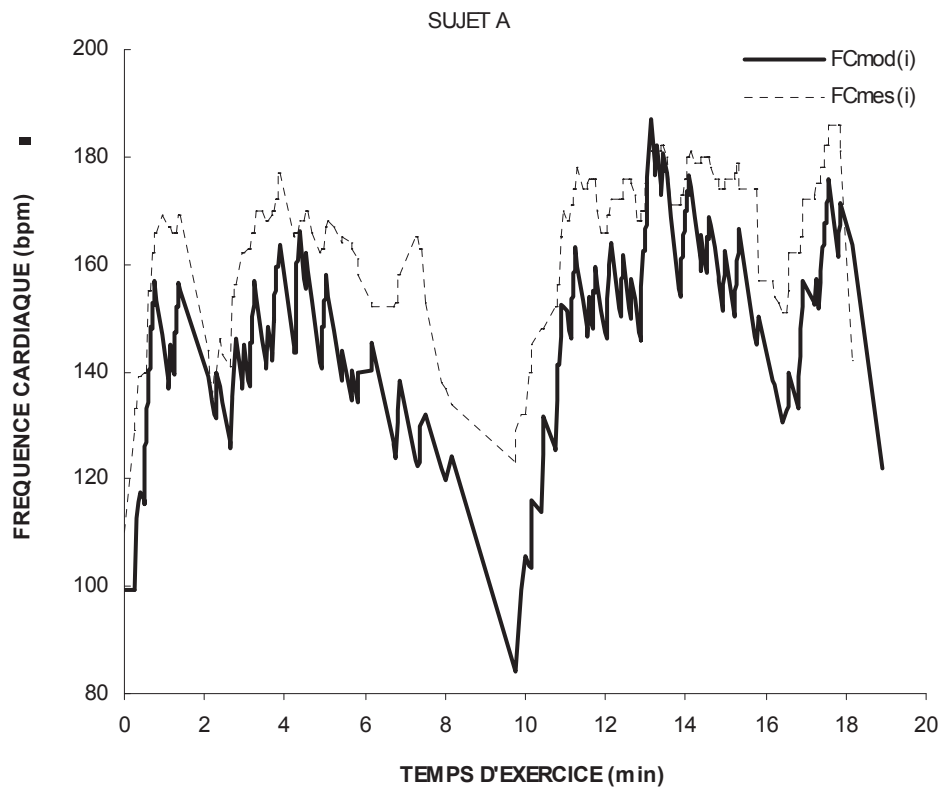
## **ANNEXE 2b**

---

***FC prédite  $FCv(i)$  vs.  
FC mesurée  $FCmes(i)$   
lors des matchs de tennis***

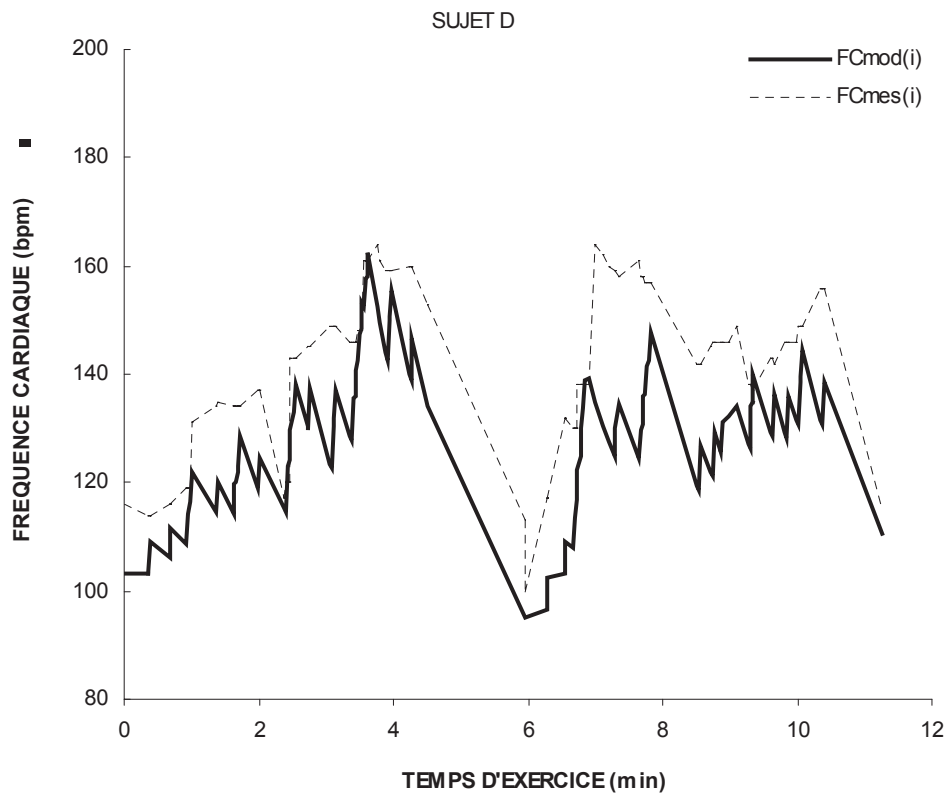
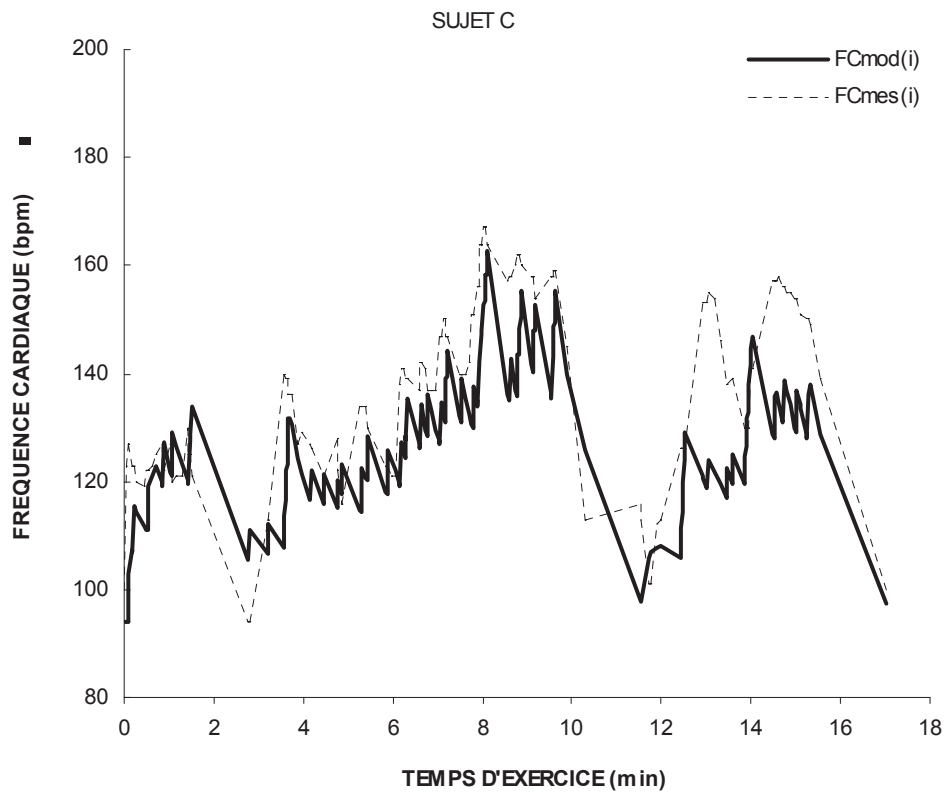
---

ANNEXE 2c : FC du modèle FCv(i) et FC mesurée FCmes(i) avec le cardiofréquencemètre au cours des matchs

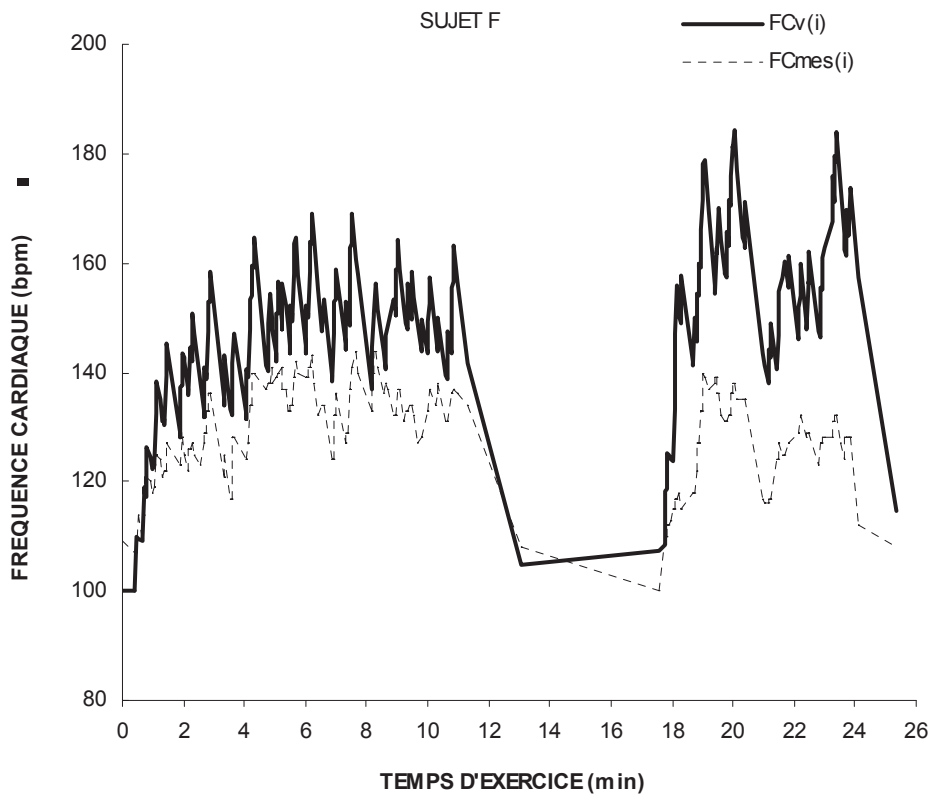
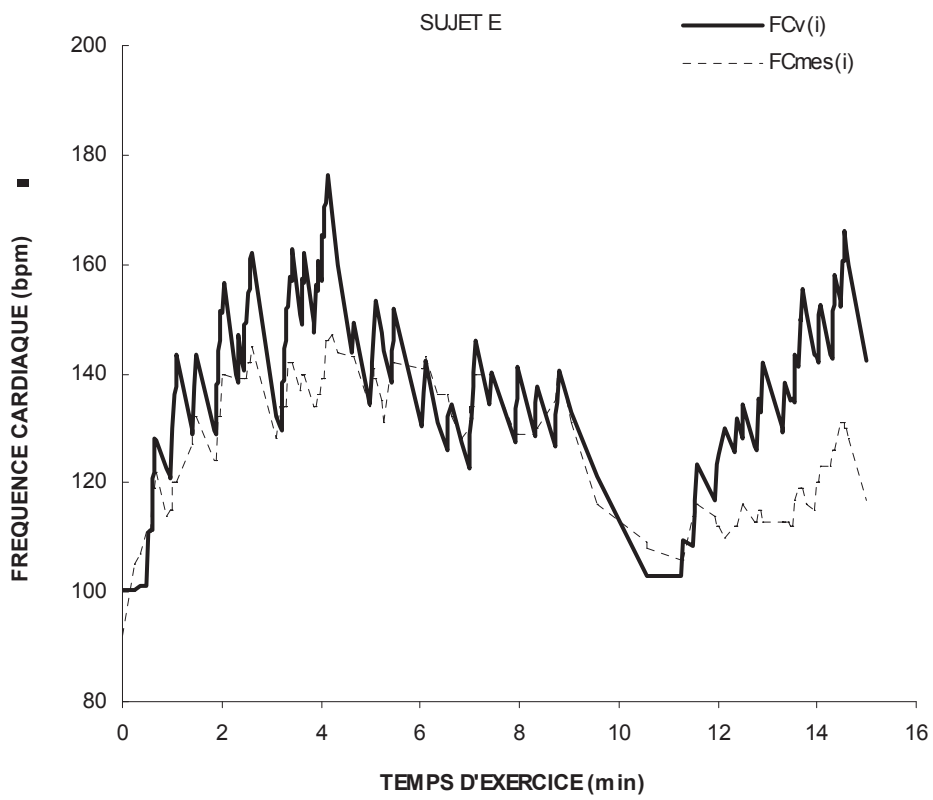




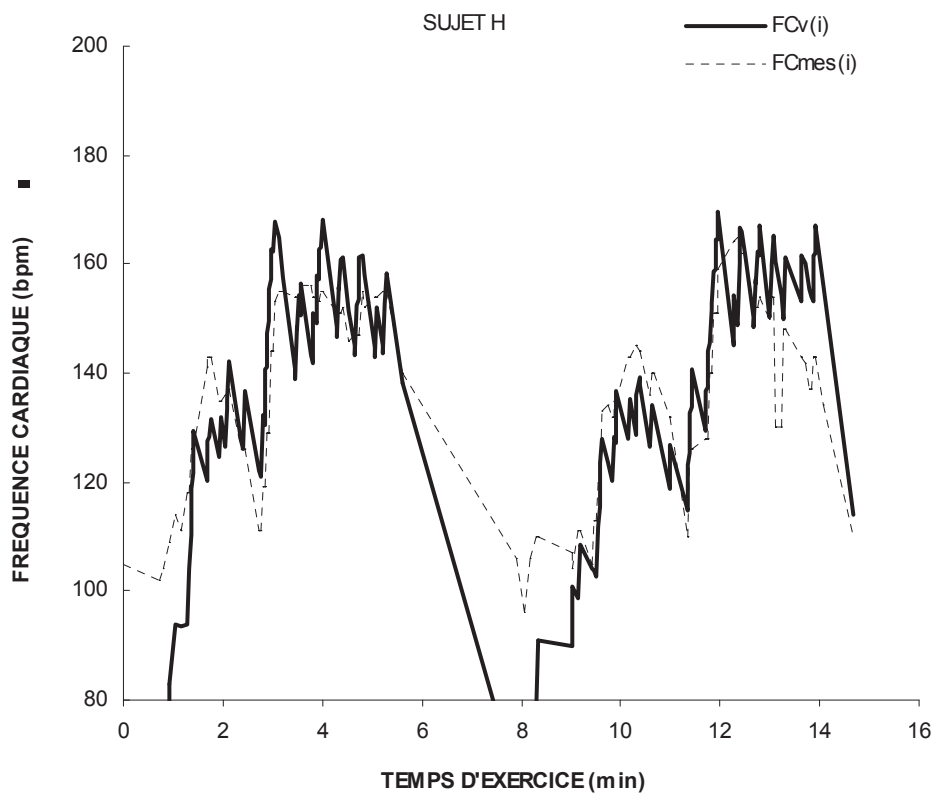
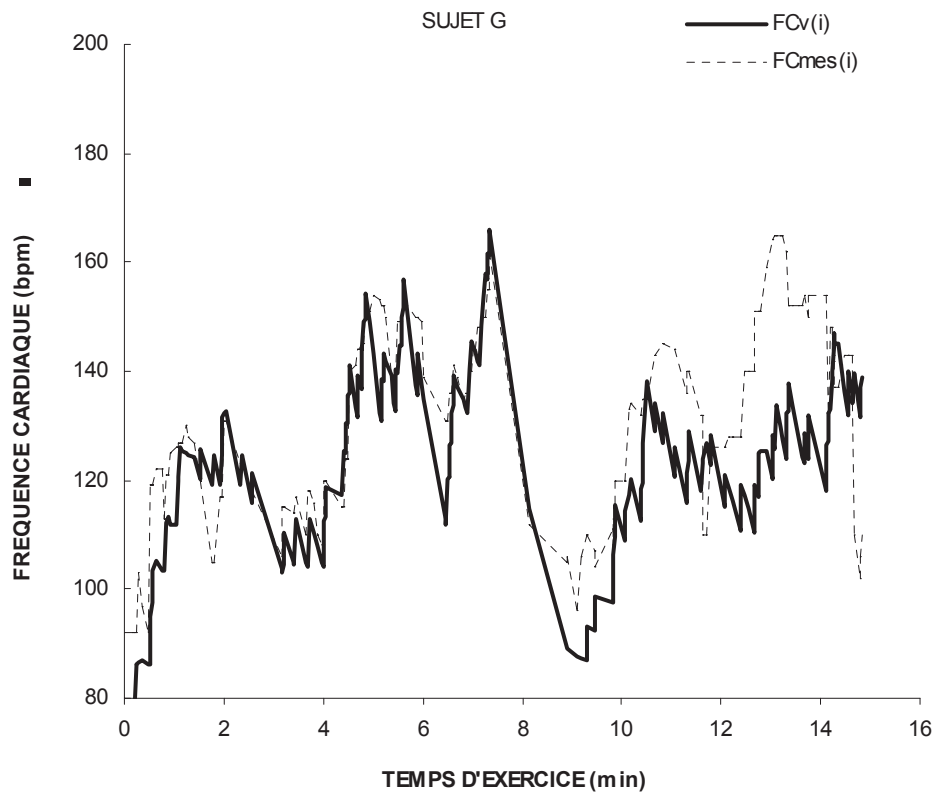
ANNEXE 2c : FC du modèle FCv(i) et FC mesurée FCmes(i) avec le cardiofréquencemètre au cours des matchs



ANNEXE 2c : FC du modèle FCv(i) et FC mesurée FCmes(i) avec le cardiofréquencemètre au cours des matchs



ANNEXE 2c : FC du modèle FCv(i) et FC mesurée FCmes(i) avec le cardiofréquencemètre au cours des matchs



## **ANNEXE 3**

---

### **Liste des publications scientifiques associées à ce travail de thèse**

---

## ARTICLES ORIGINAUX

---

**Annexe a :** Botton F, Hautier C, Eclache JP (2011). Energy expenditure during tennis play: preliminary video analysis and metabolic model approach.

**Journal of Strength and Conditioning Research, 25 : 3022 - 3028**

**Annexe b :** Botton F, Hautier C, Eclache JP (2011). A simple Method for assessing the energy cost of tennis strokes during incremental field tests.

**Medicine and Science in Tennis, 16 : 12-17.**

**Annexe c :** Botton F, Hautier C, Eclache JP (2011). Prediction of recovery oxygen consumption after constant power load exercises achieved on bicycle ergometer.

**Science et Motricité. Sous presse**

Botton F, Hautier C, Eclache JP (2009). Méthode de détermination des dépenses énergétiques aérobie et anaérobie du tennis à partir de l'utilisation des fonctions d'astreinte et du modèle mathématique bioénergétique Astrabio ; le tennis dans la société de demain.

**In : AFRAPS Ed. Montpellier 2009 ; 283-291 ; 480p.**

**Annexe d :** Botton F, Eclache JP (2007). Dépenses aérobie et anaérobie des activités fondamentales du tennis à partir de la vidéo et d'étalonnages individuels terrain/laboratoire – Application d'une méthode originale.

**Science et Sports 1:20-27**

## ARTICLES EN EXPERTISE

---

**Annexe e :** Botton F, Hautier C, Eclache JP. Effect of Wearing the Cosmed K4b<sup>2</sup> Metabolic System on heart rate, psychological constraint and performance during different sportive task.

Journal of Human Kinetics

## COMMUNICATIONS ORALES

---

Botton F, Hautier C, Eclache JP. Modélisation de la dépense énergétique lors d'exercice fractionné - Application au tennis. *16<sup>ème</sup> Journée Scientifique de l'EDISS - Lyon, 2011.*

Botton F, Hautier C, Eclache JP. Modélisation de l'EPOC (Excess Post-Exercise Oxygen Consumption) après un exercice de puissance constante réalisé sur ergocycle. *13<sup>ème</sup> Congrès International de l'ACAPS - Lyon, 2009.*

Botton F, Eclache JP. Mesure des dépenses énergétiques aérobie et anaérobie du tennis à partir de l'analyse vidéo. *Colloque international « Le tennis dans la société de demain » - Dijon, 2008.*

Botton F, Eclache JP. Application d'une méthode originale à la détermination des dépenses énergétiques aérobie et anaérobie d'une activité à partir d'un enregistrement vidéo. *Congrès RFIS - Valenciennes, 2005.*

Eclache JP, Botton F. An original method to measure aerobic and anaerobic energy expenditure of in the field activities with one high-fixed camera. *Congrès SFMS-Rennes, 2004.*

Eclache JP, Forest M, Eclache S, Botton F. Application à la natation de la méthodologie originale des protocoles croissants à une variable alternée pour mettre en évidence les effets des équipements et des options technico-tactiques sur les performances et l'efficacité énergétique. *3eme journée Natation - Lille, 2003.*

## COMMUNICATIONS AFFICHÉES

---

Botton F, Eclache S, Forest M, Eclache JP. Application de l'Entraînement Scientifique Individuel du fichier électronique Apteval à la préparation des records des 50-100m brasse master C5. *Congrès SFMS - Angers, 2002.*

Botton F, Eclache JP. Anaerobic energy expenditure of in the field rectangular exercices estimated by a mathematical model. *Congrès FEPS (Federation of European Physiological Societies) - Nice, 2003.*

---

## ANNEXE 3a

---

Botton F, Hautier C, Eclache JP. Energy expenditure during tennis play: a preliminary video analysis and metabolic model approach.

---

**Journal of Strength and Conditioning Research**

# ENERGY EXPENDITURE DURING TENNIS PLAY: A PRELIMINARY VIDEO ANALYSIS AND METABOLIC MODEL APPROACH

FLORENT BOTTON,<sup>1,2</sup> CHRISTOPHE HAUTIER,<sup>2</sup> AND JEAN-PAUL ECLACHE<sup>1</sup>

<sup>1</sup>ASTB (Sport-Occupational Activities-Biology-Association), Performance Laboratory, Lyon-Chassieu, France; and

<sup>2</sup>CRIS (Center for Research and Innovation in Sport), Lyon University, Lyon University, Lyon, France

## ABSTRACT

Botton, F, Hautier, C, and Eclache, J-P. Energy expenditure during tennis play: A preliminary video analysis and metabolic model approach. *J Strength Cond Res* 25(11): 3022–3028, 2011—The aim of this study was to estimate, using video analysis, what proportion of the total energy expenditure during a tennis match is accounted for by aerobic and anaerobic metabolism, respectively. The method proposed involved estimating the metabolic power (MP) of 5 activities, which are inherent to tennis: walking, running, hitting the ball, serving, and sitting down to rest. The energy expenditure concerned was calculated by sequencing the activity by video analysis. A bioenergetic model calculated the aerobic energy expenditure ( $EEO_{2mod}$ ) in terms of MP, and the anaerobic energy expenditure was calculated by subtracting this ( $MP - EEO_{2mod}$ ). Eight tennis players took part in the experiment as subjects (mean  $\pm$  SD: age  $25.2 \pm 1.9$  years, weight  $79.3 \pm 10.8$  kg,  $\dot{V}O_{2max}$   $54.4 \pm 5.1$  ml·kg<sup>-1</sup>·min<sup>-1</sup>). The players started off by participating in 2 games while wearing the K4b<sup>2</sup>, with their activity profile measured by the video analysis system, and then by playing a set without equipment but with video analysis. There was no significant difference between calculated and measured oxygen consumptions over the 16 games ( $p = 0.763$ ), and these data were strongly related ( $r = 0.93$ ,  $p < 0.0001$ ). The  $EEO_{2mod}$  was quite weak over all the games ( $49.4 \pm 4.8\%$   $\dot{V}O_{2max}$ ), whereas the MP during points was up to 2 or 3 times the  $\dot{V}O_{2max}$ . Anaerobic metabolism reached 32% of the total energy expenditure across all the games 67% for points and 95% for hitting the ball. This method provided a good estimation of aerobic energy expenditure and made it possible to calculate the anaerobic energy expenditure.

This could make it possible to estimate the metabolic intensity of training sessions and matches using video analysis.

**KEY WORDS** aerobic, anaerobic, tennis match, tennis strokes, metabolic power, oxygen consumption, performance analysis

## INTRODUCTION

Tennis is a complex activity involving both anaerobic and aerobic metabolism (9,11,16). As a consequence, it is difficult to evaluate the physiological demands during matches. On average, the physiological responses to tennis matches have been reported to be rather modest, with the average exercise intensity generally being <60–70% of the  $\dot{V}O_{2max}$  (9,11,16). Owing to the intermittent nature of the game involving periods of high-intensity, mean aerobic values are not sufficient to fully understand the demands of tennis. Despite the fact that everyone is aware of the anaerobic load of modern tennis, very few studies have been conducted to evaluate these levels during matches. Blood lactate concentration is considered to be a marker of anaerobic energy expenditure and has been measured at around 1.8–2.8 mmol·L<sup>-1</sup> during a match (9), which can increase to 8 mmol·L<sup>-1</sup> during long and intense rallies (5), suggesting the increased involvement of anaerobic glycolytic processes for supplying energy. However, blood lactate is an imperfect marker of anaerobic energy expenditure because it is only a reflection of the balance between lactate production and clearance. All the methods used in previous studies are reliable enough for estimating the total energy expenditure during a tennis match, but nobody has measured or estimated the instantaneous metabolic load, and particularly during the high-intensity periods, which are so crucial in a match.

It has been demonstrated that the energy demand in soccer can be estimated through video analysis, in combination with a metabolic model (23). In previous studies, we suggested initially evaluating the oxygen consumption requirement known in this study as “metabolic power” (MP) of constitutive activities in tennis such as running and hitting the ball (2,3). This model has to be carried out and validated to be used by a sport coach to evaluate the MP

Address correspondence to Florent Botton, flobot@voila.fr.  
25(11)/3022–3028

*Journal of Strength and Conditioning Research*  
© 2011 National Strength and Conditioning Association



and energy expenditure during tennis matches or training sessions.

The first aim of this study was to put forward and to validate a method to assess the MP and energy expenditure of tennis. In this way, the amount of aerobic energy calculated during tennis games will be compared with the energy measured via a portable gas analysis device. Once validated, the model was applied to analyze additional games and calculate the aerobic and anaerobic energy expenditure during games, points, and strokes.

## METHODS

### Experimental Approach to the Problem

The method used in this study can be broken into the following 5 stages: (a) The MP involved in the main fundamental activities (FAs) in the game of tennis was estimated (strokes, services, movements) in line with the studies of Botton and Eclache (2) and Botton et al. (3). (b) Video analysis enabled us to sequence each phase of the game and to determine the activity profile during the match. This was used to calculate the MP. (c) Using a simplified model based upon the mathematical Astrabio<sup>®</sup> model, which consists of a series of mathematical equations describing the metabolism response to an input stress (8), we were able to assess the aerobic and anaerobic energy expenditure. (d) The quantity of O<sub>2</sub> consumed as estimated by the model was compared with the values obtained with the portable gas analysis system K4b<sup>2</sup> (Cosmed, Rome, Italy). (e) Once validated, the model was applied for 1 tennis set without the player wearing any equipment.

### Subjects

Eight competitive healthy and regionally ranked male tennis players agreed to participate as subjects in the experiment (mean  $\pm$  SD: age 25.2  $\pm$  1.9 years, weight 79.3  $\pm$  10.8 kg,  $\dot{V}O_{2max}$  54.4  $\pm$  5.1 ml·kg<sup>-1</sup>·min<sup>-1</sup>). All subjects in the study gave informed consent. All the players were involved in regular tennis competitions, and all of them have a similar level (international ranking 3). The mean training background of the players was 11.0  $\pm$  4.3 years, which focused on tennis-specific training and aerobic and anaerobic training. All the participants were right-handed tennis players. They were briefed about the experimental conditions and the risks associated with the experiment. The Institutional Review Board for Human Investigation approved all the experimental procedures.

$\dot{V}O_{2max}$  was determined directly during an incremental test on an ergocycle (Monark 824 E, Stockholm, Sweden) at 80 rpm with an increase of 20 W·min<sup>-1</sup> to reach exhaustion in <17 minutes (2,3). The ergocycle protocol was chosen to permit a medical examination of arterial pressure and electrocardiogram. Gas samples were analyzed in real time by the Mariane<sup>®</sup> system previously described (TBM, Chassieu, France) (2): Ventilated air volume was measured breath by breath by integration of air flow measured through

a turbine, and the expired air composition was analyzed for O<sub>2</sub> concentration (zirconium analyzer) and CO<sub>2</sub> concentration (infrared analyzer). Maximal oxygen consumption was determined when the subjects reached the oxygen uptake plateau ("leveling off" criterion).

All the experimental sessions were conducted in the morning during summer. The players were advised to have no strength or endurance training at least 48 hours before the test and to take a carbohydrate-rich meal 2 hours before testing. Hydration level was not checked, but we instructed the players to avoid any risk of dehydration.

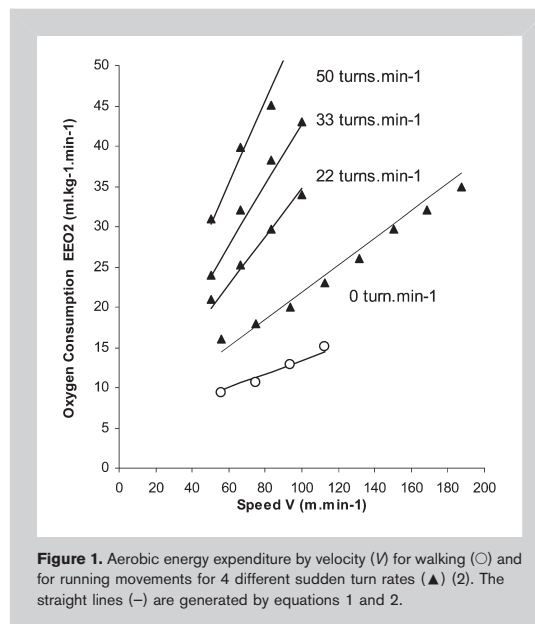
### Procedures

*Step 1: Determine the Metabolic Power of the Fundamental Activities of Tennis.* The tennis game was broken down into 5 FAs (2): walking, running movements, sitting on a chair to rest, hitting the ball (forehand and backhand), and serving. For each FA, through calibration, it was possible to assess the MP as expressed in liters of O<sub>2</sub> equivalents per minute.

Walking: Relative oxygen consumption (milliliters per kilogram per minute) while walking was measured by means of an incremental protocol on the court. The subjects started at 3.5 km·h<sup>-1</sup> (56.2 m·min<sup>-1</sup>), and the speed increased by 0.5 km·h<sup>-1</sup> every 105 seconds until a speed of 7.0 km·h<sup>-1</sup> (112.5 m·min<sup>-1</sup>) (Figure 1).

The linear relationship obtained between oxygen consumption and walking velocity (Figure 1) allowed us to calculate the following equation:

$$MP = (EEO_{2p} + CE \times V) \times \text{mass} / 1,000. \quad (1)$$



**Figure 1.** Aerobic energy expenditure by velocity ( $V$ ) for walking ( $\circ$ ) and for running movements for 4 different sudden turn rates ( $\blacktriangle$ ) (2). The straight lines (—) are generated by equations 1 and 2.

The  $EEO_{2p}$  Y-intercept was the postural consumption of oxygen equal to  $5.0 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ , and the slope of the relationship CE was the energy cost of walking estimated at  $0.084 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ , the subject mass was expressed in kilograms, and  $V$  was the walking velocity (meters per minute).

Running: Relative oxygen consumption of running was measured during an incremental protocol of linear movement, with an initial phase of  $3.5 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  ( $56.2 \text{ m}\cdot\text{min}^{-1}$ ) and an increase in velocity of  $1.0 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  every 105 seconds until a velocity of  $11.5 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  ( $187.5 \text{ m}\cdot\text{min}^{-1}$ ). Additionally, the energy expenditure during shuttle running (linear movement) was assessed for 3 rates of sudden turns (22, 33, and 50 turns per minute) and 4 running speeds (3, 4, 5, and  $6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ) (Figure 1): the level duration was fixed at 2 minutes for each running speed and for a given turn rate resulting in an 8-minute experiment for each turn rate. The distances between the 2 markers increased at each level to increase the speed without changing the level duration (2).

The MP was obtained from the following equation:

$$MP = (EEO_{2p} + CE \times V \times [1 + p \times \omega^q]) \times \text{mass} / 1,000. \quad (2)$$

The  $EEO_{2p}$  Y-intercept equals  $5.0 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ , the CE of the run equals  $0.169 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ ,  $\omega$  is the sudden turn rate (turns per minute),  $V$  is the speed (meters per minute), the subject's mass in kilograms and the  $p$  and  $q$  coefficients equal 0.019 and 1.193, respectively.

Resting: Oxygen consumption over the periods spent sitting down and resting was measured for 10 minutes.

$$MP = EEO_{2p} \times \text{mass} / 1,000. \quad (3)$$

The  $EEO_{2p}$  is equal to  $3.67 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ , and the mass is expressed in kilograms.

Hitting the ball: In line with the study of Botton et al. (3), the  $EEO_2$  for hitting the ball was measured on the court during the incremental protocols for the forehand and the service: the rate of racket strokes ( $\omega$ ) increased from 4 to 18 strokes per minute for the forehand and from 4 to 12 strokes per minute for the service. An experienced professional coach was instructed to throw up the tennis ball at a constant speed in the same direction to allow the player to realize the forehand stroke without displacement. The oxygen consumption values yielded by the K4b<sup>2</sup> were then averaged out for the final 30 seconds of each 2-minute phase.

These stroke frequencies were chosen to obtain linear relationships between oxygen consumption and the stroke frequency ( $\omega$ ) (strokes per minute). The maximal rate of the racket strokes was determined to limit the intensity under the anaerobic threshold estimated during the preliminary laboratory test (Figure 2). These relationships were described by straight lines where the slope yielded the energy cost of the stroke (CE) (milliliters per kilogram per stroke):

$$EEO_2 = EEO_{2p} + CE \times \omega. \quad (4)$$

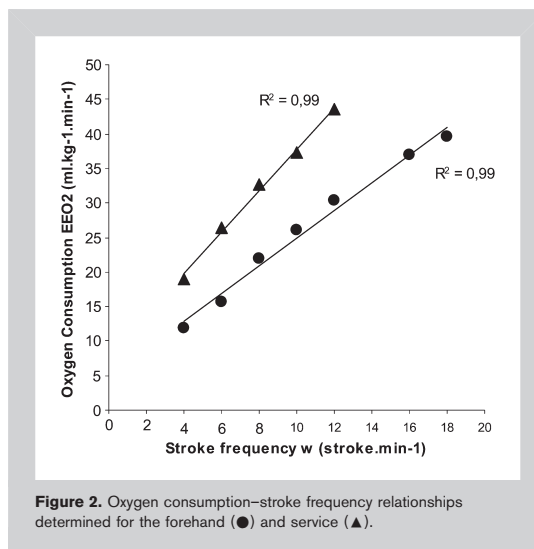


Figure 2. Oxygen consumption–stroke frequency relationships determined for the forehand (●) and service (▲).

The  $EEO_{2p}$  Y-intercept is the postural oxygen consumption, which equals 4.8 and  $7.8 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$  for the strokes and services.

The MP of the strokes was obtained from the following equation:

$$MP = (EEO_{2p} + CE/dt) \times \text{mass} / 1,000. \quad (5)$$

The CE is the energy cost of the stroke (milliliters per kilogram per stroke), and  $dt$  is the stroke duration (minutes).

The CE of forehand strokes and services equaled  $2.1 \pm 0.5$  and  $3.0 \pm 0.1 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{per stroke}$ , respectively (3). The duration of strokes and services were estimated, respectively, at  $0.88 \pm 0.10$  and  $1.22 \pm 0.05$  seconds for strokes and services (2).

Step 2: Video Analysis and Sequencing of Games. During games, movements and strokes were recorded by a Canon MVI 850i digital camcorder with a Canon A28 wide-angle lens positioned off the court, 6 m behind the baseline and at a height of 5.55 m. This allowed the half of the court nearest the camera to be filmed. The video analysis followed the belt of the player with the Kinovea® software and calculated the  $x$  and  $y$  coordinates in pixels (px) on the computer screen. We created a geometric  $X$  (meters) and  $Y$  (meters) projection on the map of the playing area to calculate the subjects' displacements.

The tracking method was calibrated using 86 points whose location was known to within 1 cm, covering the full length of the  $OX$  (parallel to the net) and the  $OY$  axes (going back from the net). The correlation coefficient between the  $X$  and  $Y$  positions calculated and the real position came to 0.99 ( $p < 0.0001$ ); the mean prediction error stood at  $0.25 \pm 0.25$  and  $0.23 \pm 0.16 \text{ m}$ , respectively, along the  $OX$  and  $OY$  axes.

By analyzing movements and detecting racket strokes, it was possible to break the tennis match down into 5 FAs, to establish the duration and velocity of displacements and to estimate the MP.

*Step 3: Calculation of the Proportion of Aerobic and Anaerobic Metabolism in Supplying Energy.* The oxygen consumption (EEO<sub>2</sub>mod) (liters per minute) was calculated for each FA using a monoexponential model:

$$EEO_2 \text{ mod}(i) = EEO_2 \text{ mod}(i-1) + \left(1 - (MP(i) - EEO_2 \text{ mod}(i-1)) \times e^{-dt(i)/\tau}\right). \quad (6)$$

If  $EEO_2 \text{ mod}(i) \geq \dot{V}O_{2\text{max}}$ , then  $EEO_2(i) = \dot{V}O_{2\text{max}}$ .

$EEO_2 \text{ mod}(i-1)$  is the initial value of  $EEO_2 \text{ mod}$  at the start of the FA( $i$ ),  $dt(i)$  is the duration of the FA( $i$ ), and  $\tau$  is the time constant of the aerobic metabolism.

During the on-transient EEO<sub>2</sub> kinetic ( $i$ ) ( $MP(i) > EEO_2 \text{ mod}(i-1)$ ),  $\tau$  was a mean value set at 0.70 minutes (14,25).

During the off-transient EEO<sub>2</sub> kinetic ( $i$ ) ( $MP(i) < EEO_2 \text{ mod}(i-1)$ ),  $\tau$  equaled 1.00 minute. The value was determined by calculating the mean response time (MRT) for a triexponential model (17) applied for the off-transient phase after a supratriansitional running exercise (25).

The amount of EO<sub>2</sub>mod( $i$ ) aerobic energy calculated at the end of the FA( $i$ ) with a duration of  $dt(i)$  was the integral of  $EEO_2 \text{ mod}(i)$  for  $dt(i)$ :

$$EO_2 \text{ mod}(i) = MP(i) \times dt(i) - \tau \times (MP(i) - EEO_2 \text{ mod}(i-1)) \times \left(1 - e^{-dt(i)/\tau}\right). \quad (7)$$

The anaerobic energy expenditure (EAnmod) was the difference between  $MP(i)$  and  $EEO_2 \text{ mod}(i)$ . The total quantity of the anaerobic energy (Eanmod) at the end of an FA( $i$ ) corresponded to the calculated oxygen deficit, in accordance with the method proposed by Medbo et al. (19).

$$Ean \text{ mod}(i) = MP(i) \times dt(i) - EO_2 \text{ mod}(i). \quad (8)$$

The total energy expenditure (EEtot) (equivalent liters per minute) calculated across different time ranges was the ratio between the total amount of energy (EO<sub>2</sub>mod + Eanmod) and the duration of the range of time considered.

*Step 4: Comparison of the Modeled Consumption of Oxygen and the Consumption of Oxygen as Measured by the K4b<sup>2</sup>.* The experiment took place on a resin-covered tennis court (e.g., category 3 court surface, asphalt court). After a standardized 15-minute warm-up involving 10 minutes of low-intensity forward, sideways, and backwards running, acceleration runs, and 5 minutes of ground strokes, the 8 subjects participating in the study played 2 games while wearing the K4b<sup>2</sup>, with their activity profile being measured by the video analysis system.

The MP for each FA was calculated as described earlier: EEO<sub>2</sub>mod and EO<sub>2</sub>mod were evaluated based upon the simplified bioenergetic model (8). The modeled quantities of O<sub>2</sub> (EO<sub>2</sub>mod) were compared with those measured under experimental conditions (EO<sub>2</sub>mes) with the K4b<sup>2</sup> used for each game. In accordance with manufacturer's guidelines, the K4b<sup>2</sup> was warmed up for 40 minutes before calibration. Calibration involved 10 pumps of a 3-L syringe into the Cosmed turbine, a room air calibration (20.93% O<sub>2</sub> and 0.03% CO<sub>2</sub>) and a calibration with a standard gas mixture of O<sub>2</sub> (15.6%) and CO<sub>2</sub> (5.66%) for the analyzers.

*Step 5: Estimation of the Respective Proportion of Aerobic and Anaerobic Metabolism during Games, Points, and Strokes.* The players performed a 1-set training match without wearing any equipment. Video analysis was applied to determine the activity profile, and the simplified model was used to calculate averaged and instantaneous aerobic and anaerobic energy expenditure.

#### Statistical Analyses

A Student test for matching data was used to compare the quantity of O<sub>2</sub> consumed as estimated by the model (EO<sub>2</sub>mod) with the values obtained with the K4b<sup>2</sup> portable analysis system (EO<sub>2</sub>mes) across all 16 games (StatGraphics Centurion XVI). Correlation coefficient ( $r$ ) between the EO<sub>2</sub>mod and EO<sub>2</sub>mes and the standard estimate error ( $SEE$ ) for the 16 games played by the 8 players were calculated. The  $SEE$  was calculated according to the following formula:

$$SEE = \sqrt{\frac{\sum(\text{Prediction} - \text{Measurement})^2}{(N - 1)}}.$$

The significance level was set at  $p \leq 0.05$ .

## RESULTS

### Validity

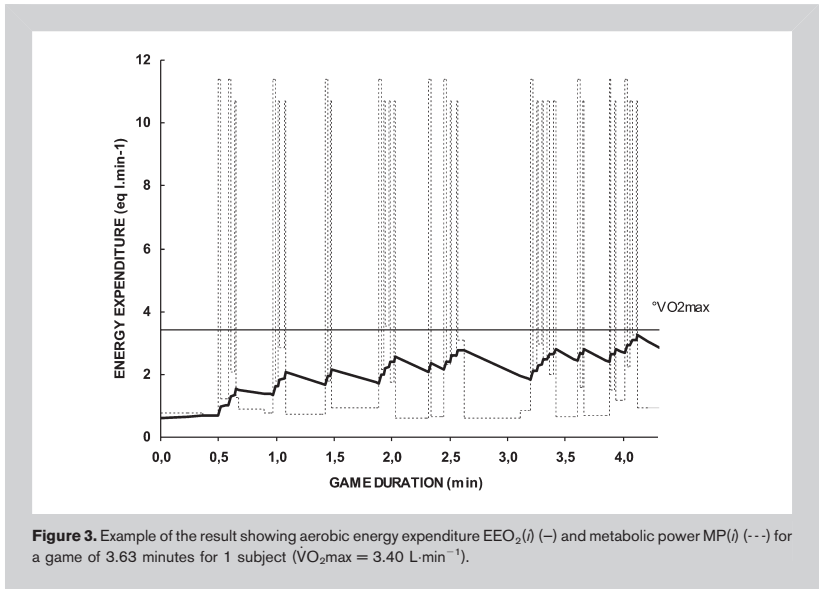
The mean duration of the 16 games played with the K4b<sup>2</sup> was  $3.1 \pm 1.3$  minutes. There was no significant difference between EO<sub>2</sub>mod and EO<sub>2</sub>mes for the 16 games analyzed ( $p = 0.763$ ). The correlation coefficient between EO<sub>2</sub>mod and EO<sub>2</sub>mes reached 0.93 ( $p < 0.0001$ ), and  $SEE$  stood at  $0.018 \text{ L} \cdot \text{kg}^{-1}$ .

The mean calculated for the EEO<sub>2</sub>mod for the 16 games was  $51.7 \pm 10.5\% \dot{V}O_{2\text{max}}$  and for EEO<sub>2</sub>mes, it was  $52.0 \pm 9.1\% \dot{V}O_{2\text{max}}$ .

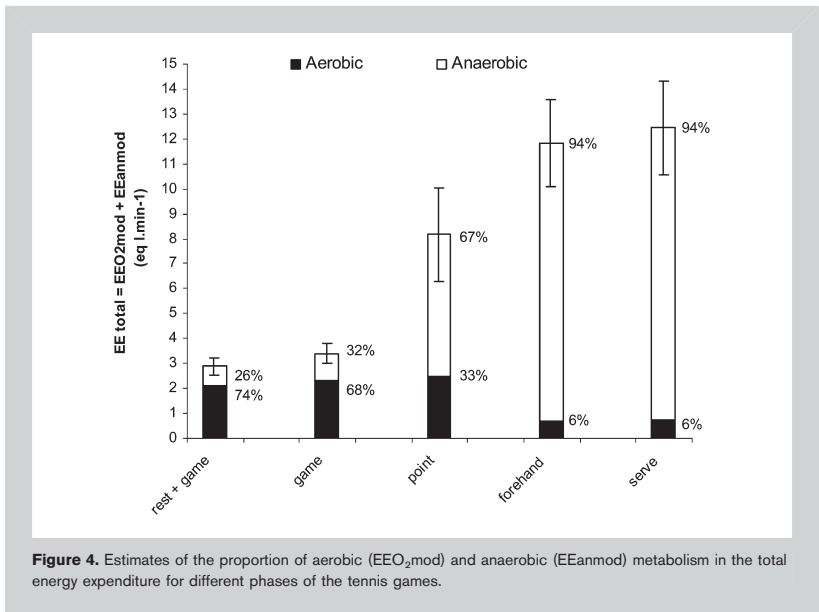
### Proportion of Aerobic and Anaerobic Metabolism during the Match

Thirty-five games were played over the course of 4 training matches without wearing the K4b<sup>2</sup>. The mean duration of the games was  $2.5 \pm 1.3$  minutes, and the mean duration of a point was  $4.6 \pm 0.7$  seconds. The effective playing time was  $19.5 \pm 2.2\%$  of the total game time.

The EEO<sub>2</sub>mod during the total 35 games and including the rest phases spent sitting down stood at  $49.4 \pm 4.8\% \dot{V}O_{2\text{max}}$ ;



**Figure 3.** Example of the result showing aerobic energy expenditure  $EEO_2(t)$  (—) and metabolic power  $MP(t)$  (---) for a game of 3.63 minutes for 1 subject ( $\dot{V}O_{2max} = 3.40 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ ).



**Figure 4.** Estimates of the proportion of aerobic ( $EEO_{2mod}$ ) and anaerobic ( $EE_{anmod}$ ) metabolism in the total energy expenditure for different phases of the tennis games.

excluding the rest phases between games, it stood at  $53.8 \pm 7.0\% \dot{V}O_{2max}$  if  $EE_{tot}$  stood at  $78.9 \pm 8.7\% \dot{V}O_{2max}$  during the games,  $186.0 \pm 11.2\% \dot{V}O_{2max}$  during the points,  $250.3\% \dot{V}O_{2max}$  for forehands and  $255.2\% \dot{V}O_{2max}$  for services (Figure 4).

For the sequence involving games and rest phases, the proportion of anaerobic metabolism for the total energy

supply was 26%; this was 32% across all the 35 games. The relative amount of anaerobic metabolism accounts for 67% of the total energy expenditure for points and 95% for racket strokes (Figures 3 and 4).

**DISCUSSION**

The aim of this study was to put forward a new and simplified method that can be used in tennis, making it possible to estimate aerobic and anaerobic energy expenditure by analyzing player movements and racket strokes. This study showed that even when the  $EEO_2$  average is quite low and nears 50% of  $\dot{V}O_{2max}$ , the total energy expenditure of a point can reach up 2 or 3 times the  $\dot{V}O_{2max}$  of the subjects. In tennis, it is important to have recourse to anaerobic metabolism, and this can account for around 30% of the total energy expenditure per game and almost 70% during points.

The amount of aerobic energy during games, as estimated by the model, shows no statistical difference with the amount measured with the  $K4b^2$  ( $p < 0.05$ ), and the 2 measurements are very strongly correlated ( $r = 0.93, p < 0.0001$ ). The average aerobic energy expenditure modeled by the game is close to the measurement with the  $K4b^2$  ( $51.7 \pm 10.5\% \dot{V}O_{2max}$  vs.  $52.0 \pm 9.1\% \dot{V}O_{2max}$ ), in agreement with the values given in previous studies of between 50 and 60%  $\dot{V}O_{2max}$  (9,11,16). However, given the intermittent nature of tennis, the average values of the aerobic intensity

are not sufficient for working out the physiological demands of this activity. The idea behind the method used was therefore to provide an indirect estimate of the amount of anaerobic energy by calculating the oxygen deficit. This method has often been used in the field to estimate the proportion of anaerobic metabolism during simple and fundamental activities such as running and swimming (1,7,22,27,28). In

this method the MP required for FAs such as running and racket strokes during tennis needs to be established in advance (2,3). However, it should be noted that it is principally acceleration and deceleration, which have the most significant impact on the energy cost of movement (6,23). This is the reason why the energy cost of sudden turns has been taken into account for this study. In accordance with a recent study (10), the present results demonstrate that hitting the ball is an FA, which requires a high MP reaching 2–3 times the  $\dot{V}O_{2\max}$  of the player for the forehand (MP =  $11.6 \pm 1.7$  equiv-L·min<sup>-1</sup>) and the service (MP =  $12.5 \pm 1.9$  equiv-L·min<sup>-1</sup>) (Figure 4). Given the MP values generated during the FA, and the average duration of points of  $4.6 \pm 0.7$  seconds and the inertia of the aerobic metabolism (i.e., at the onset of square wave exercise, the  $O_2$  uptake attains a steady level only after 3–4 minutes), anaerobic energy represents roughly 70% of the total energy expenditure estimated for points and 95% for racket strokes (Figure 4). In support of the assumption of Mendez-Villanueva et al. (20), during points, energy comes almost exclusively from the anaerobic metabolism. On the other hand, given the duration of points and considering that rest phases represent 80% of the total time, we can advance that players are likely to rely on phosphocreatine to replenish adenosine triphosphate. This tends to explain why the blood lactatemia measured during the match remains generally low, between 2 and 4 mmol·L<sup>-1</sup> (16,30), and only rarely rises to 8 mmol·L<sup>-1</sup> during intense and/or long rallies (5). The lactatemia therefore varies depending on the type of game and the type of surface: it is higher for players playing from the back of the court and also for matches on clay in terms of the average length of points and a larger effective playing time (18,21). Once the energy expenditure is calculated for a period of time including points and the rest phases, the aerobic metabolism becomes more significant and the anaerobic metabolism accounts for only 26% of the total energy expenditure (Figure 4). This result bears comparison with the estimated values for other activities involving bursts of exercise such as football (11–27%) (23). This could be explained by the excess postexercise oxygen consumption (13) mainly related to the lactate metabolism and phosphocreatine resynthesis during rest phases (15).

Apart from the fact that this method provides a valid estimation of the role of aerobic metabolism, its main appeal is that it provides an estimation of the instantaneous MP and the contribution of anaerobic metabolism. Assessing anaerobic metabolism is important in understanding performance because it has been demonstrated that too much reliance on this metabolism can lead to muscle fatigue (4,12,20). Our method presents the advantage that it is easy to apply and requires only simple and inexpensive equipment: a camera, a computer, and tracking software. The method also addresses the main criticisms, which are leveled at conventional techniques, for example, regarding an increase in the mass transported, mechanically impeded movement, and the extreme difficulty of applying the method in

a competition environment. The main restrictions of this simplified predictive model revolve around the calculation of an identical energy cost for both forehand and backhand shots regardless of the velocity of the ball; the fixing of the time constant in the  $EEO_2$  on-transient phase and the use of an average MRT. It can be assumed that the energy cost increases with the ball velocity, and it is held that the time constants vary depending upon the aptitude (26,29) and the power of the active phases (24). The use of this model should therefore be restricted to a simple average estimation of different metabolisms in the game of tennis, and for it to be applied to a particular subject, all of the parameters would have to be tailored to the individual.

In conclusion, this preliminary study shows that it is possible to estimate aerobic and anaerobic metabolisms using video analysis and a simplified bioenergetic model. It has been shown that anaerobic metabolism makes up 30, 70, and 95%, respectively, of the total energy expenditure during a game, point, and a racket stroke. Further experimental studies should be conducted in this topic to analyze longer competitive tennis matches or different training sessions.

#### PRACTICAL APPLICATIONS

A sports coach could use this method to estimate the physiological requirements of a training session or a match by estimating the aerobic and anaerobic energy expenditure and MP. This model can also be applied using simple sequencing without video analysis to estimate the average MP of an exercise and a training session. It should provide trainers with a descriptive and quantitative basis upon which to develop on-court training drills that better target selected fitness training goals. For example, it can be calculated that for a series of 12 forehand shots per minute with no displacement involved, there would be an average MP value of around 55%  $\dot{V}O_{2\max}$ . This would be suited to technical work without bringing on too much tiredness. However, if the aim of the session is to develop the player's physical condition, then it would be possible to go to 90% of  $\dot{V}O_{2\max}$  with a series of 20 racket strokes per minute. A higher intensity should include repetitive displacement between strokes and a higher strokes frequency. Finally, if the model was used in a match situation to calculate players' instantaneous energy expenditure, it could help in the future for making strategic choices.

#### ACKNOWLEDGMENTS

The results of this study do not constitute endorsement of the product by the authors or the National Strength and Conditioning Association.

#### REFERENCES

1. Bickham, D, Le Rossignol, P, Gibbons, C, and Russell, AP. Re-assessing accumulated oxygen deficit in middle-distance runners. *J Sci Med Sport* 5: 336–340, 2002.
2. Botton, F and Eclache, JP. Aerobic and anaerobic energy cost of basic tennis skills from video recording and individual field and laboratory calibrations. A new method. *Sci Sports* 1: 20–27, 2007.

3. Botton, F, Hautier C, Eclache, JP. A simple method for assessing the energy cost of tennis strokes : a preliminary report. *J Med Sci Tennis* 16: 12–17, 2011.
4. Ching-Lin, W, Mu-Chin, S, Chia-Cheng, Y, Ming-Hsiang, H, and Chen-Kang, C. Sodium bicarbonate supplementation prevents skilled tennis performance decline after a simulated match. *J Int Soc Sports Nutr* 7: 33, 2010.
5. Christmass, MA, Richmond, S, Cable, T, Arthur, P, and Hartmann, P. Exercise intensity and metabolic response in singles tennis. *J Sports Sci* 16: 739–747, 1998.
6. Cooke, K and Davey, P. Predictors of oxygen uptake and performance during tennis. *Int J Sports Med* 29: 34–39, 2008.
7. Duffield, R, Dawson, B, and Goodman, C. Energy system contribution to 100-m and 200-m track running events. *J Sci Med Sport* 7: 302–313, 2004.
8. Eclache, JP. L'entraînement scientifique individuel; la clef d'or du mariage performance et santé. Collection performance et santé. ASTB Ed, 1999.
9. Fernandez, J, Mendez-Villanueva, A, and Pluim, BM. Intensity of tennis match play. *Br J Sports Med* 40: 387–391, 2006.
10. Fernandez-Fernandez, J, Kinner, V, and Ferrauti, A. The physiological demands of hitting and running in tennis on different surfaces. *J Strength Cond Res* 24: 3255–3264, 2010.
11. Fernandez-Fernandez, J, Sanz-Rivas, D, Sanchez-Muñoz, C, Pluim, BM, Tiemessen, I, and Mendez-Villanueva, A. A comparison of the activity profile and physiological demands between advanced and recreational veteran tennis players. *J Strength Cond Res* 23: 604–610, 2009.
12. Ferrauti, A, Pluim, MB, and Weber, K. The effect of recovery duration on running speed and stroke quality during intermittent drills in elite tennis players. *J Sport Sci* 19: 235–42, 2001.
13. Gaesser, GA and Brooks, GA. Metabolic basis of excess post-exercise oxygen consumption: A review. *Med Sci Sports Exerc* 16: 29–43, 1984.
14. Hagberg, JM, Hickson, RC, Ehsani, AA, and Holloszy, JO. Faster adjustment to and recovery from sub maximal exercise in the trained state. *J Appl Physiol* 48: 218–224, 1980.
15. Konig, D, Huonker, M, Schmid, A, Halle, M, Berg, A, and Keul, J. Cardiovascular, metabolic, and hormonal parameters in professional tennis players. *Med Sci Sports Exerc* 33: 654–658, 2001.
16. Kovacs, MS. Applied physiology of tennis performance. *Br J Sports Med* 40: 381–386, 2006.
17. MacDonald, M, Pedersen, PK, and Hughson, RL. Acceleration of  $\dot{V}O_2$  kinetics in heavy submaximal exercise by hyperoxia and prior high-intensity exercise. *J Appl Physiol* 83: 1318–1325, 1997.
18. Martin, C, Thevenet, D, Zouhal, H, Mornet, Y, Delès, R, Crestel, T, Ben Abderrahman, A, and Prioux, J. Effects of playing surface (hard and clay courts) on heart rate and blood lactate during tennis matches played by high-level players. *J Strength Cond Res* 25: 163–170, 2011.
19. Medbo, JI, Mohn, AC, Tabata, I, Bahr, R, Vaage, O, and Sejersted, OM. Anaerobic capacity determined by maximal accumulated  $O_2$  deficit. *J Appl Physiol* 64: 50–60, 1988.
20. Mendez-Villanueva, A, Fernandez-Fernandez, J, and Bishop, D. Exercise-induced homeostatic perturbations provoked by single tennis match play with reference to development of fatigue. *Br J Sports Med* 0: 1–6, 2007.
21. Murias, JM, Lanatta, D, Arcuri, CR, and Laino, FA. Metabolic and functional responses playing tennis on different surfaces. *J Strength Cond Res* 21: 112–117, 2007.
22. Ogita, F, Onodera, T, and Tabata, I. Effect of hand paddles on anaerobic energy release during supramaximal swimming. *Med Sci Sports Exerc* 31: 729–735, 1999.
23. Osgnach, C, Poser, S, Bernardini, R, Rinaldo, R, and di Prampero, PE. Energy cost and metabolic power in elite soccer: A new match analysis approach. *Med Sci Sports Exerc* 42: 170–178, 2010.
24. Ozyener, F, Rossiter, HB, Ward, SA, and Whipp, BJ. Influence of exercise intensity on the on- and off-transient kinetics of pulmonary oxygen uptake in humans. *J Physiol* 533: 891–902, 2001.
25. Perrey, S, Candau, R, Borrani, F, Millet, GY, and Rouillon, JD. Recovery kinetics of oxygen uptake following severe-intensity exercise in runners. *J Sports Med Phys Fitness* 42: 381–388, 2002.
26. Powers, SK, Dodd, S, and Beadle, RE. Oxygen uptake kinetics in trained athletes differing in  $\dot{V}O_{2max}$ . *Eur J Appl Physiol* 4: 306–308, 1985.
27. Reis, VM, Duarte, JA, Espírito-Santo, J, and Russell, AP. Determination of accumulated oxygen deficit during a 400 m run. *J Exerc Physiol* 7: 77–83, 2004.
28. Reis, VM, Marinho, DA, Barbosa, FP, Reis, AM, Guidetti, L, and Silva, AJ. Examining the accumulated oxygen deficit method in breaststroke swimming. *Eur J Appl Physiol* 109: 1129–1135, 2010.
29. Scheuermann, BW and Barstow, TJ.  $O_2$  uptake kinetics during exercise at peak  $O_2$  uptake. *J Appl Physiol* 95: 2014–2022, 2003.
30. Smekal, G, Von Duvillard, S, Rihacek, C, Pokan, R, Hofmann, P, Baron, R, Tschan, H, and Bachl, N. A physiological profile of tennis match play. *Med Sci Sports Exerc* 33: 999–1005, 2001.

---

## ANNEXE 3b

---

Botton F, Hautier C, Eclache JP (2011) A simple Method for assessing the energy cost of tennis strokes during incremental field tests : a preliminary report.

---

***Medicine and Science in Tennis***

Florent Botton, Christophe Hautier, Jean-Paul Eclachea

J Med Sci Tennis 2011;16(2):12-17

# A Simple Method for Assessing the Energy Cost of Tennis Strokes: a Preliminary Report

## Abstract

The aim of this study was to propose a practical method to estimate the energy cost (EC) and metabolic power (MP) of forehand strokes and services in tennis. Four tennis players (international tennis ranking 3) ( $VO_{2,max}=53.5 \pm 6.2 \text{ ml min}^{-1} \text{ kg}^{-1}$ ) performed two incremental field tests from 4 forehands  $\text{min}^{-1}$  to 18 forehands  $\text{min}^{-1}$  and 4 services  $\text{min}^{-1}$  to 12 services  $\text{min}^{-1}$  with an increase of 2 strokes  $\text{min}^{-1}$  every 2 min. Oxygen consumption ( $VO_2$ ) was measured using a portable system (K4b<sup>2</sup>). Linear relationships were obtained between  $VO_2$  ( $\text{ml min}^{-1}$ ) and strokes frequency ( $\omega$ ) ( $\text{stroke min}^{-1}$ ) characterized by the equation:  $VO_2 = EC \cdot \omega + VO_{2,p}$  where  $p$  ( $\text{ml min}^{-1}$ ) was the postural energy expenditure and EC was expressed in  $\text{ml O}_2 \text{ stroke}^{-1}$ . MP ( $\text{ml min}^{-1} \text{ kg}^{-1}$ ) was calculated from the ratio of EC to the body mass (kg) and to the duration of the strokes (min). The EC of the service was higher than the forehand strokes EC ( $246 \pm 49 \text{ ml O}_2 \text{ service}^{-1}$  vs.  $164 \pm 23 \text{ ml O}_2 \text{ forehand}^{-1}$ ) ( $p < 0.05$ ). Services and forehand strokes induced supra maximal power respectively equal to  $289 \pm 31 \%$  of  $VO_{2,max}$  ( $153 \pm 11 \text{ ml min}^{-1} \text{ kg}^{-1}$ ) and  $255 \pm 53 \%$  of  $VO_{2,max}$  ( $136 \pm 31 \text{ ml min}^{-1} \text{ kg}^{-1}$ ). The EC may be used to quantify the physiological responses of on-court drills commonly used in the training of tennis players.

**Keywords:** oxygen consumption, services, forehand strokes, incremental test, training.

## Introduction

Physical and physiological demands of tennis match have been widely studied.<sup>(1,2,3)</sup> Exercise intensity in tennis has been mostly estimated using heart rate, oxygen consumption, Rate of Perceived Exertion and blood lactate concentrations. The average physiological responses to tennis match play have been reported to be rather modest, with mean exercise intensities generally less than 60–70% of  $VO_{2,max}$ .<sup>(1,2,3)</sup> Nevertheless, averaged physiological values cannot characterize the intermittent nature of the game (periods of high intensity interspersed with recovery periods), and therefore, could lead to hedged interpretation of the tennis physiological demands. Moreover, in traditional tennis coaching, the training loads of intermittent on-court drills have, for the most part, been determined intuitively. Therefore, the description of the energy cost of different tennis activities like displacements and strokes should provide a greater understanding of

the overall intensity and physiological stress occurring during tennis match and training. Two recent studies have determined the physiological response of common on-court tennis training drills.<sup>(4,5)</sup> These studies shown that groundstrokes are specific tasks, which required a high mechanical power and that energy expenditure and strokes frequency influenced total energy consumption.<sup>(4,6)</sup> However, to our knowledge, no study has measured and compared the energy cost of forehand drive and service in tennis without displacement. These data may be used to quantify the physiological responses of on-court drills commonly used in the training of tennis players and to determine the training load. Therefore, the aim of the present study was to propose a simple method based on the oxygen consumption measurement during an incremental field test to estimate the energy cost of forehand drive and service in tennis.



## Methods

### Participants

Four competitive healthy and regionally ranked male tennis players participated in this study. Mean (SD) age and body weight were 24.7 +/- 2.1 years and 81.6 +/- 13.1 kg respectively. All the players were involved in regular tennis competition at a regional level, all of them having a similar level (international ranking 3). After a medical examination, they were fully informed about all the procedures before written consent was obtained. The study was approved by the University ethics committee.

### Experimental designs

During the first day,  $VO_2$ max was determined in laboratory thanks to indirect calorimetry. Three days later, subjects performed two incremental field tests for forehand and service.

#### Day 1: $VO_2$ max and oxygen consumption-heart rate relationship determination

An incremental bicycle ergometer test was carried out for each subject to determine  $VO_2$ max. Subjects were instructed to refrain from vigorous exercise 24 hours prior to their arrival at the laboratory. The procedure consisted in a progressive increasing workload of 20 W increment every minute, which resulted in exhaustion in less than 17 min. Maximal oxygen consumption was determined when subjects reached the oxygen uptake plateau ("leveling off" criterion). Oxygen consumption was measured in real time by an automatic system previously described.<sup>(7)</sup>

#### Day 2: Incremental forehand and service tests

The field tests consisted of incremental tennis tests with a progressive increase in stroke frequency. Data collection was performed on an indoor tennis court, with participants wearing appropriate match-play clothes and using their own racquets.

A standardized 5-minute warm-up consisting of dynamic movement/flexibility exercises and stroke play was performed before each testing session. The tennis players performed forehand strokes and services without changing their own movement patterns.

Subjects were instructed to hit the ball in a restricted area in order to limit displacement. A radar gun (SR3600, Sports-radar, Homosassa, FL, USA) was settled in front of the subject in the opposite court in

order to measure the ball velocity after the forehand drive and service.

Oxygen consumption was monitored during all the tests using a portable metabolic gas analysis system K4b<sup>2</sup> (Cosmed, Italia). This system was warmed up for 40 minutes prior to calibration as per the manufacturer's guidelines. Calibration involved 10 pumps of a 3 L syringe into the Cosmed turbine for volume of expired air during ventilation, a room air calibration (20.93% O<sub>2</sub> and 0.03% CO<sub>2</sub>) and a calibration with a standard gas mixture of O<sub>2</sub> (15.6%) and CO<sub>2</sub> (5.66%) for the analyzers.

#### - Incremental test: Forehand

Subjects performed a progressive test from <sup>(4)</sup> forehands min<sup>-1</sup> to 18 forehands min<sup>-1</sup> with an increase of 2 strokes per level every 2 min. An experienced professional coach was instructed to throw up the tennis ball at a constant speed in the same direction to allow the player to hit the ball without displacement. The frequency was dictated by an auditory signal. Players were instructed to hit the ball at their own playing velocity in a comfortable way at a constant speed. A target zone was defined in the forehand side of the opposite court (2 m x 3.5 m), as shown in Fig. 1.

#### - Incremental test: Service

Subjects performed a progressive exercise test from 4 services min<sup>-1</sup> to 12 services min<sup>-1</sup> with an increase of 2 strokes per level. Twelve services min<sup>-1</sup> represented the maximal frequency, which allowed the subject to perform a normal movement pattern.

Players were instructed to hit first service. The frequency was imposed by an auditory signal. The bucket of balls was elevated to avoid trunk flexion.

### Model

Mean oxygen consumption was determined for the last 30 s of each level during the field tests. The relationships between oxygen consumption ( $VO_2$ ) (ml min<sup>-1</sup>) and the stroke frequency ( $\omega$ ) (stroke min<sup>-1</sup>) were described by straight lines where the slope yielded the energy cost of the stroke (EC) (ml O<sub>2</sub> stroke<sup>-1</sup>):  $VO_2 = EC * \omega + VO_{2p}$  where  $VO_{2p}$  was the postural energy expenditure (ml min<sup>-1</sup>). Metabolic power (MP) (ml min<sup>-1</sup> kg<sup>-1</sup>) was obtained from the ratio of EC to the body mass (M) (kg) and to the mean duration of the stroke (dt):  $MP = EC / M / dt$ .

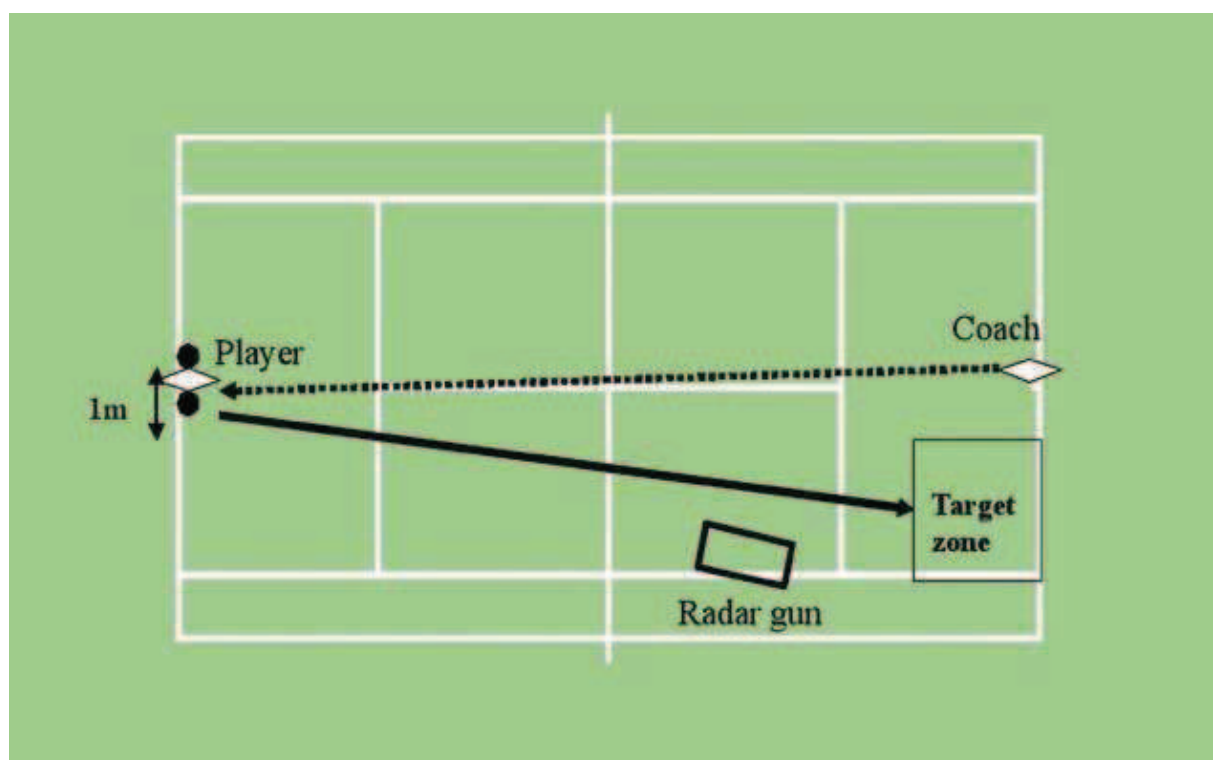
The mean duration of the forehand and the service between the preparation of the stroke and the end of the follow-through have been estimated thanks to video analysis.<sup>(7)</sup> The forehand duration was measured from the first support on the contralateral leg to the end of the follow-through (0.91 +/- 0.10 s). The service duration was measured from the leg flexion to the end of the follow-through (1.22 +/- 0.05 s).

#### Statistical analysis

All data were expressed as mean ± SD. Linear regressions were fitted by the least-squares method. The determination coefficients ( $R^2$ ) were calculated for each regression. A t-test was used to compare ball velocities (StatGraphics Centurion XVI). The  $p < 0.05$  level was used for all tests of statistical significance.

**Figure 1**

Schematic representation of the testing environment during forehand protocol. Dotted arrow ball trajectory before impact. Full arrow ball trajectory after impact



#### Results

Mean  $VO_2$ max was  $53.5 \pm 6.2 \text{ ml min}^{-1} \text{ kg}^{-1}$ . The relationships observed between oxygen consumption measured with the K4b<sup>2</sup> and stroke frequency during the field tests are presented in the Figure 2 and Figure 3. Energy cost, metabolic power and ball velocity for the forehand drive and the service are presented in Table 1.

The mean ball velocity was significantly higher for the service than for the forehand ( $128.2 \pm 14.5 \text{ km h}^{-1}$  vs.  $93.8 \pm 23.9 \text{ km h}^{-1}$ ,  $p < 0.05$ ) (Table 1).

The forehand and service energy costs determined with the K4b<sup>2</sup> ranged from  $136 \text{ ml O}_2 \text{ forehand}^{-1}$  to  $190 \text{ ml O}_2 \text{ forehand}^{-1}$  and from  $220 \text{ ml O}_2 \text{ service}^{-1}$  to  $320 \text{ ml O}_2 \text{ service}^{-1}$  (Table 1). Mean energy cost was higher for the service than for the forehand ( $246 \pm 49 \text{ ml O}_2$  vs.  $164 \pm 23 \text{ ml O}_2$ ) ( $p < 0.05$ ) (Table 1).

The metabolic power calculated for the forehand and service ranged respectively from  $103$  to  $169 \text{ ml min}^{-1} \text{ kg}^{-1}$  and from  $144$  to  $156 \text{ ml min}^{-1} \text{ kg}^{-1}$ . Mean metabolic powers were  $136 \pm 31 \text{ ml min}^{-1} \text{ kg}^{-1}$  for the forehand ( $255 \pm 53 \% VO_2\text{max}$ ) and  $153 \pm 11 \text{ ml min}^{-1} \text{ kg}^{-1}$  ( $289 \pm 31 \% VO_2\text{max}$ ) for the service (Table 1).

**Table 1**

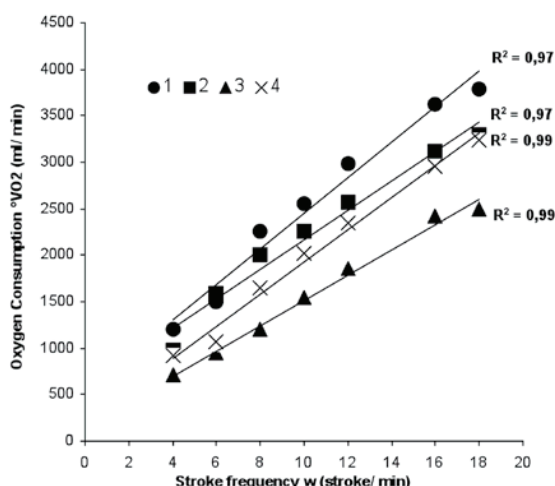
Energy Cost (EC), Metabolic Power (MP) and ball velocity (V) of forehand and service

Subject	Forehand				Service			
	EC (ml stroke <sup>-1</sup> )	MP (ml min <sup>-1</sup> kg <sup>-1</sup> )	MP (% $\dot{V}O_{2max}$ )	V (km h <sup>-1</sup> )	EC (ml stroke <sup>-1</sup> )	MP (ml min <sup>-1</sup> kg <sup>-1</sup> )	MP (% $\dot{V}O_{2max}$ )	V (km h <sup>-1</sup> )
1	190	169	307	123.4+/-6.9	223	148	269	124.7+/-7.5
2	158	103	181	78.5+/-9.1	320*	156	274	139.3+/-6.9*
3	136	118	266	67.3+/-7.8	222*	144	324	111.8+/-11.3*
4	172	153	267	106.1+/-11.1	220*	146	254	136.9+/-11.7*
Mean	164+/-23	136+/-31	255 +/- 53	93.8+/-23.9	246+/-49*	153+/-11	289+/-31	128.2+/-14.5*

\* Statistical different with forehand ( $p < 0.05$ )

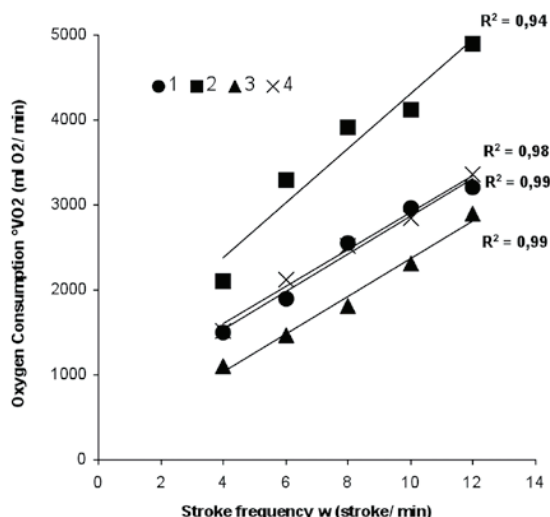
**Figure 2**

Individual oxygen consumption – stroke frequency relationships determined for forehand stroke



**Figure 3**

Individual oxygen consumption – stroke frequency relationships determined for service



**Discussion**

To our knowledge, this was the first study that estimates the energy cost and the metabolic power of forehand strokes and services without displacement. These findings demonstrated that forehand strokes and services correspond to supra-maximal efforts representing 2.5 to 3 times  $\dot{V}O_{2max}$  of the subjects. The energy cost of tennis strokes should be used by a trainer to quantify individual workload during tennis training drills.

Measurement of energy expenditure during brief action closed to one second<sup>(7,8)</sup> is problematical because of the inertia of the oxygen consumption. Indeed, because of the aerobic metabolism time constant close to 40 s, the increase in oxygen consumption during one isolated tennis stroke is not significant. For this

reason, the present method was based on tennis strokes frequency increase during incremental field tests. A similar approach has been applied in a recent study.<sup>(6)</sup> They calculated the energy cost of groundstroke with displacements for three ball frequency conditions (15, 20 and 25 strokes min<sup>-1</sup>) by dividing mean oxygen uptake measured at the end of each 4 min stage by stroke frequency. Nevertheless, the mean oxygen uptake calculated in this study included the postural and running energy expenditure, which led to an overestimation of the groundstroke energy cost. Additionally, the mean oxygen uptake measured at the end of each level depends on stage duration (i.e. a slow continuous rise in oxygen uptake should have been observed for the intensities above anaerobic threshold AT). To avoid these methodological problems, the

energy cost measurement presented in this study was based on a linear model between oxygen consumption ( $\text{VO}_2$ ) and stroke frequency ( $\omega$ ):  $\text{VO}_2 = \text{EC}^* \omega + \text{VO}_2 \text{ p}$ . This is supported by the determination coefficients ranged from 0.94 to 0.99 (Figure 2, 3). The oxygen consumption measured during the present protocol remained under the AT estimated during the laboratory test. Contrary to the study of Cooke and Davies <sup>(6)</sup>, the displacements between the hits were strongly restricted and players were instructed to realize a stereotyped movement with the same ball velocity all over the test. For this, a target zone was defined in the forehand side of the opposite court and a continuous feedback about ball velocity was given to the player. The protocol has been well respected as demonstrated by the range of SD for forehand (6.9 to 11.1 km h<sup>-1</sup>) and service velocities (6.9 to 11.7 km h<sup>-1</sup>). Therefore, we can consider that the oxygen consumption increase during the tests was explained solely by the strokes frequency increase. According to our model, the slope of the linear regression (EC) yielded the energy cost of one stroke (ml O<sub>2</sub> stroke<sup>-1</sup>). It was very different among subjects ranging from 136 ml O<sub>2</sub> forehand<sup>-1</sup> to 190 ml O<sub>2</sub> forehand<sup>-1</sup> (Table 1) : there is probably a relationship between EC and ball velocity as the lowest EC was found for the lowest ball velocity (subject 3) (Table 1). Nevertheless, the number of subject was too low to determine this relationship and further researches should be done in this topic. This study has shown that the mean energy cost was equal to 164 +/- 23 ml O<sub>2</sub> forehand<sup>-1</sup> for a ball velocity of 93.8 +/- 23.9 km h<sup>-1</sup> (Table 1) : it was lower than the values measured by Cooke and Davey <sup>(6)</sup> (192 to 213 ml O<sub>2</sub> groundstroke<sup>-1</sup>) for a ball velocity equal to 66 km h<sup>-1</sup>. Although the ball velocity was higher in our study, the lower energy cost may be explained by the fact that the displacements between the hits were restricted. Moreover, in our study, energy cost was calculated from the slope of the linear relationship and thus was totally independent on postural energy expenditure.

Similarly, the service energy costs ranged from 220 ml O<sub>2</sub> service<sup>-1</sup> to 320 ml O<sub>2</sub> service<sup>-1</sup> : the mean energy cost of service strokes was 246 +/- 49 ml O<sub>2</sub> for a ball velocity equal to 128.2 +/- 14.5 km h<sup>-1</sup> (Table 1). The service energy cost was higher than the forehand energy cost for all the subjects because services were realized at maximal velocity (first service) whereas players were not instructed to hit maximal forceful forehand drive. This resulted in a significant higher ball velocity during the service compared to the forehand drive (128.2 +/- 14.5 km h<sup>-1</sup> vs. 93.8 +/- 23.9 km h<sup>-1</sup>, p<0.05). Taking into account the energy cost of the strokes and their mean durations, it was possible to approximate the metabolic

power produced by the subjects for one forehand drive and one service. These allowed to calculate metabolic rates of 136 +/- 31 ml min<sup>-1</sup> kg<sup>-1</sup> for the forehand strokes and 153 +/- 11 ml min<sup>-1</sup> kg<sup>-1</sup> for the services. All tennis players developed supra-maximal power representing 255 +/- 55 % VO<sub>2</sub>max for the forehand strokes and 280 +/- 30 % VO<sub>2</sub>max for the services. However, it must be kept in mind that metabolic power estimation depends on stroke duration estimation. For example, applying the service duration proposed by Girard et al <sup>(8)</sup> (1.81 +/- 0.34 s) may lead to a metabolic power 32 % lower (190 % VO<sub>2</sub>max).

In accordance with Fernandez-Fernandez, <sup>(4)</sup> the stroke production is an important energetic demanding factor during training drills and, therefore, in a match. During a tennis match, the number of strokes per rally can vary depending on ball type, surface and tactical strategy.

<sup>(1)</sup> These differences in the activity profile (i.e., more strokes per rally) could lead to a higher degree of fatigue as suggested by Jonhson et al. <sup>(9)</sup> Coaches have to rely on their intuition in training because there is few information about recommendations regarding the number of strokes, stroke frequency, or rest on duration for typical exercises.

<sup>(4)</sup> This study should provide trainers a descriptive and quantitative basis upon which to develop on-court training drills that better target selected fitness training goals. Indeed, a trainer may calculate the intensity of aerobic training during specific exercise by multiplying the energy cost of the stroke by the number of strokes per minute. In this regards, if the subject 1 performs 12 forehand strokes per minute with a passive recovery between strokes (rest oxygen consumption approximately equal to 5 ml/min/kg), the mean energy expenditure will be approximately equal to 2.7 l/min (65% VO<sub>2</sub>max). A higher intensity should include repetitive displacement between strokes and/or higher strokes frequency and ball velocity. For example, if the same subject performed 20 strokes per minute at the same ball velocity, the mean energy expenditure will be equal to 100% VO<sub>2</sub>max. However, it should be kept in mind that this kind of aerobic training induces high mechanical constraints. Therefore, such training should be performed very carefully.

## Conclusion

Our method based on the relationship between oxygen consumption and strokes frequency permitted to estimate the energy cost of tennis strokes. One of the major results of this study is that the metabolic power developed to hit the tennis ball was supra-maximal and represented 2.5 to 3 times VO<sub>2</sub>max. These results can be used to quantify and/or design individual workload of training drills for tennis players.

## References

1. Fernandez J, Mendez-Villanueva A, Pluim BM. Intensity of tennis match play. *Br J Sports Med* 2006; 40:387–391.
2. Fernandez-Fernandez J, Sanz-Rivas D, Sanchez-Muñoz C, Pluim BM, Tiemessen I, Mendez-Villanueva A. A comparison of the activity profile and physiological demands between advanced and recreational veteran tennis players. *J Strength Cond Res* 2009;23(2):604-610.
3. Kovacs MS. Applied physiology of tennis performance. *Br J Sports Med* 2006; 40:381–386.
4. Fernandez-Fernandez J, Kinner V, Ferrauti A. The physiological demands of hitting and running in tennis on different surfaces. *J Strength Cond Res* 2010;24:3255-3264.
5. Reid M, Duffield R, Dawson B, Baker J, Crespo M. Quantification of the physiological and performance characteristics of on-court tennis drills. *Br J Sports Med* 2008;42:146-151.
6. Cooke K, Davey P. Predictors of oxygen uptake and performance during tennis. *Int J Sports Med* 2008; 29: 34–39.
7. Botton F, Eclache JP. Aerobic and anaerobic energy cost of basic tennis skills from video recording and individual field and laboratory calibrations: a new method. *Sci Sports* 2007;1:20-27.
8. Girard O, Guerin P, Teulier C, Millet G, Micallef JP. Effet de la fatigue sur les coordinations segmentaires au service en tennis: étude préliminaire. In: Lionel Crognier et Emmanuel Bayle (eds). *Le tennis dans la société de demain*. AFRAPS Ed. Montpellier, 2009: 353-360.
9. Johnson CD, McHugh MP, Wood T, Kibler B. Performance demands of professional male tennis players. *Br J Sports Med* 2006;40: 696-699.

**Conflict of interest:** none declared

**Florent Botton** is currently finishing his Ph.D “Modeling energy expenditure during intermittent exercise : tennis application” in Lyon University under the direction of JP. Eclache and C. Hautier.

ASTB (Association Sport Travail Biologie), Laboratoire de la Performance, 69680 Lyon-Chassieu, France. CRIS (Centre de recherche et d’Innovation sur le Sport), Université de Lyon, Université Lyon 1, Lyon, France.  
Correspondence: flobot@voila.fr

**Christophe Hautier** is a sport physiologist at the laboratory CRIS involved in physiological research with the aim of improving sporting performance.

CRIS (Centre de recherche et d’Innovation sur le Sport), Université de Lyon, Université Lyon 1, Lyon, France.

**Jean-Paul Eclache** is President and Scientific Manager of ASTB involved in physiological research, teaching, medical applications and new technologies in human energy expenditure and performances of extreme activities and environments.

ASTB (Association Sport Travail Biologie), Laboratoire de la Performance, 69680 Lyon-Chassieu, France.

---

## ANNEXE 3c

---

Botton F, Hautier C, Eclache JP (2011) Prediction of recovery oxygen consumption after constant power load exercises achieved on bicycle ergometer.

---

## Predicting recovery oxygen consumption after cycle exercise\*

F. Botton<sup>1,2</sup>, C. Hautier<sup>2</sup> and J.-P. Eclache<sup>1</sup>

<sup>1</sup> ASTB (Association Sport Travail Biologie), Laboratoire de la Performance, 10 rue des Tulipes, 69680 Lyon-Chassieu, France

<sup>2</sup> CRIS (Centre de Recherche et d’Innovation sur le Sport), Campus Universitaire de la Doua, 69622 Lyon-Villeurbanne, France

Received 28 mars 2011 – Accepted 16 juin 2011

**Abstract.** The purpose of this study was to construct a mathematical model using the EPOC literature in order to predict “excess post-exercise oxygen consumption” magnitude (EPOC) and analyse the impact of its majors determinants: O<sub>2</sub> deficit (DO<sub>2</sub>), Exercise O<sub>2</sub> consumption (EOC), exercise intensity (P) (% $\dot{V}O_2$  max) and exercise duration (t) (min). The selected data included 15 different studies from international literature and 33 EPOC values (n = 33) measured after cycle exercise performed between 29 and 80%  $\dot{V}O_2$  max. EPOC was calculated as the time integral of the difference in O<sub>2</sub> uptake and baseline ( $\dot{V}O_{2o}$ ). In the controlled group (group(c)) (n = 8),  $\dot{V}O_{2o}$  value was measured during 12 h during a separate rest control experiment and in the no controlled group (group(nc)) (n = 25), baseline was a single measure determined on less than one hour before the exercise. The proposed model was: predicted EPOC (L) =  $(1 + x \cdot ((P \cdot \dot{V}O_2 \text{ max} - \dot{V}O_{2o}) / \dot{V}O_2 \text{ max})^g \cdot (t)^h) \cdot DO_2$  where x, g and h were constants determined thanks to group(c) (x = 0.045, g = 2.7 and h = 1.6),  $\dot{V}O_2$  max was expressed in L.min<sup>-1</sup>. DO<sub>2</sub> had a low and no significant correlation coefficient with measured EPOC (n = 25, r = 0.33) contrary to EOC (n = 25, r = 0.71, p < 0.005). The model accounted for 95.6% and 77.7% of the variance in measured EPOC in the group(c) (n = 8, r = 0.98, p < 0.001) and in the group(nc) (n = 25, r = 0.88, p < 0.001) respectively. The model supported exercise intensity as the primary determinant of the EPOC magnitude. The interest of this model was to predict EPOC magnitude for a wide range of intensities and durations.

**Key words:** Excess Post Oxygen Consumption, deficit O<sub>2</sub>, energy expenditure, recovery, model

**Résumé. Modélisation de l’EPOC après un exercice continu de puissance constante réalisé sur ergocycle.**

Le but de l’étude était de construire un modèle mathématique à partir des données de la littérature permettant de prédire l’amplitude de l’« *excess post-exercise oxygen consumption* » (EPOC) et d’analyser l’impact du déficit en O<sub>2</sub> (DO<sub>2</sub>) (L), de la quantité d’O<sub>2</sub> consommée (EOC) (L), de l’intensité de l’exercice (P) (% $\dot{V}O_2$  max) et de la durée (t) (min). Quinze études de la littérature donnant 33 valeurs d’EPOC (n = 33) mesurées après des exercices sur ergocycle de puissance sous-maximale variant de 29 % à 80 %  $\dot{V}O_2$  max sont sélectionnées. L’EPOC est la sur-consommation d’oxygène en période de récupération par rapport à la consommation d’oxygène de l’organisme au repos ( $\dot{V}O_{2o}$ ) :  $\dot{V}O_{2o}$  est mesurée lors d’une autre expérimentation sur 12 h (groupe contrôle (c)) (n = 8) ou avant l’exercice (groupe non contrôle (nc)) (n = 25). Le modèle est de la forme : EPOC prédit (L) =  $(1 + x \cdot ((P \cdot \dot{V}O_2 \text{ max} - \dot{V}O_{2o}) / \dot{V}O_2 \text{ max})^g \cdot (t)^h) \cdot DO_2$  où x, g et h sont des constantes déterminées sur le groupe (c) (x = 0.045, g = 2.7 and h = 1.6) et où le  $\dot{V}O_2$  max est exprimé en L.min<sup>-1</sup>. DO<sub>2</sub> présente une faible corrélation avec les valeurs d’EPOC mesurées (n = 25, r = 0.33) contrairement à EOC (n = 25, r = 0.71, p < 0.005). Ce modèle explique respectivement 95.6 % et 77.7 % de la variabilité de l’EPOC du groupe (c) (n = 8, r = 0.98, p < 0.001) et (nc) (n = 25, r = 0.88, p < 0.001). Ce modèle montre que l’intensité de l’exercice est le principal déterminant de l’amplitude de l’EPOC. Il permet de prédire de façon satisfaisante l’EPOC pour des puissances et des durées d’exercices variées.

**Mots clés :** Excès de consommation d’oxygène post-exercice, déficit en O<sub>2</sub>, dépense énergétique, récupération, modèle

\* Travail Présenté au 13ème Congrès *International de l’ACAPS Lyon : 28-30 octobre.*

“Modélisation de l’EPOC après un exercice continu de puissance constante réalisé sur ergocycle”

1 **1 Introduction**

2 In the recovery period after exercise, oxygen uptake does  
 3 not return to resting levels immediately, but may be el-  
 4 evated above resting levels for some period of time. This  
 5 increase after exercise was explained by the O<sub>2</sub> debt hy-  
 6 pothesis (Margaria, Edwards, & Dill, 1933). These au-  
 7 thors hypothesized that O<sub>2</sub> debt was based on the ox-  
 8 idative removal of lactate. This classical lactate the-  
 9 ory has been strongly refuted by Gaesser and Brooks  
 10 (1984). Although there is probably a quantitative re-  
 11 lationship between the O<sub>2</sub> deficit and O<sub>2</sub> debt under  
 12 the specific conditions of exercise of up to 10 min du-  
 13 ration (Gore & Withers, 1990a), the numerical and  
 14 graphical similarity between O<sub>2</sub> deficit and O<sub>2</sub> debt  
 15 for some exercise intensities and durations erroneously  
 16 confused recovery oxygen consumption with O<sub>2</sub> deficit.  
 17 The energy expenditure during the post-exercise period  
 18 while the metabolic rate remains above the pre-exercise  
 19 level is called "excess post-exercise oxygen consumption"  
 20 (EPOC) (Gaesser & Brooks, 1984). EPOC might be  
 21 primarily explained in terms of oxygen stores recovery,  
 22 phosphocreatin resynthesis, lactate metabolism, elevated  
 23 body temperature, increased hormone levels, altered lev-  
 24 els of intracellular and extracellular ion concentrations  
 25 (Gaesser & Brooks, 1984), triglycerid-fatty acid cycling  
 26 (Bahr, 1992; Wolfe, Klein, Carraro, & Weber, 1990), in-  
 27 creased protein turnover (Borsheim & Bahr, 2003; Gore  
 28 & Withers, 1990a), and inflammatory response (Lakatta  
 29 & Chantler, 2006). EPOC reflects the general distur-  
 30 bance of the body's homeostasis brought on by exercise  
 31 and is closely related to the total work performed during  
 32 exercise (Bahr, Ingnes, Vaage, Sejersted, & Newsholme  
 33 1987; Dawson, Straton, & Randall 1996; Gore & Withers,  
 34 1990b; LeCheminant *et al.*, 2008), exercise duration (Bahr  
 35 *et al.*, 1987; Chad & Wenger, 1988; Gore & Withers,  
 36 1990ab, Short & Sedlock, 1993) and intensity (Bahr  
 37 & Sejersted, 1991; Gore & Withers, 1990ab; Hagberg,  
 38 Hickson, Ehsani, & Holloszy, 1980; Seldock, Fissinger, &  
 39 Melby, 1989).

40 A wide range of findings have been reported on the  
 41 EPOC magnitude following a single exercise stimulus  
 42 (Laforgia, Withers, & Gore, 2006). Some studies have  
 43 shown that greater intensity of exercise will produce a  
 44 higher EPOC (Bahr & Sejersted, 1991; Dawson *et al.*,  
 45 1996; Frey, Byrnes, & Mazzeo, 1993; Gore & Withers,  
 46 1990ab), whereas others have not supported these find-  
 47 ings (Chad & Quigley, 1991; Maresh *et al.*, 1992; Seldock  
 48 1991). Studies that have examined the effects of differ-  
 49 ent continuous exercise durations on EPOC have shown  
 50 that greater duration of exercise will produce a higher  
 51 EPOC (Bahr *et al.*, 1987; Frey *et al.*, 1993; Gore &  
 52 Withers, 1990ab) whereas others have not supported  
 53 that (Almuzaini, Potteiger, & Green, 1998; Kaminsky,  
 54 Kanter, Lesmes, & Laham-Saeger, 1990; Lyons *et al.*,  
 55 2006; Maresh *et al.*, 1992; Quinn, Vroman, & Kertzer,  
 56 1994). Some of these appearance inconsistencies may  
 57 be explained by the fact that individuals of different

physical fitness levels have been used in EPOC stud- 58  
 ies. Moreover, the measurement of EPOC still presents 59  
 some methodological problems and this may potentially 60  
 explain some of the differences observed in EPOC mag- 61  
 nitude (Borsheim & Bahr 2003; Jacobsen *et al.*, 2006; 62  
 Laforgia *et al.*, 2006). Many different protocols have 63  
 been employed to investigate EPOC magnitude and the 64  
 methods used to measure baseline and EPOC magnitude 65  
 are inconsistent among investigations (Borsheim & Bahr 66  
 2003). 67

The aims of the present study were to propose a math- 68  
 ematical model based on a meta-analysis of the principal 69  
 results of previous studies in order (1) to predict the sup- 70  
 plementary oxygen consumption after a single exercise 71  
 stimulus and (2) to examine the impact of the major de- 72  
 terminants of EPOC (O<sub>2</sub> deficit, total work performed 73  
 during exercise, exercise intensity and duration) and the 74  
 interaction between them on EPOC magnitude. 75

**2 Materials and methods** 76

**2.1 Experimental data** 77

The experimental data were taken from international lit- 78  
 erature. Studies were carefully selected using three cri- 79  
 teria: (i) EPOC was measured after cycle exercise per- 80  
 formed between 29 and 80%  $\dot{V}O_2$  max(ii) the subject's 81  
 posture was indicated when baseline value and EPOC 82  
 were measured; (iii) EPOC was measured until baseline 83  
 value was reached or on a 12 h minimum rest period if 84  
 O<sub>2</sub> uptake still remained above the baseline value. 85

In these studies, EPOC was calculated as the time in- 86  
 tegral of the difference in O<sub>2</sub> uptake ( $\dot{V}O_2$ ) and baseline 87  
 ( $\dot{V}O_{2o}$ ) (cf. Fig. 1). Two groups were established in re- 88  
 lation to the methods used to measure baseline. In the 89  
 controlled group (group(c)), baseline was measured dur- 90  
 ing 12 h during a separate rest control experiment to take 91  
 into account the time effect on O<sub>2</sub> uptake. In the no con- 92  
 trolled group (group(nc)), baseline was a single measure 93  
 determined on less than one hour before the exercise. 94

Different factors which were known to have an impact 95  
 on EPOC are incorporating in the model: the O<sub>2</sub> deficit 96  
 (DO<sub>2</sub>), total work performed during exercise called in this 97  
 study "Exercise O<sub>2</sub> Consumption" (EOC) and its compo- 98  
 nents; relative intensity (P) and exercise duration (t) (cf. 99  
 Fig. 1). 100

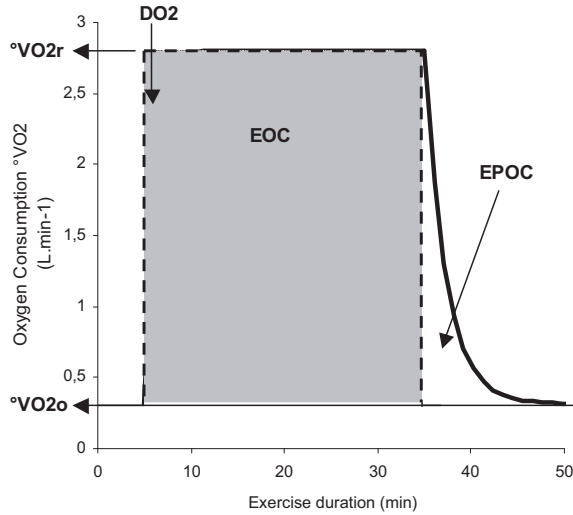
O<sub>2</sub> deficit was the area between the curve of O<sub>2</sub> uptake 101  
 ( $\dot{V}O_2$ ) and the  $\dot{V}O_2$  requirement ( $\dot{V}O_{2r}$ ) imposed by the 102  
 exercise (Medbo *et al.*, 1988) (cf. Fig. 1): 103

$$\dot{V}O_{2r}(\text{L}\cdot\text{min}^{-1}) = P/100 \cdot \dot{V}O_2 \text{ max} \quad (1)$$

where P was the relative intensity (%  $\dot{V}O_2$  max or % 104  
 $\dot{V}O_2$  peak). When O<sub>2</sub> deficit (DO<sub>2</sub>) was not measured by 105  
 the authors, it was calculated using the following equa- 106  
 tion: 107

$$DO_2(\text{L}) = \tau_{on} \cdot (\dot{V}O_{2r} - \dot{V}O_{2o}) \quad (2)$$





**Fig. 1.**  $\dot{V}O_2$  requirement ( $^{\circ}VO_{2r}$ ), baseline value ( $\dot{V}O_{2o}$ ),  $O_2$  deficit ( $DO_2$ ), Exercise  $O_2$  Consumption (EOC) and excess post-exercise oxygen consumption (EPOC) during an exercise ( $P = 70\% \dot{V}O_2 \max$ ,  $t = 30 \text{ min}$ ) ( $\dot{V}O_2 \max = 4 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ ).

- 1 where  $\tau$  on was the time constant of  $\dot{V}O_2$  kinetic.
- 2 EOC was the total  $O_2$  requirement above baseline
- 3 value during the exercise (cf. Fig. 1):

$$EOC(L) = (\dot{V}O_{2r} - \dot{V}O_{2o}) \cdot t \quad (3)$$

- 4 where  $\dot{V}O_{2o}$  was the baseline value ( $\text{L}\cdot\text{min}^{-1}$ ) and  $t$  the
- 5 exercise duration (min). In the group(c) studies,  $\dot{V}O_{2o}$
- 6 was the value collected the morning before the control
- 7 experiment.

- 8 Two physical fitness characteristics were used:
- 9  $\dot{V}O_2 \max$  or  $\dot{V}O_{2peak}$  ( $\text{L}\cdot\text{min}^{-1}$ ) and  $\tau_{on}$  (min).  $\tau_{on}$  was
- 10 a mean value fixed to 0.75 min (Hagberg *et al.*, 1980). In
- 11 order to test the model sensitivity to the assumed  $\tau_{on}$ ,
- 12 the model prediction was compared assuming  $\tau_{on}$  equal
- 13 to the following equation (Powers, Dodd, & Beadle, 1985):

$$\tau_{on}(\text{min}) = ((-0.544 \cdot \dot{V}O_2 \max(\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}) + 58.96)/60/\text{LN}(2)) \quad (4)$$

## 14 2.2 Mathematical modelling

- 15 The model was based on the analysis of the EPOC/ $DO_2$
- 16 ratio. This ratio was postulated to be higher than 1 and
- 17 depended on EOC (Gore & Withers, 1990b) and physical
- 18 fitness level. The analysis of this ratio allowed to find the
- 19 following equation (model A):

$$\text{Predicted EPOC} = (1 + x \cdot ((EOC / \dot{V}O_2 \max)^g) \cdot DO_2 \quad (5)$$

Then, EOC was developed into two components: exercise 20  
intensity ( $P$ ) ( $\% \dot{V}O_2 \max$ ) and duration ( $t$ ) (min). The 21  
proposed model was (model B): 22

$$\text{predicted EPOC} = (1 + x \cdot ((P \cdot \dot{V}O_2 \max - \dot{V}O_{2o}) / \dot{V}O_2 \max)^g \cdot (t)^h) \cdot DO_2 \quad (6)$$

The constants ( $x$ ,  $g$ ,  $h$ ) were determined by an iterative 23  
procedure to obtain the best correlation coefficient and 24  
the straight line relationship between predicted EPOC 25  
and measured EPOC values from the group(c). Lastly, 26  
the best model was used to predict EPOC using the data 27  
provided by studies of group(nc). 28

In order to analyse the appropriateness of the models, 29  
correlation coefficients, relative error (RE) and mean error 30  
(ME) between predicted EPOC and measured EPOC 31  
were calculated. RE was calculated as follows: 32

$$RE_{(i)} (\%) = \frac{|\text{predicted EPOC}_{(i)} - \text{measured EPOC}_{(i)}|}{(\text{measured EPOC}_{(i)}) \cdot 100} \quad (7)$$

The error term between predicted EPOC and measured 33  
EPOC was averaged as follows: 34

$$\text{mean error (ME)} (\%) = \sum (RE_{(i)}) / n \quad (8)$$

where  $n$  was the measured EPOC values number. Lastly 35  
the standard error of the estimate (SEE) was assessed 36  
from the residual mean square adjusted from the number 37  
of parameter: 38

$$SEE = \text{square root of } [(\text{predicted EPOC} - \text{measured EPOC}) / [(n-k)]] \quad (9)$$

where  $n$  is the number of EPOC values and  $k$  the number 39  
of parameters of the model. 40

## 41 2.3 Statistical analysis

All data were analysed with XLSTAT 2009 software and 42  
are expressed as mean  $\pm$  SD. A Pearson's correlation co- 43  
efficient  $r$  with  $p$ -value was calculated to assess the rela- 44  
tionship between  $O_2$  deficit, EOC, predicted EPOC with 45  
measured EPOC. 46

A paired  $t$  test was used to compare ME values and 47  
predicted EPOC with measured EPOC values. For the 48  
correlation coefficient comparison, a Fisher transforma- 49  
tion was applied before the  $t$  test. The  $p < 0.05$  level was 50  
used for all tests of statistical significance. 51

## 52 3 RESULTS

### 53 3.1 Selected studies characteristics

The data included 15 different studies from international 54  
literature and 33 measured EPOC values ( $n = 33$ ) (cf. 55

**Table 1.** Selected studies in the group (c).

STUDY	Subjects		Exercise		Energy quantity		Measured		Predicted
	N Sex	$\dot{V}O_{2max}$	$t$	$P$	EOC	DO <sub>2</sub>	$\dot{V}O_{2o}$	EPOC	EPOC
		L.min <sup>-1</sup>	min	% $\dot{V}O_{2max}$	L	L	L.min <sup>-1</sup>	L	L
Hermansen 1984	1M	4.66	80	75	254	2.38	0.32	48*	44.6
Maelhum <i>et al.</i> 1986	4M 4F	3.30	80	70	165.8	1.55	0.237	26*	23.7
Bahr <i>et al.</i> 1987	6M	4.37	20	70	55.9	2.10	0.265	11.1*	5.5
			40	70	111.8	2.10	0.265	14.7*	12.4
			76.3	70	213.2	2.10	0.265	31.9*	31.1
Bahr <i>et al.</i> 1991	6M	3.74	80	29	66.8	0.63	0.25	1.3	1.2
			80	50	129.6	1.22	0.25	5.7	7.5
			80	75	204.4	1.92	0.25	30.1	36.5

Subjects:  $N$  = subjects number; M = males; F = females, Exercise:  $t$  = exercise duration (min);  $P$  = exercise intensity (% $\dot{V}O_{2max}$  or %  $\dot{V}O_{2peak}$ ), Energy Quantity: EOC = Exercise O<sub>2</sub> consumption (L); DO<sub>2</sub> = O<sub>2</sub> deficit (L); (m) = measured O<sub>2</sub> deficit (L), Measured EPOC:  $\dot{V}O_{2o}$  = baseline value; (\*) indicate that  $\dot{V}O_{2}$  post-exercise still remains above  $\dot{V}O_{2o}$  when the EPOC measure is stopped.

1 Tabs. 1 and 2). The group(c) contained 4 studies and  
 2 8 measured EPOC values ( $n = 8$ ) (cf. Tab. 1). The group  
 3 (nc) contained 11 studies and 25 measured EPOC values  
 4 ( $n = 25$ ) (cf. Tab. 2).

5 **3.2 Elaboration of the model in the group(c)**

6 The goodness-of-fit and the parameters of the models A  
 7 (equation 5) and B (equation 6) were presented in table 3.  
 8 The correlation coefficient between predicted EPOC and  
 9 measured EPOC was higher with the model B. With this  
 10 model, the correlation coefficient between predicted and  
 11 measured EPOC was equal to 0.97 ( $p < 0.001$ ): the 95%  
 12 confidence interval for  $r$  was 0.89 to 0.99. ME was signifi-  
 13 cantly lower with the model B ( $18 \pm 16\%$ ): 6 RE was lower  
 14 than 30% (cf. Fig. 2). SEE was equal to 4.34 L. When  $\tau$   
 15 on values were calculated, the correlation coefficient and  
 16 the ME were not statistically modified ( $r = 0.95$ , ME =  
 17  $23 \pm 17\%$ ).

18 **3.3 Prediction of EPOC in the group (nc)**

19 O<sub>2</sub> deficit had a low and no significant correlation co-  
 20 efficient with measured EPOC ( $n = 25$ ,  $r = 0.33$ ). EOC  
 21 had a significantly higher correlation coefficient with mea-  
 22 sured EPOC ( $n = 25$ ,  $r = 0.71$ ,  $p < 0.005$ ).

23 There was no statistical difference between predicted  
 24 EPOC with the model B and measured EPOC values.  
 25 With this model, the correlation coefficient between pre-  
 26 dicted EPOC and measured EPOC was  $r = 0.88$  ( $n = 25$ ,  
 27  $p < 0.001$ ): the 95% confidence interval for  $r$  was 0.75 to  
 28 0.95. ME was equal to  $29 \pm 32\%$  and 18 RE values were  
 29 lower than 30% (cf. Fig. 2). SEE was equal to 4.7 L. When  
 30  $\tau_{on}$  values were calculated, the correlation coefficient and  
 31 the ME were not statistically modified ( $n = 25$ ,  $r = 0.91$ ,  
 32 ME =  $41 \pm 34\%$ ).

4 **DISCUSSION**

In the literature, when attempting to access the effect  
 of exercise intensity or duration on EPOC, several stud-  
 ies have kept either exercise intensity or duration con-  
 stant while varying the other (Bahr *et al.*, 1987; Bahr  
 & Sejersted, 1991; Frey *et al.*, 1996; Gore & Withers,  
 1990ab; Quinn *et al.*, 1994; Short & Seldock 1997). The  
 interest of this study was to propose a satisfactory pre-  
 diction of EPOC magnitude for a wide range of inten-  
 sities and durations. "O<sub>2</sub> deficit" had a low and no  
 significant correlation coefficient with measured EPOC  
 ( $n = 25$ ,  $r = 0.33$ ) contrary to EOC ( $n = 25$ ,  $r = 0.71$ ,  
 $p < 0.005$ ). The model supported exercise intensity as the  
 primary determinant of the EPOC magnitude because  
 the "g" exponent assigned to the exercise intensity is  
 higher than the "h" exponent of exercise duration (2.7  
 versus 1.6).

4.1 **Methodological consideration**

When reviewing literature it became apparent that the  
 inconsistency of the methods used for measuring EPOC  
 is problematic (Borsheim & Bahr, 2003; Laforgia *et al.*,  
 2006). Firstly, in order to rule out other hypothetical fac-  
 tors like exercises modes and muscle mass required for ex-  
 ercise, this model was exclusively based on a data analysis  
 from cycling exercises in the upright position. Moreover,  
 because of the insufficient number data in high ranges  
 of intensities, the analysis focused on exercise performed  
 between 29% and 80%  $\dot{V}O_{2max}$ .

It is noteworthy that some studies have measured  
 EPOC for a specific pre-determined time period, for ex-  
 ample 1 h (Trost, Wilcox, & Gillis, 1997) or 6 h (Borsheim  
*et al.*, 1994), without a return of oxygen uptake to base-  
 line value. However, after prolonged and hard exercise,

33

34

35

36

37

38

39

40

41

42

43

44

45

46

47

48

49

50

51

52

53

54

55

56

57

58

59

60

61

62

63

64

65

**Table 2.** Selected studies in the group (nc) and predicted EPOC.

Study	Subjects		Exercise		Energy quantity		Measured		Predicted	
	<i>N</i> Sex	$\dot{V}O_{2max}$ L.min <sup>-1</sup>	<i>t</i> min	<i>P</i> % $\dot{V}O_{2max}$	EOC L	DO <sub>2</sub> L	$\dot{V}O_{2o}$ L.min <sup>-1</sup>	EPOC L	EPOC L	
Hagberg <i>et al.</i> 1980	8M	3.93	10	50	17	0.69(m)	0.27	0.76	0.8	
		3.93	10	70	24.9	1.29(m)	0.27	1.47	2.0	
		3.18	10	50	13.3	0.65(m)	0.27	0.7	0.8	
		3.18	10	70	19.7	1.17(m)	0.27	1.41	1.8	
Chad <i>et al.</i> 1988(a)	2M 3F	3.10	30	70	59.7	1.49	0.25	6.8	5.8	
			45	70	89.6	1.49	0.25	16	9.7	
			60	70	119.4	1.49	0.25	36	14.5	
Seldock <i>et al.</i> 1989	10M	4.17	20	75	57.2	2.14	0.27	5.9	6.3	
			30	50	54.8	1.37	0.26	2.9	2.9	
			60	50	108.9	1.36	0.27	2.4	5.9	
Seldock 1991 (a)	7F	2.50	41	40	32	0.59	0.23	1.40	1.0	
	27		60	34.3	0.95	0.23	1.72	2.3		
Seldock 1992	7M	3.62	30	60	61.6	1.40	0.30	3.1	3.9	
Almuzaini <i>et al.</i> 1993	10M	2.88	30	70	52.4	1.31	0.27	5.3	4.8	
Frey <i>et al.</i> 1993	6F	3.10	23.7	80	61.6	1.71	0.20	5.6	7.3	
			30	64.2	53.7	1.34	0.22	4.7	4.5	
Dawson <i>et al.</i> 1996	8F	2.88	30	65	49.6	1.24	0.22	3.55	4.1	
				37.1	55	50.6	1.02	0.22	2.6	3.0
				44.8	45	48.7	0.81	0.21	2.44	2.0
Engelen <i>et al.</i> 1996	8M	3.32	8	75	14.5	1.62(m)	0.68	1.62	2.0	
Short et Seldock 1997	12M	3.50	30	70	66.1	1.65	0.248	3.24	6.6	
			30	45.4	40.3	1.01	0.247	1.5	1.8	
			30	70	47.7	1.16	0.243	3.46	4.2	
			30	60.6	40.0	0.97	0.255	2.39	2.6	
Lyons <i>et al.</i> 2007	10M	3.10	22	60	32.1	1.09	0.40	2.93	2.0	

Subjects: *N* = subjects number; M = males; F = females; Exercise: *t* = exercise duration (min); *P* = exercise intensity (%  $\dot{V}O_{2max}$  or %  $\dot{V}O_{2peak}$ ) Energy Quantity : EOC = Exercise O<sub>2</sub> consumption (L); DO<sub>2</sub> = O<sub>2</sub> deficit (L); (m) = measured O<sub>2</sub> deficit (L) Measured EPOC :  $\dot{V}O_{2o}$  = baseline value.

**Table 3.** Parameters of the models (A and B) and correlation coefficient between measured EPOC and predicted EPOC, standard error of the estimate (SEE) and mean error (ME) \**p* < 0.001. a: Significantly different from model A and B (*p* < 0.05).

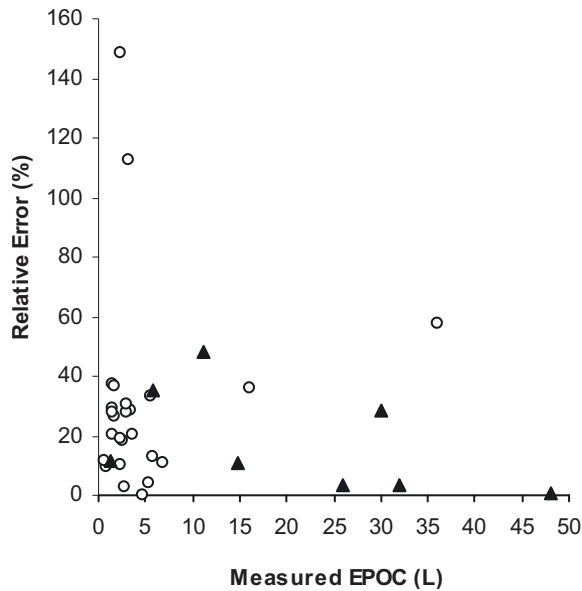
	Model A	Model B
<i>x</i>	0.093	0.045
<i>g</i>	1.3	2.7
<i>h</i>		1.6
<i>r</i>	0.9679*	0.9750*
SEE (L)	4.70	4.34
ME (%)	30 ± 44	18 ± 16 <sup>a</sup>

& Sejersted, 1986). Therefore, in order to take into account the most important part of EPOC magnitude, studies selected in this article have measured EPOC on a 12 h minimum recovery period if O<sub>2</sub> uptake still remained above baseline value (Bahr *et al.*, 1987; Hermansen *et al.*, 1984; Maelhum *et al.*, 1986). Thus, for these three studies, measured EPOC represented an underestimation of total EPOC (cf. Tab. 1). Nevertheless, using the results of Bahr *et al.* (1987) and the mean EPOC curve for the time period between 1 h to 12 h after an exhaustive exercise (69–78%  $\dot{V}O_{2max}$ , 71–80 min) (Bahr, 1992), we have determined that recovery O<sub>2</sub> uptake extrapolation would have reached baseline value after a 16 h recovery: the underestimation of EPOC measured on 12 h would be lower than 3 L (cf. Tab. 1).

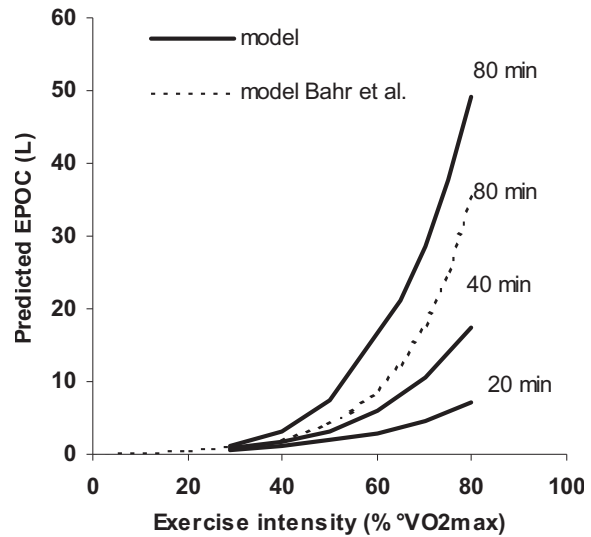
Lastly, two assumptions were made to predict O<sub>2</sub> deficit. Firstly, we have postulated that  $\dot{V}O_{2r}$  rose linearly with the power output because exercise intensities ranged from 29% to 80%  $\dot{V}O_{2max}$  (Zoladz, Rademaker,

1 EPOC duration could range from 8 h (Gore & Withers  
2 1990b) to 24 h (Hermansen, Grandemontagne, Maelhum,  
3 & Inges, 1984; Maelhum, Grandemontagne, Newsholme,

4  
5  
6  
7  
8  
9  
10  
11  
12  
13  
14  
15  
16  
17  
18  
19  
20  
21  
22



**Fig. 2.** Relationship between relative error and measured EPOC ( $n = 33$ ).  $\circ$  group (nc), group (c)  $\blacktriangle$ .



**Fig. 3.** Predicted EPOC from the model resulting from different exercise intensities for 3 exercise durations (20, 40 and 80 min) and predicted EPOC for the mean regression found by Bahr and Sejersted (1991) for an exercise duration of 80 min:  $EPOC (L) = 0.129 * 10^{0.0305 * P}$  ( $P$ : %  $\dot{V}O_2$  max).

1 & Sargeant, 1995). The second assumption was that  $\tau_{on}$   
 2 value was constant and equal to 0.75 min. This assump-  
 3 tion had a low impact on the EPOC prediction. Indeed,  
 4 when  $\tau_{on}$  values were calculated (equation 4), the cor-  
 5 relation coefficient and the ME between predicted EPOC  
 6 and measured EPOC were not statistically modified.

7 Despite these methodological considerations the  
 8 model accounted for 95.6% and 77.7% of the variance  
 9 in measured EPOC in the group(c) ( $n = 8$ ,  $r = 0.98$ ,  
 10  $p < 0.001$ ) and in the group(nc) ( $n = 25$ ,  $r = 0.88$ ,  
 11  $p < 0.001$ ) respectively. Moreover, there was no statisti-  
 12 cal difference between predicted EPOC and measured  
 13 EPOC values in the group(nc). Most of the RE ( $n = 18$ )  
 14 were less than 30% of measured EPOC values (cf. Fig. 2):  
 15 two RE higher than 100%, from the studies of Seldock  
 16 *et al.* (1989) and Short and Seldock (1997) could not be  
 17 explained by the model (cf. Tab. 2, Fig. 2).

18 **4.2 Effect of  $O_2$  deficit, "Exercise  $O_2$  Consumption",**  
 19 **exercise intensity and duration on EPOC**

20 Although there was probably a quantitative relationship  
 21 between EPOC and  $O_2$  deficit under the specific con-  
 22 ditions of exercise of up to 10 min duration (Gore &  
 23 Withers, 1990b), the present study confirmed that  $O_2$   
 24 deficit was not correlated with measured EPOC across  
 25 the wide ranges of exercise duration and intensity pre-  
 26 sented in this study ( $n = 25$ ,  $r = 0.33$ ). Contrary to  
 27  $O_2$  deficit, "Exercise  $O_2$  Consumption" had an important  
 28 impact on EPOC ( $n = 25$ ,  $r = 0.71$ ,  $p < 0.005$ ) (Bahr  
 29 *et al.*, 1987; Dawson *et al.*, 1996; Gore & Withers, 1990b).

Under conditions which elicit the same EOC, predicted  
 EPOC was higher for the greatest exercise intensity in ac-  
 cordance with the literature (Dawson *et al.*, 1996). The  
 model supported exercise intensity as the primary deter-  
 minant of the EPOC magnitude because the "g" expo-  
 nent assigned to the exercise intensity was higher than  
 the "h" exponent of exercise duration (2.8 *versus* 1.6)  
 (cf. Fig. 3) (Bahr & Sejersted, 1991; Gore & Withers,  
 1990ab). Regarding exercise duration, the model sug-  
 gested that EPOC was only minimally affected by exer-  
 cise duration when exercise intensity was within the "low  
 to moderate" range (30–40%  $\dot{V}O_2$  max) (cf. Fig. 4). For  
 example, 2 exercises performed at 30%  $\dot{V}O_2$  max, one for  
 20 min and the other for 50 min, led to predicted EPOC  
 respectively equal to 0.87 L and 1.17 L (cf. Fig. 4). These  
 results were close to the results obtained after such exer-  
 cises on a treadmill by Gore and Withers 1990 (b) ( $1.01 \pm$   
 $2.76$  L and  $1.43 \pm 2.84$  L). Nevertheless, as EPOC values  
 were highly variable (SD equal more than 2 fold the mea-  
 sure of EPOC values), a statistical analysis with Tukey's  
 post-hoc test failed to demonstrate any significant differ-  
 ences (Gore & Withers, 1990b). At higher exercise inten-  
 sities, the relationship between predicted EPOC and exer-  
 cise duration appeared to be linear (Bahr & Sejersted,  
 1991; Gore & Withers, 1990ab) although an exponent "h"  
 above 1 was assigned to exercise duration. (cf. Fig. 4).

In conclusion, the parameters that were taken into  
 account in our model;  $O_2$  deficit, exercise intensity and  
 duration, accounted for 95.6% and 77.7% of the variance  
 in measured EPOC values in the group(c) and (nc). The

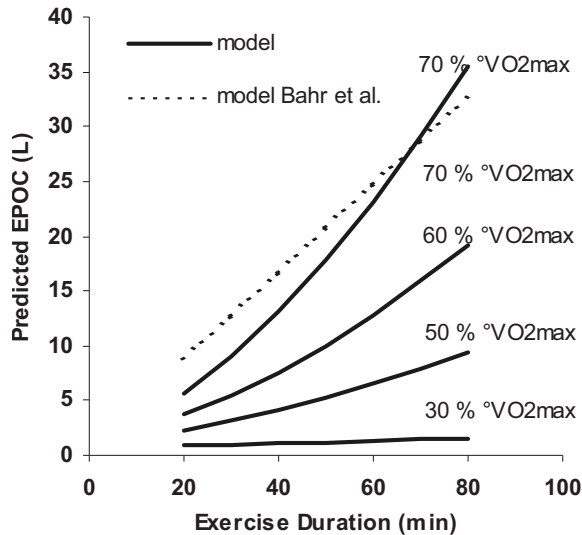


Fig. 4. Predicted EPOC from the model resulting from different exercise durations for four exercise intensities (30, 50, 60 and 70%  $\dot{V}O_2\text{max}$ ) and predicted EPOC from the mean regression found by Bahr *et al.* (1987) for an exercise intensity of 70%  $\dot{V}O_2\text{max}$ :  $\text{EPOC (L)} = 0.8 + 0.40 * t$  ( $t$ : min).

1 interest of this model was to propose a satisfactory prediction of EPOC magnitude for a wide range of intensities and durations for exercises performed on a cycle ergometer. It showed that the discrepancies findings about EPOC magnitude reported in the literature, was actually explained by exercise intensity and duration and physical fitness. The model supported exercise intensity as the primary determinant of the EPOC magnitude. A curvilinear relationship between predicted EPOC and the exercise intensity has been found, whereas the relationship between exercise duration and predicted EPOC appeared to be more linear.

13 This model remained empirical as many models frequently used to describe physiological processes. The best description of the physiological responses chosen by statistical analysis from a set of competing mathematical models leads to distinguish artificial parameters  $x$ ,  $g$  and  $h$  without physiological significance. The next step should be to present a structural model where all the parameters would get a physiological significance.

## 21 Bibliography

22 Almuzaini, K.S., Potteiger, J.A., & Green SB. (1998). Effects of split exercise sessions on excess post-exercise oxygen consumption and resting metabolic rate. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 23, 433–443.  
 24  
 25  
 26 Bahr, R., Inges, I., Vaage, O., Sejersted, O.M., & Newsholme, E.A. (1987). Effect of duration of exercise on excess post-

exercise  $O_2$  consumption. *Journal of Applied Physiology*, 62, 485–490. 28  
 29  
 Bahr, R., & Sejersted, O.M. (1991). Effect of intensity of exercise on excess post-exercise  $O_2$  consumption. *Metabolism*, 40, 836–841. 30  
 31  
 32  
 Bahr, R. (1992). Excess post-exercise oxygen consumption—magnitude, mechanism and practical implications. *Acta Physiologica Scandinavica*, 144, 1–70. 33  
 34  
 35  
 Borsheim, E., Bahr, R., Hansson, P., Gullestad, L., Hallen, J., & Sejersted, O. M. (1994). Effect of beta-adrenoceptor blockade on post-exercise oxygen consumption. *Metabolism*, 43, 565–571. 36  
 37  
 38  
 39  
 Borsheim, E., & Bahr, R. (2003). Effect of exercise intensity, duration and mode on post-exercise oxygen consumption. *Sports Medicine*, 33, 1037–1060. 40  
 41  
 42  
 Chad, K.E., & Wenger, H.A. (1988). The effect of exercise duration on the exercise and post-exercise oxygen consumption. *Canadian Journal of Sport Science*, 13, 204–207. 43  
 44  
 45  
 Chad, K.E., & Quigley, B.M. (1991). Exercise intensity: Effect on postexercise  $O_2$  uptake in trained and untrained women. *Journal of Applied Physiology*, 70, 1713–1719. 46  
 47  
 48  
 Dawson, B., Straton, S., & Randall, N. (1996). Oxygen consumption during recovery from prolonged submaximal cycling below the anaerobic threshold. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 36, 77–84. 49  
 50  
 51  
 52  
 Engelen, M., Porszasz, J., Riley, M., Wasserman, K., Maehara, K., & Barstow T.J. (1996). Effects of hypoxia on  $O_2$  uptake and heart rate kinetics during heavy exercise. *Journal of Applied Physiology*, 81, 2500–2508 53  
 54  
 55  
 56  
 Frey, G.C., Byrnes, W.C., & Mazzeo, R.S. (1993). Factors influencing excess postexercise oxygen consumption in trained and untrained women. *Metabolism*, 42, 822–828. 57  
 58  
 59  
 Gaesser, G.A., & Brooks, G.A. (1984). Metabolic basis of excess post-exercise oxygen consumption: A review. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 16, 29–43. 60  
 61  
 62  
 Gore, C.J., & Withers, R.T. (1990a). Effect of exercise intensity and duration on postexercise metabolism. *Journal of Applied Physiology*, 68, 2362–2368. 63  
 64  
 65  
 Gore, C.J., & Withers, R.T. (1990b). The effect of exercise intensity and duration on the oxygen deficit and excess post-exercise oxygen consumption. *European Journal of Applied Physiology*, 60, 169–174. 66  
 67  
 68  
 69  
 Hagberg, J.M., Hickson, R.C., Ehsani, A.A., & Holloszy, J.O. (1980). Faster adjustment to and recovery from submaximal exercise in the trained state. *Journal of Applied Physiology*, 48, 218–224. 70  
 71  
 72  
 73  
 Hermansen, L., Grandemontange, M., Maehlum, S., & Inges, I. (1984). Postexercise elevation of resting oxygen uptake: Possible mechanisms and physiological significance. *Medicine and Sport Science*, 17, 119–129. 74  
 75  
 76  
 77  
 Jacobsen, D.J., Bailey, B.W., LeCheminant, J.D., Hill, J.O., Mayo, M.S., & Donnelly, J.E. (2005). A comparison of three methods of analyzing post-exercise oxygen consumption. *International Journal of Sports Medicine*, 26, 34–38. 78  
 79  
 80  
 81

1 Kaminsky, L.A., Kanter, M.M., Lesmes, G.R., & Laham-  
2 Saeger, J. (1987). Excess oxygen consumption following  
3 exercise of different intensity and duration. *Canadian*  
4 *Journal of Sport Science*, *12*, 237–239.

5 Katch, V.L. (1973). Kinetics of oxygen uptake and recovery  
6 for supramaximal work of short duration. *Internationale*  
7 *Zeitschrift für angewandte Physiologie*, *31*, 197–207.

8 Laforgia, J., Withers, R.T., & Gore, C.J. (2006). Effects  
9 of exercise intensity and duration on the excess post-  
10 exercise oxygen consumption. *Journal of Sports Sciences*,  
11 *24*, 1247–1264.

12 Lakatta, E.G., & Chantler, P.D. (2006). Payments for debts  
13 associated with exercise can become higher as we age and  
14 limit exercise capacity. *Journal of the American College of*  
15 *Cardiology*, *47*, 1058–1059.

16 LeCheminant, J.D., Jacobsen, D.J., Bailey, B.W., Mayo, M.S.,  
17 Hill, J.O., Smith, B.K., & Donnelly, J.E. (2008). Effects  
18 of long-term aerobic exercise on EPOC. *International*  
19 *Journal of Sports Medicine*, *29*, 53–58.

20 Lyons, S., Richardson, M., Bishop, P., Smith, J., Heath, H.,  
21 & Giesen, J. (2006). Excess post-exercise oxygen con-  
22 sumption in untrained males: effects of intermittent du-  
23 rations of arm ergometry. *Applied Physiology, Nutrition,*  
24 *and Metabolism*, *31*, 196–201.

25 Lyons, S., Richardson, M., Bishop, P., Heath, H., & Giesen,  
26 J. (2007). Excess post-exercise oxygen consumption in  
27 untrained men following exercise of equal energy expen-  
28 diture: comparisons of upper and lower body exercise.  
29 *Diabetes Obesity and Metabolism*, *9*, 895–901.

30 Maehlum, S., Grandemontagne, M., Newsholme, E.A., &  
31 Sejersted, O.M. (1986). Magnitude and duration of excess  
32 postexercise oxygen consumption in healthy young sub-  
33 jects. *Metabolism*, *35*, 425–429.

34 Maresh, C.M., Abraham, A., DeSouza, M.J., Deschenes, M.R.,  
35 Kraemer, W.J., Armstrong, L.E. *et al.* (1992). Oxygen  
36 consumption following exercise of moderate intensity and  
37 duration. *European Journal of Applied Physiology*, *65*,  
38 421–426.

39 Margaria, R., Edwards, H.T., & Dill, D.B. (1933). The  
40 possible mechanisms of contracting and paying the oxygen  
41 debt and the role of lactic acid in muscular contraction. *42*  
*American Journal of Physiology*, *106*, 689–715. *43*

Medbo, J.I., Mohn, A.C., Tabata, I., Bahr, R., Vaage, O.,  
44 & Sejersted O.M. (1988). Anaerobic capacity determined  
45 by maximal accumulated O<sub>2</sub> deficit. *Journal of Applied*  
46 *Physiology*, *64*, 50–60. *47*

Powers, S.K., Dodd, S., & Beadle, R.E. (1985). Oxygen uptake  
48 kinetics in trained athletes. *European Journal of Applied*  
49 *Physiology*, *54*, 306–308. *50*

Quinn, T.J., Vroman, N.B., & Kertzer, R. (1994). Postexercise  
51 oxygen consumption in trained females: Effect of exercise  
52 duration. *Medicine and Science in Sports and Exercise*,  
53 *26*, 908–913. *54*

Sedlock, D.A., Fissinger, J.A., & Melby, C.L. (1989). Effect  
55 of exercise intensity and duration on post-exercise energy  
56 expenditure. *Medicine and Science in Sports and Exercise*,  
57 *21*, 662–666. *58*

Sedlock, D.A. (1991). Effect of exercise intensity on postex-  
59 ercise energy expenditure in women. *British Journal of*  
60 *Sports Medicine*, *25*, 38–40. *61*

Sedlock, D.A. (1992). Post-exercise energy expenditure after  
62 cycle ergometer and treadmill exercise. *Journal of Applied*  
63 *Sports Science Research*, *6*, 19–23. *64*

Short, K.R., & Sedlock, D.A. (1997). Excess postexercise oxy-  
65 gen consumption and recovery rate in trained and un-  
66 trained subjects. *Journal of Applied Physiology*, *83*, 153–  
67 159. *68*

Trost, S., Wilcox, A., & Gillis, D. (1997). The effect of sub-  
69 strate utilization, manipulated by nicotinic acid, on excess  
70 postexercise oxygen consumption. *International Journal of*  
71 *Sports Medicine*, *18*, 83–88. *72*

Wolfe, R.R., Klein, S., Carraro, F., & Weber, J.-M. (1990).  
73 Role of triglyceride-fatty acid cycle in controlling fat  
74 metabolism in humans during and after exercise. *American*  
75 *Journal of Physiology*, *258*, 382–389. *76*

Zoladz, J., Rademaker, A., & Sargeant, A. (1995). Non-linear  
77 relationship between O<sub>2</sub> uptake and power output at  
78 high intensities of exercise in humans. *The Journal of*  
79 *Physiology*, *448*, 211–217. *80*

*81*

---

## ANNEXE 3d

---

Botton F, Eclache JP (2007) Dépenses aérobie et anaérobie des activités fondamentales du tennis à partir de la vidéo et d'étalonnages individuels terrain/laboratoire – Application d'une méthode originale.

---

***Sciences et Sports***

Article original

## Dépenses aérobie et anaérobie des activités fondamentales du tennis à partir de la vidéo et d'étalonnages individuels terrain–laboratoire. Application d'une méthode originale

### Aerobic and anaerobic energy cost of basic tennis skills from video recording and individual field and laboratory calibrations. A new method

F. Botton, J.-P. Eclache\*

Laboratoire de la performance, ASTB, 10, rue des Tulipes, 69680 Lyon-Chassieu, France

Reçu le 30 juin 2005 ; accepté le 20 juillet 2006

Disponible sur internet le 22 janvier 2007

#### Résumé

**Objectifs.** – L'objectif de ce travail préliminaire est de démontrer la faisabilité d'une méthode originale appliquée à un match de tennis permettant d'estimer les dépenses énergétiques réelles aérobie (DE<sub>era</sub>) et anaérobie (DE<sub>ean</sub>) à partir de son enregistrement vidéo.

**Matériels et méthodes.** – Sept activités fondamentales (AF) sont sélectionnées : marche, récupération, déplacement, remplacement, coups, service et attitude d'attention. Chaque AF est ensuite caractérisée par une fonction d'astreinte reliant DE soit à la vitesse de déplacement,  $DE = f(V)$ , soit à la fréquence de coups,  $DE = f(w)$ , lors d'un étalonnage de laboratoire et de terrain. Le traitement manuel image par image d'un match enregistré par une seule caméra fixe fournit DE<sub>era</sub>, DE<sub>ean</sub> et DE<sub>eti</sub> (théorique imposée) automatiquement pour chaque AF grâce à trois logiciels originaux.

**Résultats.** – Les DE<sub>era</sub> moyennes obtenues en match sont proches des DE estimées de la littérature (environ 60 % de  $\dot{V}O_2$  max et les frappes sont caractérisées par des DE supramaximales (> 300 % de  $\dot{V}O_2$  max) et une forte participation anaérobie induisant, pour les phases de récupération qui suivent, une majoration de DE<sub>era</sub> par rapport à DE<sub>eti</sub>.

**Conclusion.** – Cette méthode de faible coût supprime les contraintes métrologiques refusées par les sportifs ou interdites par les règlements. Elle est la seule qui permette actuellement de ne pas altérer la DE réelle et d'estimer la composante anaérobie d'un match de tennis. Le traitement manuel fastidieux de l'enregistrement vidéo sera remplacé prochainement par une exploitation automatisée.

© 2007 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

#### Abstract

**Aims.** – The purpose of this preliminary work is to demonstrate the feasibility of an original method applied to a tennis match, allowing the determination of real aerobic (EE<sub>era</sub>) and anaerobic (EE<sub>ean</sub>) energy expenditure from video analysis.

**Methods.** – Seven fundamental activities (FA) are selected: walk, recovery, moving, position, strokes, service, and attention posture. FA are manually determined image by image from one fixed camera registration. Each fundamental activity is described by a strain function linked to EE by a pertinent mechanical variable: speed moving or stroke frequency. EE<sub>era</sub>, EE<sub>ean</sub> and theoretical imposed EE (EE<sub>eti</sub>) are automatically calculated with three original softwares.

**Results.** – The average EE<sub>era</sub> are close to the literature mean oxygen uptake (60% of maximal  $\dot{V}O_2$  max). Sprints and strokes are characterized by supramaximal EE (>300%  $\dot{V}O_2$  max) and a high EE<sub>ean</sub>. Consequently, the next recovery activities are characterized by an increase of EE<sub>era</sub> over EE<sub>eti</sub>.

**Conclusion.** – This simple and cheap method suppresses metrological strains disliked by sportsmen and forbidden by sports rules. It is the sole method that does not impair real energy expenditure and allows the measure of anaerobic energy expenditure of a tennis match. The drudgery manual treatment of video registration will be soon replaced by an automated technique.

© 2007 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

\* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : [jeanpaul.eclache@free.fr](mailto:jeanpaul.eclache@free.fr) (J.-P. Eclache).



*Mots clés* : Tennis ; Dépense énergétique ; Anaérobiose ; Méthode ; Logiciel ; Vidéo

*Keywords*: Tennis; Energy expenditure; Anaerobic metabolism; Method; Software; Video

## 1. Introduction

Dans les activités sportives comme le tennis, la détermination de l'astreinte ou des exigences en situation de jeu est une mesure indispensable à la démarche d'optimisation des performances mais aussi à la réduction des pathologies [8]. Optimiser les performances du sportif sans nuire à sa santé nécessite de respecter une adéquation entre astreinte et aptitude. Toute inadéquation majeure le risque de dysfonctionnements organiques, de pathologies, en particulier de troubles musculosquelettiques, de contre-performances et de surentraînement.

Actuellement, le meilleur témoin de l'astreinte est la dépense énergétique (DE) [7]. Mais les techniques de mesure utilisées sur le terrain font l'objet de nombreuses critiques. Concernant la mesure des échanges gazeux, la technique directe impose le port d'un système de recueil et d'analyse des gaz souvent peu précis [2] et qui, en outre, perturbe la bonne réalisation de l'activité [7]; la technique indirecte basée sur un étalonnage préliminaire dépense énergétique–fréquence cardiaque (DE–FC) spécifique du sujet, et sur le suivi de FC en situation perturbe moins le sportif [7]. Mais ces techniques ne mesurent que DE aérobie; elles sont donc inapplicables dans la plupart des activités sportives caractérisées par des phases d'intensités élevées et/ou des variations brutales de puissance qui entraînent une participation importante du métabolisme anaérobie. Par conséquent, elles ne peuvent prévoir ni l'astreinte globale ni le risque traumatique consécutif à une anaérobiose métabolique délétère [10].

L'objet de ce travail préliminaire est de présenter une méthode originale déjà utilisée dans d'autres disciplines sportives, pour mesurer DE au tennis. Fondée sur un étalonnage préliminaire des contraintes mécaniques pertinentes dont la mesure secondaire en temps réel ne perturbe en rien l'activité réelle [3], cette technique appliquée au tennis ne nécessite qu'une caméra et un logiciel d'exploitation; elle permet l'estimation de DE dans un sport où l'analyse est souvent limitée à un simple descriptif moyen et néglige une participation anaérobie pourtant évoquée dans quelques rares travaux [4,5,13].

## 2. Méthodologie

### 2.1. Schème expérimental

Après la détermination de leur  $\dot{V}O_2$  max qui devait non seulement permettre de caractériser l'aptitude aérobie des sujets mais aussi d'exprimer les activités fondamentales (AF) du tennis en pourcentage de  $\dot{V}O_2$  max, une méthode originale en quatre étapes fut utilisée pour déterminer la DE aérobie et anaérobie de chaque AF.

### 2.2. Sujets

Deux joueurs de tennis mâles, S. et L., ont volontairement participé à cette étude de faisabilité. Ils sont respectivement

âgés de 23,6 et 31,1 ans, pèsent 69,7 et 75,2 kg, mesurent 1,78 et 1,80 m, ont un  $\dot{V}O_2$  max estimé de 53 et 59 ml kg<sup>-1</sup> min<sup>-1</sup> et sont classés -4/6 et n° 47 français.

### 2.3. Détermination de l'aptitude aérobie

Plusieurs jours avant les étalonnages, les sujets subissent une détermination de  $\dot{V}O_2$  max par une méthode indirecte sur ergocycle et une estimation de la transition aéro-anaérobie. Le protocole pour  $\dot{V}O_2$  max et l'estimation pour la transition sont définis automatiquement à partir des éléments de l'interrogatoire préliminaire: passés sportifs, entraînements actuels, habitudes hygiénodietétiques, et deux performances quantitatives à la course [11,12].

Après un repos assis sur le vélo sans pédaler, le sujet pédale à 80 rpm durant 5 minutes à environ 40 % du  $\dot{V}O_2$  max estimé; la puissance est ensuite progressivement augmentée de 20 W toutes les minutes jusqu'à la transition aéro-anaérobie estimée par l'interrogatoire [11]. La mesure des échanges gazeux couplée à la détermination de FC permet d'élaborer les équations individuelles du type  $DE = DE_o + e^b (FC - FC_o)^m$ .  $\dot{V}O_2$  max est obtenu en introduisant dans cette équation comme valeur de FC, la FC max mesurée en fin d'épreuve de course avec volte-face (Dvf50) menée sur le terrain jusqu'à épuisement (Fig. 1).

### 2.4. Méthode originale proposée pour mesurer DE des AF au tennis

La méthode utilisée pour estimer DE en situation de jeu se déroule en quatre étapes (Fig. 2). L'étude préliminaire (Étape 1) consiste à sélectionner, d'une part, les activités fondamentales (AF) les plus pertinentes d'un match de tennis (ex.: pas chassés, smash...), et d'autre part, la variable mécanique M ayant pour chacune d'entre elles la plus forte incidence sur DE. Puis à la seconde étape, les joueurs de l'expérimentation réalisent pour chaque AF, des étalonnages mixtes couplés laboratoire–terrain: chaque AF est caractérisée par des relations DE–FC au laboratoire, puis par des relations FC–M sur le terrain permettant d'établir les fonctions d'astreinte reliant DE à la variable pertinente M. La troisième étape consiste à réaliser un enregistrement vidéo d'un match expérimental entre les sportifs sélectionnés et à séquencer le match image par image pour obtenir les différentes AF et les coordonnées x, y et t du centre de gravité du joueur sur l'écran de l'ordinateur. Enfin (Étape 4), à partir de ces données, le logiciel NYXT calcule les coordonnées x et y du joueur sur le terrain ce qui permet d'obtenir les variables mécaniques w et V. Ces paramètres sont introduits dans le logiciel ENEX qui détermine à partir des fonctions d'astreintes intégrées dans le modèle mathématique ASTRABIO [6] (Tableau 1) les DE<sub>ti</sub> (théorique imposée) et DE<sub>ra</sub> (réelle aérobie) pour chaque AF ce qui permet de mesurer DE<sub>an</sub> (anaérobie) par différence.

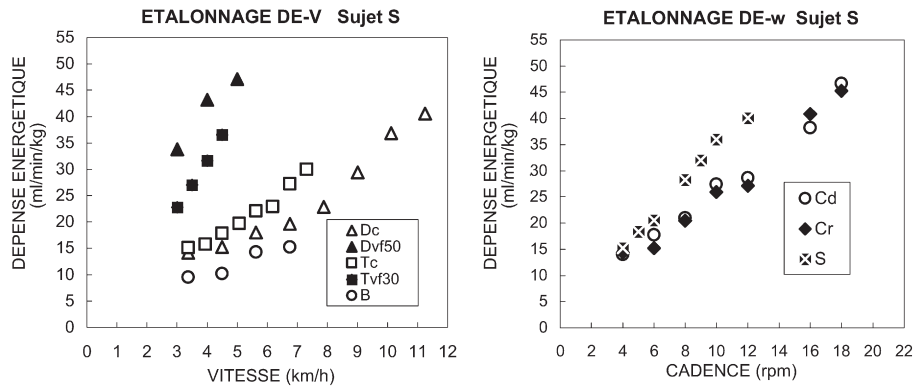


Fig. 1. Étalonage DE-V pour les différentes modalités de déplacements et DE-w pour les coups. Les déplacements Dvf50 caractérisés par des changements de direction (50 Volte-face/min) et Tvf30 (30 Volte-face/min) entraînent un surcoût énergétique important par rapport aux déplacements continus Dc (pas courus), Tc (pas chassés), B (marche). Le service (S) entraîne une DE plus importante que Cd ou Cr.

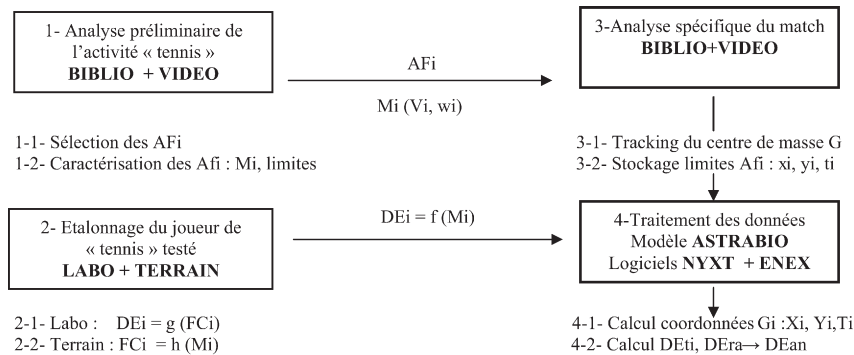


Fig. 2. Méthodologie de la détermination de la dépense énergétique d’une activité physique ou sportive à partir de l’enregistrement des contraintes mécaniques pertinentes. L’indice i fait référence aux sept activités fondamentales sélectionnées dans le Tableau 1 comme témoins pertinents de DE.

Tableau 1  
Récapitulatif des différents logiciels

Logiciel	Objectif	Principe	Éditeurs
AVISTEP	Stocker pour chaque AF du sujet : dénomination spécifique de l’AF, limites temporelles, coordonnées x, y du centre de masse.	Pointage manuel image par image des positions du centre de gravité. Pointage d’un pavé spécifique à la fin de chaque AF.	Pierron éducation
NYXT	Fournir les valeurs correspondantes : coordonnées X, Y, sur le terrain, durée des phases de déplacement, vitesse de déplacement, V, fréquence des événements coups, w.	Entrée des coordonnées spatiales et des données de l’étalonnage de la caméra. Calcul des coordonnées réelles sur le terrain des pixels images pointées par l’opérateur sur l’écran ordinateur.	ASTB
ASTRABIO	Fournir à partir de DE théorique (DEti) imposée pendant un temps donné : composante aérobie de l’AF, déficit résiduel des AF antérieures, composante anaérobie de l’AF.	Entrée des données d’aptitude bioénergétique du sujet testé. Calage automatique des paramètres du modèle mathématique de régulation de fourniture d’ATP sur ceux du sujet.	ASTB
ENEX	Fournir tableaux et figures des AF : positions de fin d’AF sur le terrain, dépense énergétique théorique DEti composante aérobie DEra, composante anaérobie DEan, fréquence cardiaque prédite FC’.	Calcul des fonctions d’astreinte des AF : étalonnage de laboratoire DE = g(FC), étalonnage de terrain FC = h(M), calcul de la relation DE = g[h(M)] = f(M). Calcul de DEti à partir de DE = f(V ou w), des données de NYXT et ASTRABIO.	ASTB

2.4.1. Étape 1. Analyse préliminaire de l’activité

Cette analyse consiste à sélectionner les différentes activités fondamentales (AF) du tennis et les variables mécaniques (Mi) pertinentes pour chacune d’entre elles.

« Les activités fondamentales se caractérisent sur le plan biomécanique par une unité d’activité gestuelle spécifique mettant en jeu des masses musculaires particulières selon un déroulement spatiotemporel identique se reproduisant à diffé-

rentes reprises en cours d’activité et ne différant entre elles que par leur intensité ou leur durée ; chaque AF peut ainsi être caractérisée par une intensité et une durée moyenne affectée de sa variabilité statistique propre » [8].

Ce descriptif mécanique (durée, distance parcourue, cadence, vitesse) et la sélection des activités fondamentales (AF) se font à partir de l’enregistrement magnétoscopique classique d’un match de compétition internationale opposant deux

joueurs classés dans les 20 premières places mondiales. À l'issue de cette analyse, sept activités fondamentales ont été retenues : A, D, T, C, S, B, R (Tableau 2). De plus, certaines AF comme les coups (C) et déplacements (D et T) ont été divisés en sous-activités (coups droits, coups de revers et course continue ou avec volte-face). En match, les activités de déplacements D et T s'effectuent systématiquement avec volte-face (Dvf ou Tvf).

L'analyse spatiotemporelle des activités s'opère image par image à l'aide d'un magnétoscope classique. Les limites temporelles de chaque AF sont déterminées par des événements facilement remarquables à la vidéo ; entre le premier appui sur le pied controlatéral et la fin de l'accompagnement (Cd, Cr), entre la flexion des jambes et la fin de l'accompagnement (S), entre la reprise d'appui et le début d'un coup (Dvf), et entre la fin de l'accompagnement d'un coup et la reprise d'appui (Tvf).

En dehors des phases de récupération supérieures à une minute et de marches supérieures à cinq secondes, toutes les durées des activités sont inférieures à cinq secondes. Les activités d'attention vont en moyenne d'une à cinq secondes ; les déplacements et les coups sont de l'ordre d'une seconde. La durée des coups est déterminée sur 30 coups : Cd ;  $0,91 \pm 0,10$  seconde, Cr ;  $0,84 \pm 0,13$  seconde et S ;  $1,22 \pm 0,05$  seconde.

La sélection de la variable mécanique la plus représentative de la contrainte pour chaque activité s'effectue par observation du poids statistique des différents composants mécaniques pertinents sur la variabilité de DE mesurée en laboratoire, en particulier cadence gestuelle  $w$  (fréquence des coups par exemple) et vitesse de déplacement  $V$ .

Les variables  $n$  (nombre d'évènements) ou  $w$  (fréquence de l'évènement  $w = n/t$ ) sont sélectionnées quand le déplacement du centre de gravité est inférieur à 1 m (C, S et A). Au-delà, le critère relevé est la vitesse  $V$  (Dvf, Tvf et B).

Tableau 2  
Activités fondamentales (AF)

Code i	Activité Fondamentale : AFi	Sous activité
A	Attitude d'attention	Continu Dc
D	Déplacement (pas courus)	Volte-face Dvf
T	Replacement (pas chassés)	Continu Tc
C	Coup technique	Volte-face Tvf
S	Service	Coup droit Cd
B	Marche	Revers Cr
R	Récupération-Assis	Smash

Tableau 3  
Protocoles imposés au laboratoire

Activité	wi (initial)	wf (final)	dw	dt	t
	Cadence (AF min <sup>-1</sup> )	Cadence (AF min <sup>-1</sup> )	Accroissement par palier	Durée du palier (min)	Durée totale (min)
A	1	29	0,27	1 à 0,03	14
S	4	10	1	2	14
C	4	12	1	2	16
	Vi (km h <sup>-1</sup> )	Vf (km h <sup>-1</sup> )	dV (km h <sup>-1</sup> )	dt (min)	t (min)
T, M, Dvf	3	6	0,5	2	14
D	3	9	1	2	14

#### 2.4.2. Étape 2. Étalonnage spécifique du joueur testé

L'élaboration des fonctions d'astreinte,  $DE = f(w \text{ ou } V)$ , nécessite trois sous-étapes.

2.4.2.1. Étape 2.1. Laboratoire. La difficulté technique de mesurer directement sur le terrain la consommation d'oxygène conduit dans un premier temps à reproduire en laboratoire, en respectant les gestuelles de l'activité, les étalonnages  $DE = f(FC)$ .

Le sujet réalise une épreuve semi-spécifique de puissance progressivement croissante (Tableau 3) en augmentant le paramètre mécanique choisi, cadence ou vitesse [12].

Pendant ces épreuves, la mesure de DE par l'analyse des échanges gazeux est couplée à celle d'une variable biologique représentative de l'astreinte aérobie et facilement mesurable sur le terrain, en l'occurrence la fréquence cardiaque FC. Les valeurs retenues sont celles correspondant aux puissances inférieures ou égales à celles de la transition aéro-anaérobie estimée par le calcul.

Pour les activités de coups, les limites de la plage des fréquences gestuelles imposées sont celles observées habituellement en match en évitant d'atteindre une DE totale correspondant à la transition. Pour les activités de déplacement, le niveau de puissance maximale imposé est ciblé sur celui de la transition aéro-anaérobie individuelle estimée lors de l'examen préliminaire. Pour simuler les volte-face, au signal sonore, le joueur pose successivement les deux pieds sur une planche fixe à l'avant du tapis puis reprend sa course : la période entre deux signaux sonores est de cinq secondes en début d'expérimentation et diminue de 0,5 seconde par palier (Tableau 3). Pour des raisons de sécurité il n'a pas été possible de réaliser l'activité Tvf au laboratoire.

Chaque activité étalonnée au laboratoire est représentée par un modèle logarithmique du type  $DE = DEo + e^b (FC - FCo)^m$  (i). Les coefficients  $e^b$  et  $m$  sont déterminés sur les régressions linéaires entre LN (FC - FCo) et LN (DE - DEo) sans prendre en compte les points expérimentaux des deux premières minutes correspondant à l'échauffement.

2.4.2.2. Étape 2.2. Terrain. La seconde sous-étape, sur le terrain, permet de s'affranchir des contraintes du laboratoire : le joueur testé peut donc réaliser son activité sans être perturbé. Les relations entre FC et le paramètre mécanique M choisi ( $w$  ou  $V$ ) sont établies à partir des mêmes types de protocoles (Tableau 4).

Pour étudier le surcoût énergétique lié aux phases de volte-face, trois cadences d'aller et retour sur un parcours linéaire balisé sont imposées : 22,2, 33,3 et 50 rpm pour Dvf

Tableau 4  
Protocoles imposés sur le terrain

Activité	wi (initial) Cadence (AF min <sup>-1</sup> )	wf (final) Cadence (AF min <sup>-1</sup> )	dw Accroissement par palier	dt Durée du palier (min)	t Durée totale (min)
A	1	29	0,27	1 à 0,03	14
S	4	12	1 à 2	2	14
C	4	18	2	2	16
	Vi (km h <sup>-1</sup> )	Vf (km h <sup>-1</sup> )	dV (km h <sup>-1</sup> )	dt (min)	t (min)
D	3,5	11,5	1	1,75	16
T	3,5	7,5	0.5	1,75	15
M	3,5	7	0.5	1,75	14

Tableau 5  
Protocoles imposés sur le terrain pour l'activité Dvf

Vitesse (km h <sup>-1</sup> )	w = 22,22 rpm Distance (m)	w = 33,33 rpm Distance (m)	w = 50 rpm Distance (m)
3	2,25	1,50	1,00
4	3,00	2,00	1,33
5	3,75	2,50	1,67
6	4,50	3,00	2,00

Tableau 6  
Protocoles imposés sur le terrain pour l'activité Tvf

Vitesse (km h <sup>-1</sup> )	w = 15,15 rpm Distance (m)	w = 20 rpm Distance (m)	w = 30,30 rpm Distance (m)
3	3,30	2,50	1,65
4	3,85	2,90	1,90
5	4,41	3,30	2,20
6	4,95	3,75	2,50

(Tableau 5) et 15,15, 20 et 30,30 rpm pour Tvf (Tableau 6). Pour chaque cadence, quatre vitesses différentes (3, 4, 5, et 6 km/h) sont imposées, pendant des paliers de 2'. Pour augmenter la vitesse sans varier la cadence, la distance à parcourir est augmentée.

**2.4.2.3. Étape 2.3. Relations DE–M.** Les relations FC–M (ii) obtenues lors de ces étalonnages terrain permettent d'obtenir à partir de (i), les fonctions d'astreinte DE–M du type  $DE = DE_0 + (1/k_\phi * V)^{1/\phi}$  pour les activités de déplacements continus ou  $DE = DE_0 + (1 + p * w^q) * (V/k_\phi)^{1/\phi}$  pour les volte-face et  $DE = a * w + b$  pour les activités brèves de frappe. Même si l'on peut penser que DE pourrait varier de façon curviligne en fonction de la cadence comme pour la vitesse, l'absence de publication dans ce domaine a conduit à utiliser un modèle simplifié linéaire. La pente de la relation (coefficient a) fournit donc directement la quantité d'énergie dépensée en ml kg<sup>-1</sup> pour une activité fondamentale de coup. L'ordonnée à l'origine b correspond à DE posturale entre les frappes en ml kg<sup>-1</sup> min<sup>-1</sup> (Fig. 1).

#### 2.4.3. Étape 3. Analyse spécifique du match

Dans un premier temps, une séquence de 25 minutes du match entre les sujets S. et L. est enregistrée à l'aide d'un caméscope analogique placé en hauteur à 5,50 m du sol et situé à 4,01 m de la ligne de fond du court. Pour orienter convenablement la caméra et vérifier la qualité de l'image lors de l'enregistrement, le caméscope est relié à un moniteur ; la caméra est orientée de telle sorte que la base du

filet et la distance entre les deux poteaux coïncident respectivement avec le bas et la largeur de l'écran de façon à étalonner les mensurations verticales et horizontales : l'étalonnage vertical est contrôlé à partir de la taille du joueur en position debout contre le filet. L'image est numérisée et enregistrée sous un format AVI (Audio Vidéo Interleave).

Le logiciel AVISTEP est utilisé pour stocker les coordonnées x et y du joueur sur l'écran toutes les 0,04 secondes. Le curseur de la souris est positionné au niveau de la ceinture du joueur considérée comme représentative de la hauteur de son centre de gravité et chaque clic fait avancer la vidéo d'une image. La méthode utilisée consiste à cliquer sans bouger le curseur jusqu'à l'obtention soit de la dernière image d'AF pour les activités de déplacement soit de contact balle–tamis pour les frappes. En ce qui concerne les activités brèves de coup et dont la variabilité temporelle est très faible tant en ce qui concerne la phase de préparation que la phase active proprement dite, la pression sur la souris est exercée au moment où le joueur frappe la balle. Les débuts et fin d'activité sont déterminés automatiquement par le logiciel de traitement ENEX à partir des intervalles de temps moyens calculé sur 30 coups.

La fin de chaque activité fondamentale AF est référencée par positionnement du curseur dans un pavé nominatif spécifique de l'activité, en périphérie de l'écran, activée par le logiciel original NYXT.

À la fin d'une séquence de jeu, les données sont transférées sur un tableau EXCEL. Le programme de reconnaissance de zone permet d'obtenir les AF avec leur durée et les coordonnées du joueur.

#### 2.4.4. Étape 4. Traitement des données

L'ensemble des valeurs numériques de positionnement du joueur sur l'écran ainsi que celles correspondant aux validations de fin de chaque activité de déplacement ou de contact balle–tamis sont transférées dans un second tableau EXCEL comprimé. Ces données sont traitées par le logiciel NYXT qui calcule grâce aux étalonnages verticaux et horizontaux, pour chaque instant t de début et de fin d'AF, les coordonnées réelles de la projection du centre de gravité du joueur sur le terrain et donc les fréquences d'intervention w et les vitesses moyennes d'exécution V de chaque AF.

Le modèle mathématique ASTRABIO intégré dans le logiciel ENEX calcule DEti pour chaque AF à partir des fonctions d'astreinte de la gamme de puissance inférieure à la transition aéro-anaérobie. Il permet d'obtenir les valeurs de DEti pour les vitesses ou cadences de l'activité analysée et supérieures à

celles de la transition et calcule la DE<sub>ra</sub> (DE réelle aérobie) à partir d'une équation exponentielle caractérisant l'adaptation cinétique moyenne du métabolisme aérobie :  $DE_{ra} = DE_{ti} - (DE_{ti} - DE_i) * e^{-(t/\tau_{O2})}$  [8]. DE<sub>i</sub> est la valeur initiale de DE<sub>ra</sub> au début de l'AF et  $\tau_{O2}$  est la constante de temps d'adaptation du métabolisme aérobie lors d'une variation de puissance. La variabilité de cette constante durant les phases de récupération a conduit à utiliser une valeur arbitrairement fixée à 5' quels que soient le sujet et la variation de puissance ; augmentation ou réduction. DE<sub>an</sub> est alors estimée par différence à chaque instant t entre DE<sub>ti</sub> et DE<sub>ra</sub>.

### 2.5. Matériel

Un caméscope analogique JVC est utilisé pour filmer les différentes séquences d'activités : il est placé à 5,50 m du sol. La numérisation de l'image vidéo s'effectue sur PC avec une carte Pinnacle et un logiciel AVISTEP téléchargé sur internet. Le traitement est réalisé par trois logiciels originaux : NYXT, ASTRABIO [6] et ENEX (Tableau 1).

Deux types d'ergomètres ont été utilisés : une bicyclette ergométrique Monark 864 à poids pour la détermination de  $\dot{V}O_2$  max et de l'électrocardiogramme morphologique ; un tapis roulant Powerjog EG 30 pour imposer les activités fondamentales (AF) de déplacement.

Les échanges gazeux sont analysés grâce au poste de métabolisme Marianne (TBM : techniques biomédicales). L'étalonnage des analyseurs de gaz est effectué au début de chaque expérimentation grâce à un mélange ternaire de gaz purs : O<sub>2</sub> (16 %), CO<sub>2</sub> (4 %) et N<sub>2</sub> (80 %), et celui du système de mesure de la ventilation (pneumotachographe PNO, capteur de pression différentiel Validyne MP45 et démodulateur Validyne CD23), grâce à une pompe alternative étalon ATPS type PEA0<sub>2</sub>.

Trois types d'appareils ont été utilisés pour la mesure des FC : deux cardiofréquencemètres, Accurex Plus et Baumann BHL 6000 pour la détermination de FC de chacun des deux joueurs sur le terrain et un système automatique de surveillance, d'acquisition et de traitement de l'électrocardiogramme utilisé au laboratoire permettant en outre la surveillance morphologique de l'ECG.

## 3. Résultats

### 3.1. Fonctions d'astreinte

Les relations obtenues pour les activités de déplacement  $DE = f(V)$  et pour les activités de coups  $DE = f(w)$  sont présentées sur la Fig. 1. Les coefficients obtenus pour le sujet S. à l'issue de ces étalonnages sont récapitulés dans le Tableau 7.

Tableau 7

Coefficients des régressions linéaires des fonctions d'astreinte des principales AF du jeu de tennis pour le sujet S

Coeff.	Dc	Tc	B	Coeff.	Dvf	Tvf	Coeff.	A	Cd	Cr	S
$1/k_\phi$	1.77	2.34	1.14	<i>p</i>	0,0056	0,0158	a	0.16	2.20	2.22	3.06
$1/\phi$	1.18	1.13	1.22	<i>q</i>	1,6057	1,3070	b	12.55	4.52	3.73	3.75

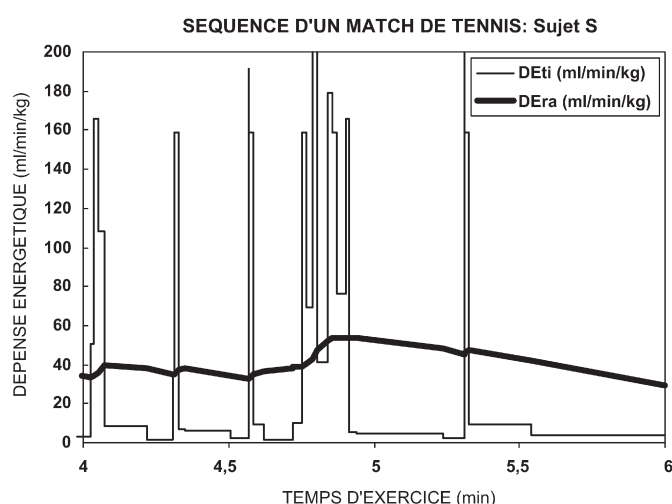


Fig. 3. DE<sub>ti</sub> (DE théorique imposée) et DE<sub>ra</sub> (DE réelle aérobie) mesurées sur une séquence de deux minutes d'un match expérimental.

Le modèle mathématique ASTRABIO calcule pour chaque DE<sub>ti</sub> d'une AF (chaque pic) une exponentielle représentant l'adaptation du métabolisme aérobie. Le calcul de DE<sub>ra</sub> prend en compte les besoins énergétiques nécessaires à la réalisation de l'activité fondamentale mais aussi ceux nécessaires pour couvrir la récupération partielle des déficits en oxygène des séquences précédentes [6]. La différence existant entre cette exponentielle et DE<sub>ti</sub> de l'activité correspond à DE<sub>an</sub> [7].

### 3.2. Analyse de DE d'un match expérimental

Le type de résultat que l'on peut obtenir est représenté Fig. 3.

La mesure de DE grâce au logiciel ENEX et au modèle ASTRABIO [6] montre que le match de tennis se caractérise par des activités de puissance supramaximale. La moyenne des DE<sub>ra</sub> mesurée par le modèle est proche de 60 % du  $\dot{V}O_2$  max ( $32 \text{ ml kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$ ) et la moyenne des DE<sub>ti</sub> est égale à  $18,5 \text{ ml kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$  (Fig. 3).

Le logiciel ENEX permet aussi d'estimer a contrario les FC en match en introduisant les valeurs de DE<sub>ra</sub> dans les fonctions mathématiques FC-DE obtenues en laboratoire.

## 4. Discussion

Les principales caractéristiques du tennis, efforts intermittents d'intensités variables entrecoupés de récupérations plus ou moins complètes, matchs de durée inconstante, types de surfaces différents [14], rendent difficiles, à partir des méthodes actuelles, la détermination des exigences énergétiques et du type de métabolisme mis en jeu.

Habituellement, deux types de techniques sont utilisés pour estimer DE : les méthodes indirectes utilisent un témoin biologique comme FC après son étalonnage avec DE (DE-FC) et les méthodes directes mesurent DE par les échanges gazeux. L'estimation de DE par les techniques indirectes lors d'un

match de tennis pourrait atteindre 72 % de  $\dot{V}O_2$  max [4]. Cependant, l'évolution de FC est liée à DE aérobie mais aussi à d'autres facteurs comme la concentration en phosphocréatine (PCr). La déplétion en PCr induite par une activité fractionnée comme le tennis pourrait majorer l'élévation de FC. De plus en ambiance chaude, la vasodilatation thermolytique augmente et entraîne une surestimation de DE. Christmass et al. [4] montrent que l'utilisation de la relation FC–DE lors d'une course intermittente surestime de 17 % DE par rapport à la valeur réellement mesurée. D'autres études [5], ne montrent pas de différence entre DE moyenne estimée à partir de FC et DE mesurée par technique directe tout en notant qu'il existe des différences individuelles entre l'estimation et la mesure.

Les techniques directes montrent que DE aérobie atteint des valeurs modérées voisines de 60 % de  $\dot{V}O_2$  max, pendant une durée proche de 80 % de celle de l'activité [5]. Cependant, la mesure de la consommation d'oxygène chez un sportif en situation présente de nombreux problèmes techniques [2], induit une gêne psychosensorielle et perturbe le sportif dans le déroulement normal de son activité.

De plus et tout en étant peu précises, ces différentes techniques directes ou indirectes n'estiment que la participation du métabolisme aérobie. Or le tennis caractérisé par des phases d'intensités élevées et/ou des variations brutales de la puissance sollicite fortement le métabolisme anaérobie. Pour estimer son implication, il existe un témoin biologique très souvent utilisé : la concentration en lactate. Ce métabolite est produit lors de la glycolyse anaérobie et sa participation estimée à partir de l'évolution de la lactatémie [L] en cours d'activité fournit des résultats discordants. Smekal et al. affirment que l'endurance des joueurs leur permet de ne pas trop solliciter le métabolisme anaérobie lactique puisque  $[L] = 2,07$  mmol/l [15]. Dansou et al. expliquent que la faible élévation de [L] est liée, pour les dix joueurs de l'expérience, au niveau élevé de leur seuil lactique (80 % de  $\dot{V}O_2$  max) relativement à l'exigence énergétique modérée du match (60 % de  $\dot{V}O_2$  max) [5]. Plusieurs auteurs montrent cependant une corrélation entre l'élévation de la lactatémie et le nombre de coups frappés : son augmentation n'est franche que si le joueur frappe plus de 12 coups de raquette consécutifs au cours des entraînements [13]. D'autres études montrent qu'elle peut dépasser 4 mmol/l [5] et atteindre 6 mmol/l lors d'échanges rapides et/ou longs [4]. Mais toutes ces études qui mesurent la participation du métabolisme anaérobie à partir de [L] ne peuvent en réalité pas appréhender la réelle importance de ce métabolisme : les prélèvements sanguins effectués après une séquence de jeu et généralement en match d'entraînement d'intensité modérée sont probablement à l'origine des faibles valeurs de [L]. De plus cette concentration n'est que la résultante des interactions entre les débits de production des phases intenses et de disparition des phases de récupération qui correspondent d'après nos résultats à pratiquement 85 % du temps total.

La solution utilisée dans ce travail consiste à enregistrer les variables mécaniques représentatives (Mi), cadence d'événements brefs ou vitesse de déplacement, dans les différentes

situations de jeu avec DE après leur étalonnage. Son principe est d'estimer pour chaque AF, DEti (DE théorique) et DEra (DE aérobie), puis de déduire DEan (DE anaérobie) par différence [7,9]. Le choix d'un modèle logarithmique liant FC à DE ( $DE = DEo + e^b [FC-FCo]^m$ ) a été préféré à celui d'un modèle linéaire : ce dernier n'est en effet qu'un cas particulier restrictif du modèle logarithmique pour lequel l'exposant m serait égal à 1,  $e^b$  représentant le coefficient angulaire de la droite et DEo l'ordonnée à l'origine, et son utilisation conduit systématiquement à des erreurs prédictives conséquentes dès lors que la relation présente une incurvation.

Cette méthode présente par rapport aux techniques traditionnelles, outre son faible prix de revient, deux intérêts essentiels. Le premier est de pouvoir estimer DE et FC tout en supprimant les contraintes métrologiques qui peuvent modifier la DE, et qui sont parfois refusées par les acteurs professionnels ou sportifs et leur encadrement, ou simplement interdites par les règlements, en particulier en compétition. Les DEra fournies par ENEX permettent a contrario en utilisant les relations DE–FC du laboratoire de prédire les FC des joueurs en cours de compétition. La comparaison de ces valeurs avec les valeurs enregistrées par cardiofréquence-métrie présente des corrélations relativement satisfaisantes ( $r = 0,90$ ) qui permettent de confirmer la validité du calcul de DEra et de la méthode originale déjà utilisée dans différentes activités sportives et professionnelles. Ce travail révèle cependant des différences d'évolution temporelle entre FC prédites et FC mesurées non révélées par le coefficient de corrélation dont l'origine tient au choix d'une constante arbitraire et fixe de la cinétique du métabolisme aérobie ( $\tau O_2$ ). Or physiologiquement,  $\tau O_2$  varie en fonction des conditions métaboliques locales (pH, concentration des composés phosphorylés, température...) en particulier lors des phases de récupération succédant à des activités intenses. L'introduction d'un  $\tau O_2$  variable lié aux conditions métaboliques du tennis améliorerait vraisemblablement la prédictivité.

Le second intérêt est d'offrir une excellente appréciation de la DE du tennis et en particulier de l'intensité du métabolisme anaérobie mis en jeu. En effet, les techniques traditionnelles (RMN, lactatémie), ne permettent pas de déterminer DE anaérobie leur résolution étant de durée supérieure à celle du phénomène à décrire [10].

Les DEra et FC moyennes du joueur S. déterminées au cours d'une séquence de 12 minutes d'un match d'entraînement, respectivement  $32 \text{ ml kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$  et 141 bpm, sont proches de celles trouvées dans la littérature : environ 50 à 70 % de  $\dot{V}O_2$  max et FC entre 140 et 160 bpm [4,5,15] ce qui est en faveur de la validité de la méthode. La DEti moyenne imposée isolément par l'activité,  $18,5 \text{ ml kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$ , qui ne prend pas en compte le surcoût énergétique estimé du paiement de la dette en  $O_2$  de chacune des phases de récupération (Fig. 3) est donc d'environ 40 % inférieure à DEra. Cette quantité d'énergie correspond à celle nécessaire pour éliminer des produits du métabolisme anaérobie, lactate en particulier, et restaurer les réserves énergétiques, par exemple PCr. Ces résultats montrent clairement que les activités du tennis comportent des efforts de puissances élevées, DEra atteignant épisodiquement  $\dot{V}O_2$  max et DEti pouvant dépasser lors d'activités supramaxi-

males, quatre fois  $\dot{V}O_2$  max (Fig. 3). La participation du métabolisme anaérobie est aussi confirmée par une valeur très faible du rendement comme lors d'un service : le rapport de la puissance mécanique développée, environ 400 W [1], sur la puissance énergétique donnée par cette technique, 3600 W, fournit en effet une valeur faible d'environ 11 %. Ce rendement est même vraisemblablement encore plus faible puisque, à cadence de frappe identique (8 cpm), la FC enregistrée au laboratoire pour le service est inférieure à celle enregistrée sur le terrain, respectivement 104 bpm et 129 bpm. Si l'absence de mesure concernant l'intensité des frappes ne permet pas de quantifier cette incidence, on peut penser que la différence observée est liée à une limitation de la liberté gestuelle des sportifs du fait de l'environnement métrologique du laboratoire. Cette remarque peut donc vraisemblablement s'appliquer aussi aux activités de coups Cd et Cr.

La première limite de cette méthode est l'exploitation manuelle image par image de l'enregistrement vidéo qui rend très fastidieuse l'analyse complète d'un match. Cette difficulté sera prochainement levée par la mise au point d'une technique de repérage automatique du joueur sur le terrain. La seconde est la lourdeur des étalonnages qui empêche pour l'instant son utilisation en routine. Mais la réduction de ces étalonnages à deux, et l'application dans ENEX des coefficients de la course continue (Dc) pour les différentes activités de déplacements et d'un coût énergétique moyen pour les coups, permet cependant d'obtenir une D<sub>Era</sub> moyenne de 30,5 ml kg<sup>-1</sup> min<sup>-1</sup> proche de celle obtenue en utilisant les coefficients spécifiques de chaque AF, 32 ml kg<sup>-1</sup> min<sup>-1</sup>. Cet étalonnage moyen donne une vision correcte de la moyenne des D<sub>Era</sub> du tennis et fait bien apparaître en particulier les phases à forte participation anaérobie. En revanche, sur une seule activité brève de déplacement fractionné, par exemple 10 km/h, il induit une sous-estimation qui peut atteindre 30 % par rapport à la technique de référence (51,2 ml kg<sup>-1</sup> min<sup>-1</sup> contre 71,2 ml kg<sup>-1</sup> min<sup>-1</sup>).

## 6. Conclusion

Cette méthode est particulièrement adaptée aux activités se déroulant sur une aire horizontale plane de dimensions limitées, piscine, piste d'athlétisme, anneau de vitesse, gymnase, terrains de sport extérieurs ou en salle. Ses étapes constitutives ont été largement utilisées pour mesurer la dépense énergétique de nombreuses activités sportives ou professionnelles et en particulier gérer le suivi de compétitions et records : basket, biathlon, canoë-kayak, course à pied, cyclisme, football, natation, ski de fond, triathlon... [3,8]. Elle permet en particulier d'appréhender la réelle importance du métabolisme anaérobie dans des sports fractionnés comme le tennis. Cette technique couplée à des méthodes de repérage spatial et de détection

sonore performants, pourrait bénéficier dans l'avenir d'une automatisation complète et d'un traitement en temps réel afin de la rendre utilisable en routine.

Elle offre donc, couplée à la mesure d'aptitude, la possibilité de quantifier et de traiter les inadéquations aptitude-astreinte qui sont souvent la cause de pathologies et de contre-performances. Ses applications concernent donc aussi bien la biologie du sport que l'ergonomie ou la rééducation [10].

## Références

- [1] Ben Kibler W. What makes the tennis ball go-push. 2001; PTR International tennis Symposium 2001.
- [2] Berger-Vachon C, Eclache JP, Poupot G, Scronias N. 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. RBM 1985;7(1):43–7 (Revue Biomédicale).
- [3] Botton F, Eclache S, Forest M, Eclache JP. Application de l'entraînement scientifique individuel du fichier électronique Apteval à la préparation des records des 50-100m brasse master C5. Abstract, 22<sup>e</sup> congrès SFMS. Angers, 2002 ; 41.
- [4] Christmass MA, Richmond S, Cable T, Arthur P, Hartmann P. Exercise intensity and metabolic response in singles tennis. J Sports Sci 1998;16: 739–47.
- [5] Dansou P, Odou MF, Therminarias A. Dépense énergétique aérobie au cours d'un match de tennis, du laboratoire au terrain. Sci Sports 2001; 16:16–22.
- [6] Eclache JP. Adaptations d'un modèle mathématique humain à différents exercices exhaustifs rectangulaires de 50 à 1350% de  $\dot{V}O_2$  max. Application à l'analyse des cinétiques adaptatives des filières énergétiques. Actes, VIII<sup>e</sup> Congrès international de l'ACAPS. Macolin, Suisse, 1999; 39-42.
- [7] Eclache JP. La détermination du coût énergétique des activités sportives sur le terrain. Sci Sports 1988;3:291–301.
- [8] Eclache JP. L'entraînement scientifique individuel; la clef d'or du mariage performance et santé. Collection performance et santé. ASTB; 1999 (207p).
- [9] Eclache JP, Botton F. Anaerobic energy expenditure of in the field rectangular exercises estimated by a mathematical model. Abstract, Congrès FEPS, Nice, France, 2003; 41.
- [10] Eclache JP, Gorostiaga E. Temps de récupération; prévention des accidents des sports fractionnés. Kinésithérapie Scientifique 2000;406:23–9.
- [11] Eclache JP, Eclache S, Osmani K, Rebreyend-Colin M, Maquet E. Estimation de la consommation maximale d'oxygène grâce à un interrogatoire normalisé à deux niveaux. Sci Sports 2000;15:248–9.
- [12] Eclache JP, Seveyrat F, Trenteseaux JN, Joyeux P, Mercier-Guyon J, Messonier L, et al. Le dossier électronique Apteval, support de la stratégie ASTB d'évaluation et de suivi de l'aptitude physique. Actes, VIII<sup>e</sup> Colloque de la société de biométrie humaine. Paris, 2001; 10-12.
- [13] Paruit MC. In: Mesure de la fréquence cardiaque et des lactates sur le court de tennis lors des différents types d'entraînements d'une saison. Médecine du sport; 1990. p. 43–8.
- [14] Renstrom J. In: The physiological demands of tennis. Handbook of Sports Medecine and Science; 2001. p. 46–51.
- [15] Smekal G, Von Duvillard S, Hofmann P, Baron R, Tschan H, Bachl N. A physiological profile of tennis match play. Physical Fitness and Performance 2001;33(6):999–1005.

---

## ANNEXE 3d

---

Botton F, Hautier C, Eclache JP. Effect of Wearing the Cosmed K4b<sup>2</sup> Metabolic System on heart rate, psychological constraint and performance during different sportive task.

---

***Soumis à Journal of Human Kinetics***



# Effect of wearing the Cosmed K4b<sup>2</sup> metabolic system on heart rate, psychological constraint and performance during different tennis tasks

Florent Botton<sup>a,b</sup>, Christophe Hautier<sup>b</sup>, Jean-Paul Eclache<sup>a</sup>

<sup>a</sup>*ASTB (Association Sport Travail Biologie), Laboratoire de la Performance, 69680 Lyon-Chassieu, France*

<sup>b</sup>*CRIS (Centre de recherche et d'Innovation sur le Sport), Université de Lyon, Université Lyon 1, Lyon, France.*

Corresponding Author: Florent Botton

*ASTB (Association Sport Travail Biologie), Laboratoire de la Performance, 69680 Lyon-Chassieu, France*

*CRIS (Centre de recherche et d'Innovation sur le Sport), Université de Lyon, Université Lyon 1, Lyon, France.*

[flobot@voila.fr](mailto:flobot@voila.fr)

Tel: (0033) 6 08 09 11 61

Christophe Hautier

*CRIS (Centre de recherche et d'Innovation sur le Sport), Université de Lyon, Université Lyon 1, Lyon, France.*

[christophe.hautier@univ-lyon1.fr](mailto:christophe.hautier@univ-lyon1.fr)

Jean-Paul Eclache

*ASTB (Association Sport Travail Biologie), Laboratoire de la Performance, 69680 Lyon-Chassieu, France*

[jeanpaul.eclache@free.fr](mailto:jeanpaul.eclache@free.fr)

## Abstract

This study examined the impact of wearing the Cosmed K4b<sup>2</sup> metabolic system with face-mask on heart rate, perceived cardio-respiratory (CRC) and psychomotor (PMC) constraints, and performance during simple and complex closed skills (running and tennis service) and open skill (tennis match). Four healthy tennismen participated to the study (age = 24.7 +/- 2.1 years,  $\dot{V}O_2\text{max}$  = 53.5 +/- 6.2 ml/min/kg). During running and service exercises subjects performed three trials of an incremental test : two trials in the control condition without wearing the system were separated by one trial with the K4b<sup>2</sup>. The match consisted of two periods of four games each, with and without the K4b<sup>2</sup>.

Wearing the K4b<sup>2</sup> did not alter heart rate for the 3 activities. Wearing the K4b<sup>2</sup> did not increase CRC and PMC during running but increased CRC and PMC during tennis service and match ( $p < 0.05$ ). Service accuracy was not altered when subjects wore the K4b<sup>2</sup> but the performance significantly decreased during match while wearing the K4b<sup>2</sup> : players wearing the K4b<sup>2</sup> won a lower percentage of points (42.6 +/- 6.4 % vs. 57.4 +/- 6.4 %) and games (25.0 +/- 20.4 % vs. 75.0 +/- 20.4 %) than their adversaries ( $p < 0.05$ ). This study shown that wearing the K4b<sup>2</sup> during a complex activity increased perceived CRC and PMC and decreased the performance during open skill.

Keywords : portable metabolic system, perceived constraint, performance

## 1. Introduction

The assessment of energetic demands of sport activity and occupational activity has traditionally been based on measurements of oxygen consumption using a portable metabolic system such as the Cosmed K4b<sup>2</sup> (Aminoff et al. 1999, Fernandez et al. 2006). This system, previously validated is worn on the chest using a harness fitted over both shoulders and around the waist, and includes a flexible facemask placed over the subjects' mouth and nose (Duffield et al. 2004, Hausswirth et al. 1997). Bales et al. (2001) have shown that wearing a portable metabolic system (Oxylog instrument) had no effect on aerobic capacity during a high intensity step test in young adults. Moreover, a recent study reported that wearing the Cosmed K4b<sup>2</sup> system does not influence a 1-mile walking performance nor affects the predicted maximal oxygen uptake values in older adults (Gault et al. 2009). Nevertheless, some studies reported that wearing a face mask is uncomfortable (Mauritzson-Sandberg 1991, Meyer et al. 1997) and increases cardiorespiratory strain (Jetté et al. 1990, Louhevarra et al. 1984, Zimmerman et al. 1991) or negatively affects performance of psychomotor tasks (Zimmerman et al. 1991, Jaraiedi et al. 1994). More recently, Smolander et al (2008) have suggested that wearing a portable gas analyzer during postal work could influence the performance of workers. Indeed, the extra weight, the discomfort of the harness, and of the face mask, may increase the perceived cardiorespiratory and psychomotor constraints and influence the performance during complex tasks.

The purpose of the present study was to compare the impact of wearing the Cosmed K4b<sup>2</sup> on the physiological response, perceived cardiorespiratory and psychomotor constraints, and performance during simple closed skill (continuous running), complex closed skill (tennis serve) and complex open skill (tennis match). It was hypothesized that wearing the Cosmed K4b<sup>2</sup> would have no effect on physiological responses during closed or open skill but will negatively affect performance during open skill.

## 2. Methods

### *Subjects*

Four healthy regional level tennis players participated to the study. Mean (SD) age, body weight and  $\dot{V}O_2$  max were 24.7 +/- 2.1 years, 81.6 +/- 13.1 kg and 53.5 +/- 6.2 ml/min/kg, respectively. Before inclusion in the study, all subjects were medically screened. Each participant gave written

informed consent to participate after the purpose and potential risks of the study were carefully explained. The study was approved by the University ethics committee.

Prior to the field tests, an incremental cycling ergometer test was carried out for each subject to determine  $\dot{V}O_{2max}$ . An incremental bicycle ergometer test was carried out for each subject to determine  $\dot{V}O_{2max}$ . Subjects were instructed to refrain from vigorous exercise 24 hours prior to their arrival at the laboratory. The procedure consisted in a progressive increasing workload of 20 W increment every minute. Maximal oxygen consumption was determined when subjects reached the oxygen uptake plateau ("leveling off" criterion). Gas samples were analyzed in real time by an automatic system previously described (Botton and Eclache 2007).

### ***Experimental protocol***

Data collection was performed on an indoor tennis court, with participants wearing appropriate match-play clothes and using their own racquets. Subjects performed three trials of an incremental test in running and tennis serve : two trials in the control condition (C1 and C2) without wearing the system (Control trial : C) were separated by one trial with the K4b<sup>2</sup> (K4 trial : K) with 1.5 min recovery between them. The effect of wearing the K4b<sup>2</sup> on physiological response was determined thanks to heart rate measurement using a heart rate monitor (Polar, S610i). Heart rate measured during the last 10 seconds of each level were used to establish the linear regression between heart-rate and running speed or between heart rate and stroke frequency.

The effect of wearing the K4b<sup>2</sup> on cardiorespiratory and psychomotor constraints was assessed by a modified Borg CR10 Scale (Borg 1998). The subjects have to rate the perceived constraint by a number ranging from 0 (nothing at all) to 10 (extremely strong) with different level : 1 (very weak), 5 (somewhat strong), 8 (very strong). Due to the inability to verbally express the values of the scale because of the apparatus during the K trial, the subject indicated the estimated value with his hand at the end of each level of C1, K and C2 trials.

The rating of perceived constraint was fully explained with anchor statements. Perceived cardiorespiratory constraint referred to an additional perceived physiological strain and a perception of breathing resistance. Perceived psychomotor constraint referred to difficulties in information treatment, strategy management and motor control in technical abilities.

*Running protocol* : Subjects performed three trials of 10.5 min : in the control condition « Cr1 », with the K4b<sup>2</sup> «Kr » and lastly in the control condition « Cr2 » with 1.5 min recovery between each

trial. Speed running was increased from 5.8 km/h to 14.8 km/h with an increase of 1.5 km/h per level every 1.5 min. Markers were used to indicate the run all around the court.

*Service protocol* : Subjects performed three trials of 7.5 min : in the control condition « Cs1 », with the K4b<sup>2</sup> «Ks» and lastly in the control condition «Cs2» with 1.5 min recovery between them. Stroke frequency was increased from 4 services/min to 12 services/min with an increase of 2 strokes per level. Player was instructed to realize a stereotyped movement with the same ball velocity all over the test. For this, a continuous feedback was given to the player about the ball velocity during the two first levels of each trial. The frequency was dictated by an auditory signal. The bucket of balls was elevated to avoid trunk flexion.

Service precision was determined afterwards by video analysis. The number of service shots landing in the target area (expressed as a percentage of total service shots played) per trial Cs1, Ks and Cs2 was noted as measure of accuracy. A radar gun (SR3600, Sports-radar, Homosassa, FL, USA) was settled in front of the subject in the opposite court in order to measure the ball velocity.

*Match protocol*: Two matches played through the best of three sets were performed. A camera positioned 6 m above the court filmed the players' activity.

Before each match, the player 1 (P1) and player 2 (P2) performed a standardized warm-up for 5 min consisting of ground strokes, volleys plus overhead, and serves.

An example of the experimental protocol is illustrated in Figure 1. First, P1 wore the K4b<sup>2</sup> during the first five games (Km). At the end of game 5, the apparatus was removed while the players sit during permitted changeover breaks in play. Then P1 and P2 played the next four games without the apparatus during the first control sequence (Cm1). After the four games were played, the experimenter installed the K4b<sup>2</sup> on P2, who played four games with the K4b<sup>2</sup> (Km). Lastly, P1 and P2 played the next four games without the apparatus during the second control sequence (Cm2). The order of this sequence was randomised (figure 1).

Perceptual measurements were obtained at the end of each game. Psychomotor constraint scale was applied for displacement and stroke separately. In order to make a statistical comparison on the same game number, the first game played with the K4b<sup>2</sup> for P1 (G1) was removed. The percentages of points and games won by the players during Km as compared to those of the adversary were used to analyse the players' performance. The activity pattern of the players were determined with the number of points per game and the number of shots per point during Km compared to Cm, the mean between Cm1 and Cm2.

## ***Equipment***

During Kr, Ks and Km trials, subjects wore the Cosmed K42 (Cosmed srl, Rome, Italy) portable metabolic gas analyser with facemask. The Cosmed K4b<sup>2</sup> consists of a portable unit (PU: dimensions 170×55×100mm; weight: 475g) and battery (dimensions 170×48×90mm; weight: 400g). The system is worn on the chest using a harness that fits over both shoulders and around the waist (PU in front pocket and battery in back pocket). A flexible rubber facemask is placed over the subjects' mouth and nose using a net head cap and four clips to secure. The Cosmed K4b<sup>2</sup> system was warmed up for 40 minutes prior to calibration. The Cosmed K4b<sup>2</sup> was calibrated using known gases (15.05% O<sub>2</sub>, 5.4202% CO<sub>2</sub> and nitrogen balance). The volume transducer was calibrated using a 3 litre syringe.

At the beginning of each test period an experimenter helped the worker to put on the K4b<sup>2</sup> in order to ensure an optimal fit between the subject face and the facemask.

## ***Data analysis***

All data were expressed as mean ± SD. The impact of wearing the K4b<sup>2</sup> on the physiological response was determined thanks to statistic comparison of the slopes of the linear regression between heart rate and speed running or between heart rate and stroke frequency during C and K trials : an analysis of variance (F-test) was used to evaluate differences in the slopes. The effect of the level numerous or the game numerous on perceived constraints were analyzed using F-test. In case of statistical significance, the Wilcoxon rank tests for two paired samples were performed (SPSS 11.0.1., Chicago, IL, USA). The impact of wearing the K4b<sup>2</sup> on perceived constraints and on performance were analyzed thanks to the Wilcoxon rank tests for two paired samples. For all statistical tests, differences were deemed significant at  $p \leq 0.05$ .

## **3. Results**

### ***Mean oxygen consumption during running, service and match***

During running, the oxygen consumption estimated at the end of the Kr trial was equal to 87 +/- 6 %  $\dot{V}O_{2max}$ . During service, the oxygen consumption estimated at the end of the Ks trial was equal

to 80 +/- 3 %  $\dot{V}O_{2max}$ . During the match, the mean oxygen consumption was equal to 51.5 +/- 10.2 %  $\dot{V}O_{2max}$ .

### ***Effect of K4b<sup>2</sup> on heart rate***

For running protocol, the correlation coefficient of linear relationship between heart rate and speed running was higher than 0.97. The slope of the relationship determined for K trial was not statistically different from the slope determined for Cr1 and Cr2 trials. The y intercept of the regression lines was significantly higher for Cr2 trial (98 bpm) than Kr trial (85 bpm) and Cr1 trial (74 bpm) ( $p \leq 0.05$ ).

For service protocol, the correlation coefficient of linear relationship between heart rate and frequency was higher than 0.98 (Figure 2). The slope of the relationship determined for Ks trial was not statistically different from the slope determined for Cs1 and Cs2 trials ( $p \leq 0.05$ ). The y intercept of the regression lines was significantly higher for Cs2 trial (113 bpm) than Ks trial (106 bpm) and Cs1 trial (97 bpm) ( $p \leq 0.05$ ).

### ***Effect of K4b<sup>2</sup> on perceptual measurement***

During running protocol, wearing the K4b<sup>2</sup> did not increase significantly the perceived cardiorespiratory and psychomotor constraints.

During service protocol, wearing the K4b<sup>2</sup> increased perceived cardiorespiratory constraint during the highest intensities (8, 10, 12 strokes/min) ( $p \leq 0.05$ ) (Figure 3). The perceived cardiorespiratory constraint increased between each level, except for 4 to 6 strokes/min and 6 to 8 strokes/min. Wearing the K4b<sup>2</sup> increased perceived psychomotor discomfort from the very first levels ( $p \leq 0.05$ ) (Figure 3). The perceived psychomotor constraint measured during the levels 10 and 12 strokes/min were significantly higher than the values measured for 4 and 6 strokes/min ( $p \leq 0.05$ ).

During the match, wearing the K4b<sup>2</sup> increased perceived cardiorespiratory and psychomotor constraints ( $p \leq 0.05$ ) (Figure 4, 5). The perceptual psychomotor constraint was significantly higher for the strokes than for displacement ( $p \leq 0.05$ ) (Figure 5).

### ***Effect of K4b<sup>2</sup> on performance***

During service protocol, the accuracy percentage and ball velocity were not significantly different between Cs1 trial (70.8 +/- 6.2 %; 127.0 +/- 10.4 km/h), K trial (72.1 +/- 5.0 %; 128.2 +/- 12.7 km/h) and Cs2 trial (72.9 +/- 2.8 %; 130.6 +/- 10.8 km/h). During the match, while wearing the K4b<sup>2</sup>, player won a significantly lower percentage of point than his adversary (42.6 +/- 6.4 % vs. 57.4 +/- 6.4 %) ( $p \leq 0.05$ ) and a significantly lower percentage of games (25.0 +/- 20.4 % vs. 75.0 +/-

20.4 %) ( $p \leq 0.05$ ). During Km trial, the subject played a higher number of points per game than during Cm (7.7 +/- 1.7 vs. 5.8 +/- 1.7 points/game) ( $p < 0.15$ ) and the mean time duration of a game was higher (3.6 +/- 1.0 min vs. 2.6 +/- 0.7 min) ( $p < 0.10$ ). However, it was not statistically significant. During Km, the number of shots per point was significantly higher than during Cm (2.0 +/- 0.3 stroke/point vs. 1.8 +/- 0.1 stroke/point) ( $p \leq 0.05$ ).

#### 4. Discussion

The aim of this study was to examine the influence of wearing the Cosmed K4b<sup>2</sup> on physiological response, perceived cardiorespiratory and psychomotor constraints, and on performance during simple closed skill (continuous running), complex closed skill (tennis serve) and complex open skill (tennis match). The primary finding of the present study was that wearing the Cosmed K4b<sup>2</sup> metabolic system had no effect on performance during complex closed skill (service) but decreased performance during complex open skill (match). In addition, wearing the K4b<sup>2</sup> did not alter physiological response during closed or open skill but led to an increased of discomfort perception during complex skill.

Running is considered as closed skill since the objective is to execute pre-determined movements in a precise and repeatable way, based on an idealized model or form. There were no effect on perceptual cardio-respiratory and psychomotor constraints during this simple closed task involving sub-maximal power while wearing the K4b<sup>2</sup>. Wearing the K4b<sup>2</sup> did not affect physiological response in accordance with others studies which have shown that the metabolic cost is not significantly altered when the additional load is low (less than 1.5 % of body mass) and carried on the thorax using a shoulder harness (Lind and Mc Nicol 1968, Bastien, et al. 2005). Moreover, a recent study has shown that wearing the K4b<sup>2</sup> does not influence a 1-mile walking performance in older subjects (Gault et al 2009). During simple closed skills such as lift test and step test, heart rate and oxygen consumption were only altered when participants reached their physiological limits while wearing a heavier portable gas analyzer (i.e. Oxylog instrument 4.31 kg) (Bales et al. 2001). On the other hand, the cardio-respiratory and psychomotor discomfort perception increased during the second closed skill (tennis serve) (Figure 3). Contrary to running, service is a complex skill requiring a large attention and challenging coordination ability. Interestingly, the perceived cardio-respiratory constraint was higher than during the running protocol, although the oxygen consumptions estimated at the end of Kr and Ks were very closed (87 +/- 6 %  $\dot{V}O_{2max}$  vs. 80 +/- 3 %  $\dot{V}O_{2max}$ ). It may be explained by the fact that the physiological strain was higher during tennis service because of the intermittent nature of this exercise characterized by short periods of high



intensity. Moreover, the perceived cardiorespiratory constraint increased with the exercise intensity and was significantly higher than the control Cs at the level 8 service /min when the oxygen consumption reached 60%  $\dot{V}O_{2max}$  (Figure 3). This is in accordance with other studies which have shown that wearing a respiratory protective device with half or full mask increased cardiorespiratory strain : ventilation, heart rate, and oxygen consumption increased more rapidly for exercise intensity above 60%  $\dot{V}O_{2max}$  (Louhevaara et al. 1984) and 80%  $\dot{V}O_{2max}$  (Jetté et al. 1990) because of the interaction of increased breathing resistance, the weight of the respirator, and subjective stress factors (Louhevaara et al. 1984). In our study, the low breathing resistance of the system and its low weight had no effect on the physiological response during tennis service despite of the perceived cardiorespiratory constraint (Figure 2). As for cardiorespiratory constraint, the perceived psychomotor constraint increased with intensity and it was significantly higher than the control whatever the stroke frequency (Figure 3). Indeed, wearing the K4b<sup>2</sup> hampered the participants' ability to perform such complex skill requiring more coordination, spatial control and larger movements of the trunk and arms. Moreover, the added effort by the subject to consciously take extra precautions to play with the K4b<sup>2</sup> and the hose and wire, because of the explosive nature of such stroke, may play a part in increasing the perceived psychomotor constraint. Nevertheless, wearing the K4b<sup>2</sup> did not altered performance during such closed complex skill as ball velocity and service accuracy were not altered.

During open complex skill as tennis match, the cardiorespiratory discomfort perception increased during the first game and remained constant during the 4 games with the K4b<sup>2</sup> (Figure 4, 5). This demonstrated that the perceived cardiorespiratory discomfort can increased during low exercise intensity (50%  $\dot{V}O_{2max}$ ). Identically, the psychomotor discomfort perception increased during the first game and this study shown that the psychomotor constraint was higher for the strokes than for displacements ( $p < 0.05$ ). It may be possible that the facemask involved a higher visual impairment during strokes which require great ability and spatial control. Indeed wearing a half or a full mask affect significantly the performance of psychomotor tasks (Zimmerman et al. 1991, Jaraiedi et al. 1994) such as the steadiness of work performance and movements requiring accurate control for positioning objects (Zimmerman et al. 1991). Because of these cardiorespiratory and psychomotor constraints, wearing the K4b<sup>2</sup> negatively affected the performance during open skill : players wearing the K4b<sup>2</sup> won a lower percentage of points (42.6 +/- 6.4 % vs. 57.4 +/- 6.4 %) and games (25.0 +/- 20.4 % vs. 75.0 +/- 20.4 %) than their adversaries ( $p < 0.05$ ). Additionally, it is interesting to note that wearing the K4b<sup>2</sup> tended to influence the players' activity patterns. The number of strokes per point during Km was higher than during Cm (2.0 +/- 0.3 strokes/points vs. 1.8 +/- 0.1

strokes/points) ( $p \leq 0.05$ ) and subjects played a higher number of points per game and the mean game duration tended to be longer during Km although it was not statistically significant.

In conclusion, results of this study support the hypothesis that wearing the K4b<sup>2</sup> have no effect on physiological responses (heart rate) during closed or open skill but negatively affect performance during open skill as tennis match. The results of the present study would support the contention that wearing the K4b<sup>2</sup> during complex open task could influence the data collected in occupational or sportive activity.

## REFERENCES

- Aminoff T, Smolander J, Korhonen O, Louhevaara V. Physiological strain during kitchen work in relation to maximal and task-specific peak values. *Ergon*, 1999; 42: 584-592.
- Bales DW, Craig BN, Congleton JJ, Kerk CJ, Amendola AA, Gaines WG, Jenkins OC. The influence of supporting the Oxylog instrument on estimated maximal aerobic capacity during a step test and heart rate during a lifting test. *Appl Ergon*, 2001; 32: 367-377.
- Borg G. Borg's perceived exertion and pain scales. Champaign, Human Kinetics, 1998.
- Botton F, Eclache JP. Dépenses aérobie et anaérobie des activités fondamentales du tennis à partir de la vidéo et d'étalonnages individuels terrain/laboratoire: Application d'une méthode originale. *Sci Sports*, 2007 ; 1 : 20-27.
- Duffield R, Dawson B, Pinnington HC, Wong P. Accuracy and reliability of a Cosmed K4b<sup>2</sup> portable gas analysis system. *J Sports Sci Med*, 2004; 7: 11-22.
- Fernandez J, Mendez-Villanueva A, Pluim BM. Intensity of tennis match play. *Br J Sports Med*, 2006; 40: 387-391.
- Gault ML, Clements RE, Willems M. Effect of Wearing the Cosmed K4b<sup>2</sup> Metabolic System on 1 Mile Walking Performance in Older Adults. *J Hum Kin*, 2009; 21: 41-48.
- Hauswirth C, Bigard AX, Le Chevalier JM. The Cosmed K4 telemetry system as an accurate device for oxygen uptake measurements during exercise. *Int J Sports Med*, 1997; 18: 449-453.
- Jaraiedi M, Iskander WH, Myers WR, Martin RG. The effects of respirator use on workers' productivity in a mentally stressing task. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 1994; 55: 418-424.
- Jetté M, Thoden J, Livingstone, S. Physiological effects of inspiratory resistance on progressive aerobic work. *Eur J Appl Physiol*, 1990; 60:65-70.
- Lind A, McNicol G. Cardiovascular responses to holding and carrying weights by hand and by shoulder harness. *J Appl Physiol*, 1968; 25: 261-267.
- Louhevaara V, Tuomi T, Korhonen O, Jaakkola J. Cardio-respiratory effects of respiratory protective devices during exercise in well-trained men. *Eur J Appl Physiol*, 1984; 52:340-345.
- Mauritzson-Sandber G. Psychological effects on prolonged use of respiratory protective devices in children. *Ergon*, 1991; 34: 313-319.
- Meyer JP, Héry M, Herrault J, Hubert G, François D, Hecht G, Villa, M. Field study of subjective assessment of negative pressure half-masks. Influence of the work conditions on comfort and efficiency. *Appl Ergon*, 1997;28: 331-338.

Smolander J, Juuti T, Kinnunen ML, Laine K, Louhevaara V, Männikkö K, Rusko H. A new heart rate variability-based method for the estimation of oxygen consumption without individual laboratory calibration: application example on postal workers. *Appl Ergon*, 2008; 39:325-31.

Zimmerman NJ, Eberts C, Salvendy G, McCabe G. Effects of respirators on performance of physical, psychomotor and cognitive tasks. *Ergon*, 1991; 34: 321-334.

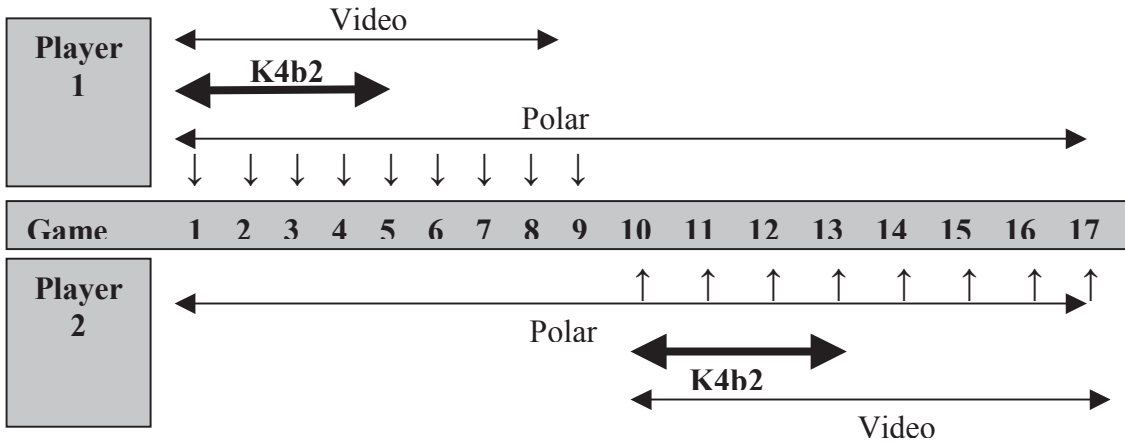


Fig. 1  
 Experimental design during match  
 ↓↑: perceptual measurement  
 Control : Cm1 (G6-G9), Cm2 (G14-G17)

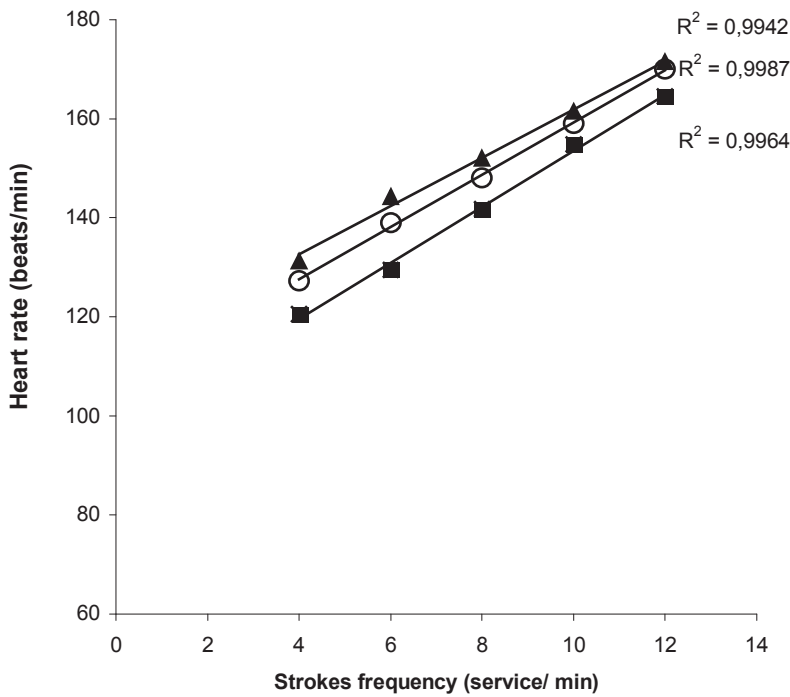


Fig. 2  
 Relationships between heart rate and strokes frequency during control trials (Cs1: ■ and Cs2: ▲) and K4b2 trial (Ks: ○) trials. Data are presented as the mean of the 4 subjects.

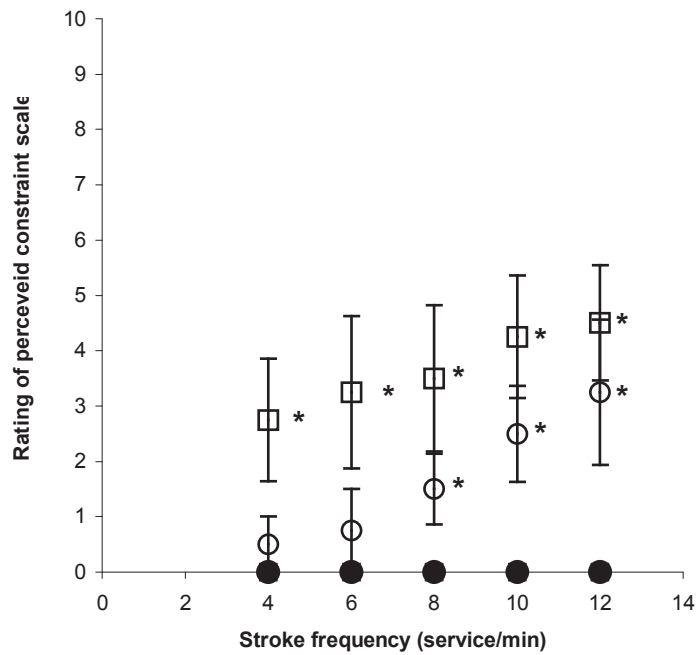


Fig. 3

Values for perceived cardio-respiratory constraint during control trial (Cs: ●) and K4b<sup>2</sup> trial (Ks: ○) and perceived psychomotor constraint during control trial (Cs: ■) and K4b<sup>2</sup> trial (Ks: □) reported during service protocol. Data are presented as the mean +/- standard error (n=4). Cs are mean values for Cs1 and Cs2.

(\*) significantly difference between 8 Ks and Cs (p≤0.05)

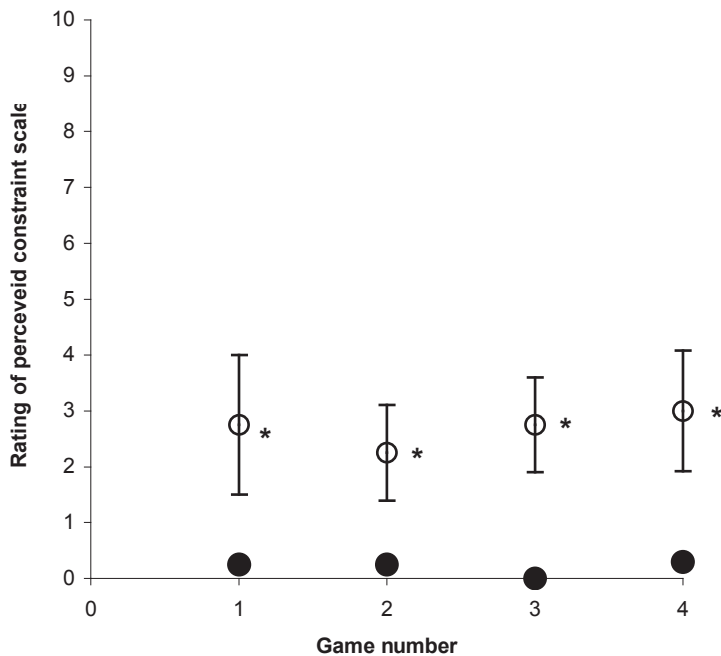


Fig. 4

Values for perceived cardio-respiratory constraint during control trial (Cm: ●) and K4b<sup>2</sup> trial (Km: ○) reported during match. Data are presented as the mean +/- standard error (n=4).

(\*) significantly difference between Km and Cm (p≤0.05)

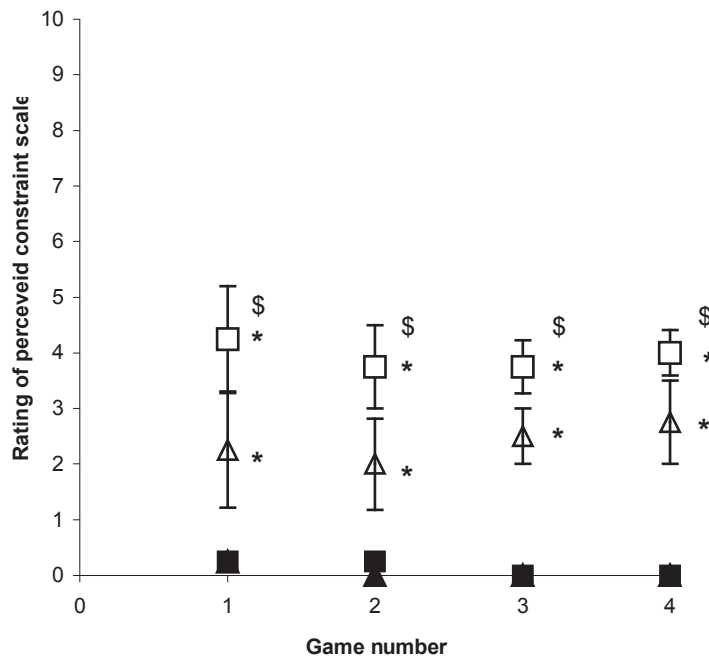


Fig. 5

Values for the perceived psychomotor discomfort reported for strokes during control trial (Cm: ■) and K4b<sup>2</sup> trial (Km: □) and for displacement (Cm: ▲ and Km: △) during match. Data are presented as the mean +/- standard error (n=4).

(\*) significantly difference between Km and Cm ( $p \leq 0.05$ )

(\$) significantly difference between perceived psychomotor discomfort reported for strokes and for displacement ( $p \leq 0.05$ )

