

Université de Montréal

Coût bioénergétique des modes de déplacements irréguliers en sport

par

Nabyl Bekraoui

Département de kinésiologie

Thèse présentée à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de Philosophiæ Doctor (Ph.D.)
en sciences de l'activité physique

Septembre 2015

© Nabyl Bekraoui, 2015

Université de Montréal
Faculté des études supérieures et postdoctorales

Cette thèse intitulée:

Coût bioénergétique des modes de déplacements irréguliers en sport

présentée par:

Nabyl Bekraoui

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes:

Julie Lavoie,	Président-rapporteur
Luc Léger,	Directeur de recherche
Georges Cazorla,	Co-directeur
François Péronnet,	Membre du jury
Examineur externe,	Alain Steve Comtois
Julie Lavoie,	Représentant du doyen

RÉSUMÉ

L'objectif de cette thèse est de quantifier trois réponses physiologiques: la consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$), la fréquence cardiaque (FC) et la lactatémie ([LA]) pour différentes modalités de déplacement observées lors de sports irréguliers (ex: *tennis, soccer, basketball et handball*) chez des sportifs adultes. Notre hypothèse est que l'accélération et décélération avec et sans changements de direction résultent dans une augmentation significative de la consommation d'oxygène, de la fréquence cardiaque.

Le but de la première étude menée dans le cadre de la présente thèse fut de mesurer et comparer le $\dot{V}O_2$ requis de six types d'activités spécifiques au tennis (Attaque avec frappe de balle, défense avec et sans frappe de balle, coup droit, coup de revers, déplacement latéral) et ce, à des vitesses de déplacement basses et élevées. Ces activités furent exécutées en mode attaque et en mode défense avec utilisation du coup droit et du revers. Les résultats montrent qu'attaquer, nécessite 6.5% plus d'énergie que de défendre ($p < 0.01$) et que le coût associé au revers est supérieur de 7% à celui du coup droit ($p < 0.05$) lors des déplacements à vitesses faibles et que la frappe de balle coûte entre 3.5 et 3.0 mL kg⁻¹ min⁻¹. Enfin, frapper la balle et se déplacer en pas chassé sur la moitié de la largeur du court coûte 14% plus d'énergie que de se déplacer sur la largeur totale du court.

La deuxième et troisième études présentées portent sur différents modes de déplacement observés dans des sports irréguliers. Ainsi, l'objectif de la seconde étude était de mesurer $\dot{V}O_2$, FC et [LA] lors des déplacements fractionnés avec (SR) ou sans (FR) changements de direction et

de les comparer à ceux de la course continue (IR) à des intensités de 60, 70 et 80% de la vitesse aérobie maximale (VAM) observée en IR. Les résultats montrent que le $\dot{V}O_2$ requis pour IR fut significativement inférieur à celui de FR et de SR ($p < 0.05$). Le $\dot{V}O_2$ lors des SR fut supérieur à celui observé lors des FR seulement à 80% VAM. Par contre, la FC fut similaire dans SR et FR mais significativement supérieure à celle de IR ($p < 0.05$). [LA] varia entre 4.2 ± 0.8 et 6.6 ± 0.9 mmol L⁻¹ sans différences significatives entre les 3 modes de déplacement.

Enfin, l'objectif de la troisième et dernière étude fut de mesurer la réponse de $\dot{V}O_2$, de FC et de [LA] lors de déplacements avec changements de direction à différents angles à 60, 70 et 80% de la VAM des sujets. Les modalités de déplacement étaient 1) course navette avec changement de direction à 180° tous les 20 m (SR), 2) course en forme de 8 à angles droits (90R) tous les 20 m, 3) course en zigzag (ZZR) avec plusieurs virages rapprochés (~ 5 m) à différents angles de 91.8°, 90° et 38.6°, 4) course continue (IR) sans virage à des fins de comparaison. Les résultats montrent que le $\dot{V}O_2$ associé à IR est significativement inférieur à celui observé lors de ZZR, SR et 90R ($p < 0.001$). Le $\dot{V}O_2$ atteint à 60 et 70% VAM lors de ZZR fut de 48.7 et 38.1% supérieur à celui atteint lors de IR, alors que selon l'intensité, les $\dot{V}O_2$ lors de 90R et SR furent entre 15.5 et 19.6 % supérieur à celui associé à IR. Toujours à 60 et 70%VAM, le $\dot{V}O_2$ atteint lors de ZZR fut respectivement de 26.1 et de 19.5% supérieur à celui atteint lors de 90R, et de 26.1 et 15.5% supérieur à celui atteint lors de SR. En ZZR, les sujets furent incapables de compléter la tâche à 80% VAM. En mode SR et 90R et à toutes les intensités, les $\dot{V}O_2$ mesurés furent similaires. Virer à 90° semble donc aussi exigeant qu'à 180° par rapport à la course continue. Enfin, [LA] était similaire dans toutes modalités.

D'une façon générale, les études de cette thèse ont permis de quantifier les exigences énergétiques spécifiques de certaines formes de déplacements par rapport à la course avant conventionnelle. Ceci confirme que les coûts énergétiques varient et augmentent avec les accélérations et décélérations avec et sans changements de direction.

Mots-clés : Tennis, coup droit, revers, frappe, attaque, défense, intermittent, consommation d'oxygène, vitesse aérobie maximale, fréquence cardiaque, lactatémie, changement de direction, accélération, décélération, bioénergétique.

ABSTRACT

The objective of this thesis was to quantify the physiological responses such as $\dot{V}O_2$ uptake ($\dot{V}O_2$), heart rate (HR) and blood lactate ([LA]) to some types of activities associated with intermittent sports in athletes. Our hypothesis is that the introduction of accelerations and decelerations with or without directional changes results in a significant increase of the oxygen consumption, heart rate and blood lactate.

The purpose of the first study was to measure and compare the $\dot{V}O_2$ of 6 on-court tennis drills at both high and low displacement speeds. These drills were done with and without striking the ball, over full and half-width court, in attack or in defense mode, using backhand or forehand strokes. Results show that playing an attacking style requires 6.5% more energy than playing a defensive style ($p < 0.01$) and the backhand stroke required 7% more $\dot{V}O_2$ at low speed than forehand stroke ($p < 0.05$) while the additional cost of striking the ball lies between 3.5 and 3.0 $\text{mL kg}^{-1} \text{min}^{-1}$. Finally, while striking the ball, the energy expended during a shuttle displacement on half-width court is 14% higher than running on full-width court.

Studies #2 and #3 focused on different modes of displacement observed in intermittent sports. The objective of the second study was to measure and compare $\dot{V}O_2$, HR and [LA] responses to randomly performed multiple fractioned runs with directional changes (SR) and without directional changes (FR) to those of in-line running (IR) at speeds corresponding to 60, 70 and 80% of the subject's maximal aerobic speed (MAS). All results show that IR's $\dot{V}O_2$ was

significantly lower than SR's and FR's ($p < 0.05$). SR's $\dot{V}O_2$ was greater than FR's only at speeds corresponding to 80%MAS. On the other hand, HR was similar in SR and FR but significantly higher than IR's ($p < 0.05$). [LA] varied between 4.2 ± 0.8 and 6.6 ± 0.9 mmol L⁻¹ without significant differences between the 3 displacement modes.

Finally, the third study's objective was to measure and compare $\dot{V}O_2$, HR and [LA] responses during directional changes at different angles and at different submaximal running speeds corresponding to 60, 70 and 80% MAS. Subjects randomly performed 4 running protocols 1) a 20-m shuttle running course (180°) (SR), 2) an 8-shaped running course with 90-degree turns every 20 m (90R), 3) a Zigzag running course (ZZR) with multiple close directional changes (~ 5 m) at different angle values of 91.8°, 90° and 38.6°, 4) an In-line run (IR) for comparison purposes. Results show that IR's $\dot{V}O_2$ was lower ($p < 0.001$) than for 90R's, SR's and ZZR's at all intensities. $\dot{V}O_2$ obtained at 60 and 70%MAS was 48.7 and 38.1% higher during ZZR when compared to IR while and depending on the intensity, $\dot{V}O_2$ during 90R and SR was between 15.5 and 19.6% higher than during IR. Also, ZZR's $\dot{V}O_2$ was 26.1 and 19.5% higher than 90R's, 26.1 and 15.5% higher than SR's at 60 and 70%MAS. SR's and 90R's $\dot{V}O_2$ were similar. Changing direction at a 90° angle and at 180° angle seem similar when compared to continuous in-line running. [LA] levels were similar in all modalities.

Overall, the studies presented in this thesis allow the quantification of the specific energetic demands of certain types of displacement modes in comparison with conventional

forward running. Also, our results confirm that the energy cost varies and increase with the introduction of accelerations and decelerations with and without directional changes.

Keywords: Tennis, forehand, backhand, strokes, attack, defense, Intermittent, oxygen uptake, maximal aerobic velocity, heart rate, lactate, directional changes, acceleration, deceleration, bioenergetic.

TABLE DES MATIÈRES

RÉSUMÉ	I
ABSTRACT	IV
TABLE DES MATIÈRES	VII
ANNEXE ÉTUDE NO 1	VIII
LISTE DES TABLEAUX	IX
LISTE DES FIGURES	X
LISTE DES ABRÉVIATIONS *	XIII
REMERCIEMENTS	XVI
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1	4
REVUE DE LA LITTÉRATURE	4
1.1 La physiologie du tennis	5
1.1.1 La charge de travail externe dans le tennis	5
1.1.2 La consommation d’oxygène et la réponse de la fréquence cardiaque dans le tennis.....	7
1.1.3 La lactatémie dans le tennis	12
1.2 Travail positif et travail négatif du muscle	15
1.3 La charge physiologique associée aux accélérations et décélérations	18
1.4 Les changements de direction	24

CHAPITRE 2	28
ETUDE EXPÉRIMENTALE 1	28
CHAPITRE 3	53
ETUDE EXPÉRIMENTALE 2	53
CHAPITRE 4	76
ETUDE EXPÉRIMENTALE 3	76
CHAPITRE 5	98
DISCUSSION GÉNÉRALE ET CONCLUSION	98
5.1 Discussion	99
5.1.1 Tennis	99
5.1.2 Accélération et décélération.....	101
5.1.3 Changement de direction	103
5.2 Conclusion	105
BIBLIOGRAPHIE	107

Annexe Étude no 1

Bekraoui, N., M.-A. Fargeas-Gluck, and L. Léger, *Oxygen uptake and heart rate response of 6 standardized tennis drills*. Appl Physiol Nutr Metab, 2012. **37**(5): p. 982-989.

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1 : Consommation d'oxygène maximale $\dot{V}O_2$, consommation moyenne ($\dot{V}O_2$ moy), lactatémie (LA), pourcentage de la fréquence cardiaque maximale (%FC max) ainsi que les durées des échanges et durées totales des matchs dans de tennis sur différents types de surfaces de jeu tel que rapporté dans la littérature.....	14
Tableau 1.2 : Synthèses des études sur le rendement et ratio de la dépense d'énergie lors du travail positif et du travail négatif.....	17
Tableau 1.3 : Tiré de Osgnach et al. 2010 [1]. Temps, T (s), distance, D (m), coût énergétique correspondant, EC ($\text{j kg}^{-1} \text{m}^{-1}$) durant un match de soccer pour chacune des catégories.....	21
Table 2.1 : Descriptive characteristics of subjects (mean \pm SD).....	37
Table 2.2 : $\dot{V}O_2$ and heart rate responses to six tennis drills at low and high speeds ^a	39
Table 3.1 : Descriptive characteristics of participants (mean \pm SD, $n = 10$).....	58
Table 3.2 : Pairwise comparisons between In-Line Run (IR), Fractionned Run (FR) and Shuttle Run (SR) at 60, 70 and 80 %MAS for $\dot{V}O_2$, Heart rate and Delta blood lactate.....	62
Table 4.1 : Descriptive characteristics of subjects (mean \pm SD, $n = 10$).....	81
Table 4.2 : Comparison of O_2 cost, heart rate and delta blood lactate values for the in-line run, 90-degree run, 20-m shuttle run and zigzag run. (Mean \pm SD, $n=10$).....	86

LISTE DES FIGURES

- Figure 1.1** : Tirée de di Prampero et al., 2005 [8]. Vue simplifiée des forces qui agissent sur le coureur. Le sujet accélère vers l'avant lors d'une course sur un terrain plat (A) ou sur une pente à vitesse constante (B). Nous assumons que la masse corporelle du sujet se trouve au centre de la masse (COM); \mathbf{a}_f =accélération avant; \mathbf{g} =accélération de la gravité; $\mathbf{g}=(\mathbf{a}_f^2+\mathbf{g}^2)^{0.5}$ est l'accélération égale à la somme vectorielle \mathbf{a}_f plus \mathbf{g} ; T=terrain; H=horizontal; α (=arctan \mathbf{g}/\mathbf{a}_f) est l'angle entre le corps du coureur et T; l'angle entre T et H est $\alpha' = 90-\alpha$. (Modifiée de di Prampero et al., 2002[78]).....19
- Figure 2.1**: Set-up diagram of the tennis court showing location of ball and player paths and position of the pitcher and landing area of the balls. Star in the middle of the baseline represents the starting position. Detailed experimental displacements of the players are illustrated in Figure 2.2.....34
- Figure 2.2** : Illustration of the 6 displacement drills used in this study. DF, SS, FH, AT and BH respectively mean Defense, Sidestepping, Forehand stroke, Attack and Backhand stroke. +B and -B mean with and without hitting the ball. 3.5 and 7 mean shuttle run of 3.5 and 7 m (half and full court width). The dotted line is the court base line. The arrow lines represent the various shuttle displacements with a comeback to central position for all displacements as illustrated by a small oval. Refer to Figure 2.1 to for an overall display of displacements on the court.....35
- Figure 2.3** : Mean oxygen uptake ($\dot{V}O_2$) for all modalities at different speeds from regressions based on exact displacement speeds of individuals.....38
- Figure 2.4** : Cost difference between forehand and two hand backhand strokes. cost while hitting the ball at the end of 3.5-m displacement at low and high speeds using either a backhand stroke (BH+B3.5 in Grey) or a forehand stroke (FH+B3.5 in Black). * = $p < 0.05$40
- Figure 2.5** : Effect of displacement style. cost while hitting the ball at the end of 7-m displacement at low and high speeds using either a defense style behind the base (DF+B7 in Grey) or an attacking style penetrating the base line (AT+B7 in Black). * = $p < 0.05$, ** = $p < 0.01$41
- Figure 2.6** : Extra cost of hitting the ball. Cost in defense on 7-m displacement behind the base line while hitting or not the ball (DF+B7 in Grey & DF-B7 in Black) at low and high speeds. * = $p < 0.05$, ** = $p < 0.01$42

Figure 3.1 : Schematic presentation of the three running path protocols on a 120-m flat course: In-line running (IR), Fractioned running with Stop and Go (FR), and 20-m Shuttle running. Since all protocols were performed at the same intensity, the same recording was used for the beep sounds. For FR a beep meant that the subject has to come to a full stop and restart at every grey cone and gave an indication during IR that the subject was at the right pace if passing by a cone at that same moment. SR consisted of running back and forth between two cones over a 20-m distance. An audio system was used for the beep sounds.....59

Figure 3.2 : Panel A: $\dot{V}O_2$ consumption expressed as percentage of $\dot{V}O_{2max}$ during In-Line Run (IR), Fractioned Run (FR) and Shuttle Run at 60, 70 and 80% MAS. SR and FR show significantly higher $\dot{V}O_2$ values than IR at all intensities at ** $p < 0.01$. SR is also higher than FR at 80% MAS at * $p < 0.05$. Panel B: O₂ cost of In-Line Run (IR), Fractioned Run (FR) and Shuttle Run at corresponding individual running speeds of all participants.....63

Figure 3.3 : Panel A: Average Heart Rate (HR) expressed as percentage of maximal heart rate during In-Line Run (IR), Fractioned Run (FR) and Shuttle Run (SR) at 60, 70 and 80% MAS. HR is significantly higher at all intensities in SR and FR when compared to IR at ** $p < 0.01$. No significant differences between SR and FR. Panel B: HR response to In-Line Run (IR), Fractioned Run (FR) and shuttle Run (SR) at corresponding individual running speeds of all participants.....64

Figure 4.1 : Illustration of two running path protocols: Panel A: In-line running (IR) on a 120-m path and 20-m Shuttle running (SR). To keep the proper pace, the participant has to cross any 20-m marker while hearing a beep on the recording. For the IR protocol, the subject just has to cross the marker at the signal while going back in opposite direction for the SR protocol (180°). Panel B: Illustration of the "8" shape run protocol with left or right 90° turns every 20 m (90R) at beeps signals.....83

Figure 4.2 : Illustration of the zigzag running path protocol (ZZR). Subjects ran a 120-m circuit with directional changes at various angles ($\alpha = 38.6^\circ$, $\beta = 91.8^\circ$ and $\gamma = 90^\circ$). To run at the imposed speeds, beep sounds signaled the moment subjects must pass through equidistant 20-m doors represented by 2 black triangles in the illustration in order to use the same recording at the same speed.....84

Figure 4.3: Panel A: Mean % max measured at steady state during In-Line run IR, "8" shape run with 90-degree turns every 20 m 90R, 20-m Shuttle Run SR and Zigzag run ZZR at 60, 70 and 80% MAS except for ZZR (60, 70%MAS only). ZZR was higher than all other modalities and SR and 90R were higher than IR at all intensities. There was no difference between SR and 90R. max was reached at 70%MAS for ZZR and at 80%MAS for SR. Panel B: Individual values of last minute steady state for IR, 90R, SR and ZZR as a function of actual speed at 60, 70 and 80% MAS.88

Figure 4.4: Panel A: Mean HRmax of last minute steady state for IR, 90R, SR and ZZR at 60, 70 and 80%MAS except for ZZR (60, 70%MAS only). ZZR was higher than all other modalities and SR and 90R were higher than IR at all intensities. There was no difference between SR and 90R. Panel B: Individual values of HR for IR, 90R, SR and ZZR as a function of actual speed at 60, 70 and 80% MAS. For abbreviations, see Fig 4.3.....89

Figure 4.5: O₂ consumption associated with different angles during directional changes. \dot{V}_{O_2} is expressed as delta \dot{V}_{O_2} obtained from the difference between \dot{V}_{O_2} at 90° obtained from 90R, \dot{V}_{O_2} at 180° obtained from SR and baseline \dot{V}_{O_2} at 0° obtained from IR.....91

LISTE DES ABRÉVIATIONS *

* Certaines abréviations sont en anglais (Études expérimentales)

af	Accélération avant
ANOVA	Analysis of Variance
AT	Attack
AT _{+B7}	Attack over 7 m with hitting the ball
ATP	Adenosine Triphosphate
+B	Hitting the ball
-B	Not hitting the ball
BH	Backhand stroke
BH _{+B3.5}	Backhand stroke over 3.5 m hitting the ball
bpm	Battements par minute
COM	Centre de la masse
Cum	Cumulatif
D	Distance
DF	Defence
DF _{-B7}	Defense over 7 m without hitting the ball
DF _{+B7}	Defense over 7 m with hitting the ball
EC	Coût Energétique
EM	Equivalent Mass
ES	Equivalent Slope
FC	Fréquence cardiaque
FH	Forehand stroke
FH _{+B3.5}	Forehand stroke over 3.5 m hitting the ball
FR	Fractionned Run
FT-IR	Fourier Transform Infrared
g	Accélération de la gravité
g'	Force moyenne exercée par les muscles actifs
H	Horizontal
HA	High Acceleration
HD	High Deceleration
HDS	Honest Significant Difference (Tukey)
HR	Heart Rate
HRmax	Maximal Heart Rate
HS	High Speed
<i>i</i>	Inclinaison du terrain lors de la course en pente

IA	Intermediate Acceleration
ID	Intermediate Deceleration
IR	In-line Run
j	Joules
kcal	Kilocalories
kJ	Kilojoules
km h ⁻¹	Kilomètres par heure
LA	Concentration du lactate sanguin
LS	Low speed
L	Litre
LA	Low Acceleration
LD	Low Deceleration
LSD	Least Significant Difference (Fischer's LSD)
m	Mètre
M	Masse du sujet
MA	Maximal Acceleration
MAS	Maximal Aerobic Speed
MD	Maximal Deceleration
me	Mechanical Efficiency
MetaMax3B system	Portable breath-by breath metabolic system
min	Minute
mL kg ⁻¹ min ⁻¹	Millilitre par kilogramme par minute
mmol L ⁻¹	Millimoles par litre
ms	Milliseconde
<i>P</i>	Niveau de probabilité (P-Value)
rad	Radian
Rad s ⁻¹	Radian par Seconde
SD	Standard Deviation
SPSS	Software Package for Statistical analysis (IBM)
SR	Shuttle Run
SS	Side Stepping
SS-B3.5	Side Stepping over 3.5 m without hitting a ball
T	Terrain
<i>T</i>	Temps
V	Vitesse moyenne
VAM	Vitesse Aérobie Maximale
□ VO ₂	Volume d'oxygène consommé
• VO ₂ max	Consommation maximale d'oxygène

VmaxST	Portable breath-by breath metabolic system
vs.	Versus
W kg ⁻¹	Watt par kilogramme
ZZR	Zigzag Run
α	Angle entre coureur et terrain
%FC max	Pourcentage de la fréquence cardiaque maximale
% $\dot{V}O_2$ max	Pourcentage de la consommation d'oxygène maximale
°	Degrés
90R	Course en forme de 8 avec des angles de 90° tous les 20 m

REMERCIEMENTS

Je tiens à adresser mes remerciements les plus chaleureux à Luc Léger, mon directeur de recherche, pour avoir cru en moi, pour avoir élargi mon univers scientifique et pour m'avoir accompagné tout le long de cette période pas des moins difficiles et de l'avoir enrichie en expériences dont je ne voudrais pas faire abstraction. Je le remercie sincèrement pour son soutien infaillible, son amitié et pour sa patience. Je le remercie tout simplement de sa présence, une présence que j'ai toujours ressentie même à des milliers de kilomètres et qui a influencé le cours de ma vie comme jamais je ne l'aurais imaginé.

Je remercie tout particulièrement Georges Cazorla, co-directeur de thèse et professeur à l'université Victor Segalen de Bordeaux 2, pour son accueil chaleureux à Bordeaux, sa collaboration et pour ses conseils qui facilitèrent la réalisation de ce projet ainsi que la réalisation d'autres projets professionnels. Nos échanges furent et sont toujours des plus intéressants.

Je tiens à remercier François Péronnet, pour son aide tout au long de mes études au département. Mr Péronnet a toujours été généreux, avec son temps et son apport académique et intellectuel.

Mes remerciements vont à Madame Julie Lavoie, de bien avoir voulu présider cette thèse et jouer le rôle de représentant du doyen et à Messieurs François Péronnet et Alain Steve Comtois qui acceptèrent d'être membres du jury et prirent la peine de réviser la thèse.

Un grand merci à tous les membres du département de kinésiologie, au secrétariat et à tous mes collègues pour leur soutien et pour leurs échanges précieux. Merci Nicolas Thébault, Jonathan Tremblay et Chantale Daigle mes amis et « potes » aux départements.

Je tiens à remercier mon oncle Mustapha Halimi et sa femme Souad de m'avoir offert une hospitalité sans limite et de m'avoir accordé un petit coin à moi où j'ai pu me sentir « chez moi ». Ils m'accordèrent ainsi une liberté qui contribua pour beaucoup à l'avancement de ce projet.

Je ne peux oublier ma tante Hayat Halimi dans mes remerciements, toujours présente et qui par ses appels assidus, ne manqua jamais de me motiver et de me rappeler l'importance de la famille dans des moments où on en sent absolument le besoin.

Durant ces années de thèse, j'ai eu la chance d'avoir à mes côtés ma sœur Leila avec laquelle j'ai toujours des discussions interminables et intéressantes. Elle a toujours su me montrer le bout du tunnel...

Les mots me manquent pour une mère que je ne pourrais jamais assez remercier. Une mère toujours présente et qui a subi avec moi tout ce que j'ai pu endurer le long de ma carrière universitaire, professionnelle et privée. Une reconnaissance et sans faille va à ma mère. Je serais des plus heureux en espérant lui offrir avec cette thèse un tant soit peu de satisfaction.

Je dois beaucoup à mes parents qui me permirent de vivre dans un climat serein et sans souci affectif. Ici aussi, il m'est impossible de trouver les mots pour décrire l'amour et la fierté que je ressens pour eux.

Je dédie cette thèse à la mémoire de mon père et ma sœur Aziza auxquels j'aurais bien voulu offrir quelques moments de fierté.

INTRODUCTION

Une activité sportive irrégulière ou acyclique peut être définie comme étant un ensemble d'actions intermittentes sur une durée de temps fixe comme dans le soccer, le rugby ou le handball ou sur une durée de temps variable comme dans les sports de raquettes tels que le tennis et le squash. L'analyse de tâche lors de ces sports, quoique pas évidente, est facilitée aujourd'hui grâce à l'évolution de la technologie. En effet, les technologies nouvelles permettent la quantification de la charge de travail (ex : distances parcourues, vitesses de déplacements) comme la vidéo informatisée [1] dans l'analyse du soccer européen, le GPS [2-4] dans l'analyse du soccer Australien et du rugby et les accéléromètres [5] dans l'analyse du basketball ont permis d'avoir une analyse détaillée de l'activité, sans pour autant permettre de connaître le coût énergétique associé à certains types d'activités telles que les accélérations, décélérations et changements de directions. Les études qui se sont penchées sur la mesure de la charge physiologique et l'impact de celles-ci sont rares [1, 6-9]. Elles sont généralement limitées à la charge moyenne totale représentant la somme des coûts individuels de toutes les actions sans qu'elles ne soient quantifiées de façon spécifique [5, 10-12]. D'autres sports comme les sports de raquette, sont complexes à analyser. Le tennis, par exemple, combine des accélérations, des décélérations lors des déplacements et des mouvements du haut du corps lors des frappes de balle. Le coût total moyen a été rapporté dans plusieurs études grâce à la calorimétrie respiratoire indirecte approximative [12-17], alors que deux études seulement se sont penchées sur la mesure du coût associé aux frappes de balles [18] et de celui associé aux différents types de déplacement [19].

Par conséquent, l'objectif de cette thèse est de donner une idée plus précise sur les coûts énergétiques associés aux accélérations, décélérations et changements de direction à différents angles et à différentes vitesses de déplacement ainsi que sur les coûts associés aux différents types de déplacements et frappes de balles en tennis. Un autre but était de contribuer à développer une méthodologie pertinente, pratique et normalisée pour obtenir de telles mesures. La présente thèse se compose d'un premier chapitre consacré à la revue de littérature dont la première partie se penche sur la charge physiologique du tennis incluant la charge de travail externe, la consommation d'oxygène et la réponse de la fréquence cardiaque ainsi que la lactatémie. Le tennis fut pris comme exemple pour mieux cerner les problématiques propres à un sport donné bien que celles-ci soient bien réelles pour d'autres activités sportives comme nous le verrons dans les parties suivantes. En mettant l'accent sur le tennis dans cette première partie cela nous permet aussi de mieux comprendre la problématique de la première étude expérimentale qui porte spécifiquement sur ce sport. Ceci dit, les parties suivantes portent sur le travail positif et négatif du muscle, la charge physiologique associée aux accélérations et décélérations et sur les changements de directions lors de la course à pied. Après la revue de littérature, suivent trois études expérimentales avec des approches spécifiques et normalisées permettant de quantifier les exigences énergétiques spécifiques à certains modes de déplacements observés dans différents sports irréguliers ou acycliques comme le tennis ou le soccer. Ainsi, le second chapitre est consacré à une étude sur la consommation d'oxygène et sur la réponse de la fréquence cardiaque lors de 6 modalités standardisées en tennis. Le troisième chapitre porte sur la mesure et comparaison de la consommation d'oxygène, de la réponse de la fréquence cardiaque et de la lactatémie lors de la course fractionnée et de la course continue. Le quatrième chapitre présente l'étude de l'impact physiologique des changements de direction à différents angles et vitesses, sur

la mesure de la consommation d'oxygène, de la fréquence cardiaque et de la lactatémie. Le dernier et cinquième chapitre se compose de la discussion générale et de la conclusion.

CHAPITRE 1
Revue de la littérature

EXIGENCES PHYSIQUES ET PHYSIOLOGIQUES EN SPORT

1.1 La physiologie du tennis

1.1.1 La charge de travail externe dans le tennis

Plusieurs facteurs rendent difficile la mesure de la charge physiologique du tennis (ex : consommation d'oxygène). Le tennis est un sport acyclique et apériodique dans lequel les actions sont nombreuses et imprévisibles. La durée et l'intensité des efforts varient d'un échange à l'autre. De plus l'amplitude de l'effort dépend non seulement de la qualité de l'adversaire mais aussi du type de la surface de jeu (ex : surface herbe naturelle vs surface dure ou surface en terre battue). Par exemple pour la durée de jeux, Bergeron et al. [20] rapportent qu'un match de tennis qui se joue sur deux manches dure en moyenne 1.5 heures, alors que Kovacs [21] rapporte que cette durée peut s'étirer sur 5 heures pour certains matchs qui se jouent sur 5 manches.

Néanmoins, les durées rapportées ci-dessus ne représentent pas la durée réelle du temps de jeu mais la somme des durées 1) de plusieurs échanges, 2) de celles des temps de repos entre les échanges et entre la fin des jeux et des sets, et 3) des changements de côté des joueurs. En fait, la durée de jeu réelle totale varie entre 20% et 30% de la durée totale d'un match [22] avec un rapport travail/repos allant de 1 : 2 à 1 : 5 [23-25]. Aussi, le temps de jeu réel ou effectif est largement affecté par la stratégie de jeu choisie par le joueur. Par exemple sur terre battue, Bernardi et al [26] rapportent un temps de jeu réel de $21\% \pm 5\%$ pour un joueur qui se porte en attaque contre $38.5\% \pm 4.9\%$ pour un joueur qui se contente de jouer du fond du court (joueur qui reste derrière la ligne de fond). Alors qu'un joueur qui décide de se déplacer sans restriction sur tout le terrain et qui donc, varie sa tactique de jeu entre attaquer et défendre, a un temps de jeux réel de l'ordre de $28.6\% \pm 4.2$. . Contrairement à ces différences significatives ($p < 0.05$)

rapportées par Bernardi et al. [26] en 1998, Docherty [27] en 1982, n'avait pas observé de différence entre les différents styles de jeu et rapportait un temps de jeux réel de l'ordre de 20%. Des différences méthodologiques comme les surfaces de jeu utilisées (surface dure [26] vs. terre battue [27]), la durée des parties (45 min [26] vs. 30 min [27]), le niveau de jeu des joueurs, la technique de notification (observateurs munis de chronomètres manuels [26] vs. techniques non spécifiée [27]), expliquent peut-être ces différences.

D'autre part, lors de son analyse du tournoi « US Open », Kovacs [21] rapporte qu'entre 1988 et 2003, la durée des échanges baissa de 6 secondes alors que la durée de repos entre les échanges diminua de 13 secondes. En moyenne un échange dure 6.36 ± 4.69 s. En général, les échanges les plus courts eurent lieu sur les surfaces les plus rapides de type 3 [28] (entre 4.3 et 2.52 secondes [29, 30]) alors que les échanges les plus longs eurent lieu sur les surfaces dures de type 2 [28] (entre 6 et 12.2 secondes [21, 31]). En général, les échanges durent moins de 13 secondes et ne dépassent que rarement une durée de 10 secondes [12, 13, 23, 29, 30, 32-34] (tableau 1.1). Tel que mentionné ci-dessus, Bernardi et al [26] établirent un lien étroit entre la durée des échanges et le type de tactique choisi par le joueur. Ainsi, la durée est courte lorsque le joueur qui dicte le jeu est un joueur qui attaque alors qu'elle est longue si celui-ci décide de jouer à partir du fond du court. Elle est moyenne s'il décide de combiner attaque et jeux du fond du court. Lors de ces échanges, les joueurs ne sont pas immobiles et par conséquent couvrent une certaine distance qui se retrouve également affectée par le type de surface de jeux. Par exemple, Murias et al. [35] montrent que la distance totale moyenne parcourue par match (1447 ± 143 m) et celle parcourue par point (11.6 ± 1.5 m) sur terre battue sont significativement supérieures (+ 21 et + 25%) à celles parcourues sur surface dure ($p < 0.05$) (1199 ± 168 m et 9.3 ± 1.8 m) pour une même durée de 90 minutes.

Mais qu'en est-il des différents types de frappes de balle utilisés? Le mouvement de raquette ou le coup le plus dominant lors des échanges comme le rapportent Johnson et McHugh [36] qui analysèrent 186 matchs sur herbe et 224 matchs sur terre battue, est le service (45% terre battue et 60% herbe naturelle). Les auteurs ont aussi trouvé que par jeu, un joueur frappe la balle en moyenne, entre 6.5 ± 2.3 et 6.4 ± 2.9 fois pour le service, entre 2.9 ± 3.4 et 6.0 ± 4.2 fois du coup droit et entre 1.3 ± 1.9 et 4.2 ± 4.0 fois du revers. Au total, un joueur frappe la balle tous coups confondus (incluant les deuxièmes balles de service et jeux au filet) entre 16.0 ± 8.9 et 21.0 ± 10.2 fois.

1.1.2 La consommation d'oxygène et la réponse de la fréquence cardiaque dans le tennis

Le coût énergétique des différents types de déplacements associés au tennis suscita l'intérêt de plusieurs études [12-14, 17, 22, 32, 38-40] utilisant plusieurs méthodes fort différentes. D'abord la consommation d'oxygène fut estimée à partir de la relation linéaire individuelle entre la fréquence cardiaque et la consommation d'oxygène ($FC - \dot{V}O_2$) observée lors des mesures étalons prises à différentes intensités en laboratoire [13, 14], ou encore lors de mesures prises sur le terrain grâce à la calorimétrie respiratoire indirecte non-protéique [15-17, 35]. L'utilisation de la FC lors d'un exercice intermittent souvent supramaximal et instable comme le tennis reste néanmoins controversée dans l'estimation de la consommation d'oxygène. En effet, la relation $FC - \dot{V}O_2$ est obtenue à partir de mesures prises lors d'une course continue permettant d'atteindre un état physiologique stable et fut donc remise en question lors d'efforts instables [13, 41-43]. Novas et al [43] rapportent une surestimation de la consommation d'oxygène de +20.7% pendant

que Ballor et al. [41] et Christmass et al. [13] rapportent des surestimations respectives de +16.3 et de +17%. Le problème en effet est que des périodes de repos, variant entre 20 et 25 secondes, suivent la fin des échanges durant en moyenne entre 3 et 10 secondes (tableau 1.1). Or, ces durées sont considérées trop courtes pour permettre à la FC de diminuer de façon sensible et rapide comme c'est le cas pour la consommation d'oxygène [43]. Aussi, l'effet de la thermorégulation ainsi que le stress psychologique que subissent les joueurs lors des compétitions résultent dans l'augmentation de la FC accompagnée par une baisse du débit cardiaque, sans pour autant que la consommation d'oxygène ne se comporte de la même façon [44-46]. Par ailleurs, les efforts sont de type explosif d'intensité supramaximale et de très courte durée ce qui ne permet pas à la fréquence cardiaque d'évoluer de façon représentative par rapports à ce type d'effort. Ceci fait que l'utilisation de la FC comme indicateur de la consommation d'oxygène peut surrestimer la valeur de celle-ci.

En ce qui concerne l'utilisation de la calorimétrie respiratoire indirecte non-protéique grâce aux unités métaboliques portables, celle-ci est utilisée sur des durées qui varient entre 10 et 50 minutes [12, 17] et placent le joueur dans une situation qui n'est pas son milieu d'évolution habituel. De toute évidence, la mesure de la consommation d'oxygène avec le port d'un équipement (boîtier fixé au corps, respiration dans un embout buccal) si miniaturisé soit-il, crée des conditions de jeux altérées plus ou moins conformes à la réalité. La consommation d'oxygène lors des protocoles de courtes durées comme celles citées précédemment ne représente pas celle d'un match complet. Donc, une projection sur des durées plus longues représente plus une approximation qu'une mesure exacte des demandes d'un match de tennis. Ceci dit, il faut aussi tenir compte du facteur « fatigue » et son effet sur la performance et par conséquent sur la durée des échanges surtout que lors des derniers jeux des matchs, les joueurs frappent la balle

moins fort et se déplacent moins vite [47, 48]. Néanmoins, les valeurs de $\dot{V}O_2$ brut rapportées dans la littérature varient entre $25.60 \pm 2.8 \text{ mL kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$ et $32.60 \pm 1.80 \text{ mL kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$ pour des matchs joués respectivement sur terre battue [40] et sur surface dure [14] (tableau 1.1). Cette consommation d'oxygène est plus importante chez le joueur qui défend que chez celui qui attaque (39 ± 3 vs $30 \pm 7 \text{ mL kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$) [26]. Ceci est certainement dû au fait que ce dernier dicte le jeu et décide du rythme des échanges alors que le premier couvre une distance plus importante et par conséquent subit. Par contre, quand la consommation d'oxygène est mesurée chez un joueur placé dans les mêmes conditions de vitesses de déplacements et cadence de frappe, on constate que celui-ci consomme significativement plus d'oxygène (+6.5%, $p < 0.05$) quand il attaque que quand il défend. En effet, le joueur en question a une accélération de plus grande amplitude vu qu'il ne se contente pas de rester derrière la ligne de fond mais pénètre dans le cours afin de frapper la balle plus tôt après son rebond [19]. Ainsi, en faisant une comparaison intra-joueur, le joueur ne consomme pas significativement plus d'oxygène quand il est au service que lorsqu'il reçoit (29.5 ± 5.7 vs. $28.6 \pm 5.5 \text{ mL kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$) [12].

Les valeurs moyennes de la consommation d'oxygène dans le tennis donnent une idée générale sans donner le coût spécifique associé aux différents types d'actions ou de déplacements lors des matchs. Ceci est l'une des raisons principales de notre première étude présentée en détail dans la partie expérimentale de cette thèse, et dans laquelle nous avons quantifié la charge physiologique de différents types que nous retrouvons dans les matchs de tennis en mesurant la consommation d'oxygène et la fréquence cardiaque.

L'unique étude ayant isolé la composante frappe de balle dans le tennis des autres composantes, comme les accélérations, décélérations, changements de direction et vitesses de déplacement pour en mesurer la réponse physiologique est l'étude de Fernandez-Fernandez et al.

[18]. Ces derniers ont rapporté la consommation d'oxygène associée au coup droit et au revers durant des exercices de frappes de balle à puissance sous-maximale et à puissance maximale sur des terrains en terre battue ainsi que sur des terrains avec tapis en position debout à l'arrêt. La consommation d'oxygène était semblable lors du revers et lors du coup droit à la puissance sous-maximale libre ($\sim 29 \pm \sim 7.5 \text{ mL kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$) alors qu'à puissance maximale, elle était supérieure au coup droit, particulièrement sur terre battue (46.5 ± 11.1 vs $42.5 \pm 9.9 \text{ mL kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$); probablement en raison d'un plus grand élan au coup droit, avec un revers frappé à une ou à deux mains, raison non mentionnée par les auteurs. Ils expliquent cependant cette différence par une activité musculaire plus importante du coup droit que celle du revers [49]. Tel que mentionné ci-dessus, Fernandez-Fernandez et al. [18] n'ont pas spécifié si leurs sujets ont utilisé un revers à une main ou un revers à deux mains. Il apparaîtrait cependant intéressant de quantifier l'impact physiologique de ces deux techniques de revers. En ce qui concerne les déplacements sur le terrain, deux études se sont penchées sur la consommation d'oxygène associée aux déplacements avant, arrière et latéral [50, 51]. Ces études furent réalisées en laboratoire sur tapis roulant et ne reflètent donc pas de façon précise ce qui se passe sur le terrain. De plus la consommation d'oxygène est légèrement plus importante sur le terrain que sur tapis roulant [52]. Néanmoins, les études de Reilly et Bowen [50] et Williford et al. [51] montrent que la course latérale en pas chassés qui est un type de déplacement fréquent dans le tennis, coûte plus cher en énergie que la course avant. Reilly et Bowen [50] rapportent des coûts respectifs de 45.25 ± 4.8 et $34.13 \pm 3.15 \text{ mL kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$ pour la course latérale et la course avant à une vitesse de déplacement égale à 9 km h^{-1} , pendant que Williford et al. [51] rapportent des consommations d'oxygène respectives de 32.58 ± 5.74 et $27.15 \pm 2.50 \text{ mL kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$ à une vitesse de 8 km h^{-1} .

Même si ces données ne furent pas prises sur le terrain et qu'elles ne reflètent pas de façon

précise la charge physiologique associée à ce type de déplacements pendant les matchs de tennis, elles donnent néanmoins une idée générale sur la charge physiologique du tennis.

L'intensité de jeu dans le tennis est donc souvent exprimée soit en pourcentage de la consommation d'oxygène maximale ($\% \dot{V}O_{2\max}$), avec des valeurs qui varient entre 47.65 ± 6.50 et 52.0 ± 6.56 % [26, 35], soit en pourcentage de la fréquence cardiaque maximale ($\% FC \max$). Dans ce dernier cas, la FC varie en moyenne entre 140 et 160 bpm [14, 22, 26, 33, 53] et peut atteindre des valeurs supérieures à 180 bpm lorsque les échanges sont longs, intenses et rapides [22, 54] et représente entre 75.2 ± 10.2 et 86.1 ± 1 % FC max [13, 26]. Malheureusement, on ne peut isoler les facteurs responsables de l'augmentation de la FC car, comme nous l'avons souligné ci-dessus, outre le stress imposé par les nombreux déplacements et frappes de balle sur le système cardiaque, la composante psychosociale agit elle aussi sur le système nerveux autonome. Elle résulte dans une activation disproportionnée du système sympathique et est accompagnée par une baisse importante de l'activité du système parasympathique [44, 55]. Il est certain que le stress de la compétition est inexistant durant les protocoles expérimentaux mais le but de chaque étude est de refléter de juste façon les charges du sport étudié. Nous pouvons cependant affirmer qu'en l'absence d'une stimulation externe autre que l'effort fourni par le sujet ou par le joueur, la FC enregistrée lors des prises de données est le résultat des déplacements accompagnés par les frappes de balle. Ceci étant dit, il s'agit là de valeurs moyennes tant pour le $\dot{V}O_2$ que pour la FC puisque généralement, aucune information n'est donnée sur les vitesses de déplacement et sur les amplitudes des accélérations et décélérations réelles qui prévalaient lors de la collecte des données rapportées.

1.1.3 La lactatémie dans le tennis

La mesure du lactate est un autre paramètre étudié dans le but d'évaluer l'intensité dans le tennis. Plusieurs études se sont donc penchées sur ce sujet et le résultat donne une lactatémie qui varie entre 1.67 ± 0.49 et 5.86 ± 1.33 mmol L⁻¹ [13, 40] chez les joueurs et autour de 1.24 ± 0.37 mmol L⁻¹ chez les joueuses [40] (tableau 1.1). La lactatémie qui n'est que le reflet indirect et très incomplet du lactate musculaire reste à des niveaux faibles et varie de façon aléatoire parce qu'elle est affectée par l'imprévisibilité de la durée et de l'intensité des échanges, ceux-ci dépassant rarement 8-10 secondes, une période durant laquelle l'énergie nécessaire pour la resynthèse de l'ATP provient de l'hydrolyse de la créatine phosphate. Aussi, la lactatémie dépend non seulement du moment du prélèvement sanguin, celui-ci pouvant avoir lieu à la suite d'une période de jeu intense, longue ou courte, mais elle dépend aussi de la capacité du joueur à oxyder le lactate pendant les périodes de repos. La faible augmentation de la lactatémie est donc synonyme soit d'une participation faible et limitée de la glycolyse anaérobie soit d'un taux de disparition important de celle-ci; sans pour autant oublier son intervention lorsque les échanges atteignent des durées (> 10 s) [12, 56]. Aussi, en comparant la réponse physiologique du joueur lorsqu'il est au service à lorsqu'il reçoit, Mendez-Villanueva [57] tout comme Reilly et Palmer [58] ont trouvé qu'il y avait une lactatémie plus importante chez le joueur lors des jeux durant lesquels il sert (4.6 ± 2.5 mmol L⁻¹ vs 3.2 ± 1.4 mmol L⁻¹) que lors des jeux durant lesquels il reçoit. Les auteurs expliquent cette augmentation par un nombre élevé des échanges courts et intenses qui se terminent soit par un service gagnant, une faute au retour du joueur qui reçoit ou par un coup gagnant suivant le retour du service. Aussi, l'intensité et la durée des activités au service sont plus importantes chez le joueur lorsqu'il sert que lorsqu'il reçoit.

La mesure de la charge physiologique dans le tennis montre donc que c'est un sport d'activité intermittente dont les intensités varient et que l'amplitude de l'effort ainsi que les voies métaboliques favorisées sont grandement affectées par les choix tactiques du joueur, par le type de surface de jeux et par la qualité de l'adversaire.

Tableau 1.1 : Consommation d'oxygène maximale ($\dot{V}O_2$), consommation moyenne ($\dot{V}O_2$ moy), lactatémie (LA), pourcentage de la fréquence cardiaque maximale (%FC max) ainsi que les durées des échanges et durées totales des matchs dans de tennis sur différents types de surfaces de jeu tel que rapporté dans la littérature.

Études	$\dot{V}O_2$ max, mL.kg- ¹ .min ⁻¹ (Sexe et n)	$\dot{V}O_2$ moy, mL.kg- ¹ .min ⁻¹ ^P % $\dot{V}O_{2max}$ (match)	%FC max	LA, mmol.L ⁻¹	Durée moyenne échanges, secondes	Durée totale, minutes	Type de surface
O'Donoghue et al. [29]	-	-	-	-	6.30 ± 1.80	-	Dure
					4.30 ± 1.60		Herbe
					5.80 ± 1.90		Dure rapide
					7.70 ± 1.70		Terre battue
Murias et al. [35]	55.50 ± 2.30 homme (4)	47.65 ± 6.50 ^P	-	1.65 ± 0.60	-	90	Terre battue
		49.50 ± 4.80 ^P		1.16 ± 0.34			Dure
		26.33 ± 3.25 ^S					Terre battue
		27.48 ± 2.46 ^S					Dure
Eijnde et al [59]		-	77.5 ± 5	-	10 ± 1.60	60	Dure
Bergeron et al. [22]	58.50 ± 9.40 homme (10)	-	-	2.30 ± 1.20	-	85	Dure
Christmass et al. [13]	53.40 ± 1.80 homme (7)	-	86.1 ± 1	5.86 ± 1.33	-	90	Dure
Dansou et al. [14]	58.50 ± 2.20 homme (10)	32.60 ± 1.80 ^S	74.0 ± 2	3.30 ± 0.10	-	78 ± 5	Dure
Smekal et al. [12]	57.30 ± 5.10 homme (20)	29.10 ± 5.60 ^S	77.30	2.07 ± 0.90	-	50	Terre battue
Seliger et al. [17]	54.68 homme (16)	27.34 ± 5.33 ^S	-	-	-	10	Dure
Ferrauti et al. [40]	41.10 ± 6.0 femme (6)	23.10 ± 3.1 ^S femme	-	1.24 ± 0.37 femme	-	120	Terre battue
	47.50 ± 4.3 homme (6)	25.60 ± 2.8 ^S homme		1.67 ± 0.49 homme			Terre battue
Bernardi et al. [26]	65.0 ± 2.65 homme (7)	52.0 ± 6.56 ^P	75.2 ± 10.2	-	8.30 ± 3.70	45	Terre battue
Docherty [27]	43.40 ± 7.60	-	71	-	4.30 ± 0.60	30	Dure
	43.90 ± 7.70				4.20 ± 0.90		
	44.60 ± 7.30 homme (42)				4.00 ± 0.40		
Elliot et al. [53]	65.9 ± 6.3 homme (8)	-	79.95 ± 3.60	-	10.0 ± 1.6	60	Dure
Mendez-Villanueva et al. [57]	homme (8)	-	-	3.80 ± 2.0	7.50 ± 7.30	105±35.7	Terre battue

1.2 Travail positif et travail négatif du muscle

Le muscle accomplit un travail « positif » lorsque le corps travaille contre la gravité. Le résultat est le rapprochement des insertions et par conséquent un raccourcissement du muscle. Par contre, lorsqu'il accomplit un travail « négatif », le déplacement se fait dans la direction opposée de la force exercée par le muscle. Ce travail fait que le muscle s'allonge. Dans la course à pied, lorsqu'un athlète accélère, les muscles actifs produisent de l'énergie mécanique, le corps accélère alors dans la même direction que la force produite par ces muscles. Cette accélération est définie comme un travail positif. Mais lorsque la force appliquée sur les muscles fait que ceux-ci s'allongent, ces derniers s'opposent au mouvement et le résultat est une décélération. On parle dans ce cas de travail négatif [9]. Un exemple parfait est la montée et la descente d'escaliers (positif et négatif).

Plusieurs études se sont penchées sur les coûts énergétiques et le rendement associés au travail positif et au travail négatif [9, 60-74]. Par exemple, Kamon [69] rapporte que la consommation d'oxygène pour descendre une échelle inclinée à 30° représente 26% de celle pour la monter. Dans le même ordre de grandeur, mais sur des escaliers, le travail négatif (descente) coûte 3 fois moins d'énergie que le travail positif (montée) [70]. Les études citées dans le tableau 1.2 rapportent toutes que le travail négatif coûte moins que le travail positif. En général, les ratios du coût énergétique travail positif / travail négatif vont de 2.4 à 8 (tableau 1.2). Ces résultats suggèrent donc que pour une même charge de travail, en valeur absolue le muscle consomme moins d'oxygène en travail excentrique qu'en travail concentrique. Bigland-Ritchie et Woods [61] qui ont mesuré simultanément la consommation d'oxygène et l'activité du vaste latéral du

quadriceps sur ergocycle, ont trouvé que le ratio (travail positif / travail négatif) des courbes de l'électromyogramme était de 1.96 ± 0.12 alors que celui de la consommation d'oxygène était de 6.34 ± 0.82 . Les auteurs suggèrent que cette disparité entre les deux ratios peut s'expliquer par le fait que non seulement moins d'unités motrices (de fibres) sont nécessaires à maintenir la même force lors du travail négatif mais que « la consommation d'oxygène est moins importante lorsque les fibres sont étirées ». Wilkie [75] a trouvé une baisse de la production de chaleur et de l'hydrolyse de la créatine phosphate lorsque le muscle se contracte en s'étirant, alors que l'inverse se produit lorsque celui-ci est raccourci en se contractant.

Pour ce qui est de la course à pied et la comparaison entre le travail négatif et le travail positif, Maragaria [71] rapporte un rendement de 120% pour le premier et un rendement de 20% pour le second. Pour l'auteur, la valeur des rendements est constante. Ceci est en contradiction avec les travaux de Kaneko et al.[62]. En effet, ces derniers sont arrivés à isoler le travail négatif du travail positif grâce à un système dans lequel le sujet est assis sur une luge sur rails inclinés, les pieds contre une plateforme de force et qui fournit un travail positif dans un sens et un travail négatif dans l'autre. La mesure de la vitesse angulaire du genou lors de cette étude a montré une augmentation du rendement du travail négatif lorsque la vitesse de l'étirement du muscle augmentait. Trois des sujets impliqués dans l'étude ont atteint des rendements supérieurs à 130%. Les auteurs expliquent aussi que la variabilité de la valeur du rendement ainsi que l'ordre de grandeur ne servent qu'à démontrer que l'on ne peut donner une valeur constante au rendement lors du travail négatif. Ils expliquent aussi que lors de leur protocole expérimental, le temps de contact avec la plateforme de force (216 à 400 ms) est 3 à 4 fois supérieur à la durée du temps de contact du pied avec le sol lors de la course à pied; comme c'est le cas dans l'étude de Margaria [71].

La seule certitude à retenir de cette courte comparaison entre le travail négatif et le travail positif du muscle, ces deux composantes étant inséparables pendant la course à pied intermittente ou fractionnée, est que la majeure partie de la consommation d'oxygène supplémentaire associée aux changements de vitesses provient de la phase accélération. Néanmoins, la participation de la phase de décélération ne devrait pas être négligée.

Tableau 1.2 : Synthèses des études sur le rendement et ratio de la dépense d'énergie lors du travail positif et du travail négatif.

Auteurs	Année	Méthode	Ratio, travail positif : travail négatif	Rendement
Karpovich et Sinning [70]	1971	Escalier	3 : 1	-
Kamon [69]	1970	Échelle motorisée	3.8 : 1	-
Pandolf [72]	1978	Escalier roulant	De 3 : 1 à 5 : 1	-
Margaria [71]	1968	Tapis roulant	-	Positif : 25% Négatif : 120%
Hesser [67]	1965	Tapis roulant	De 5 : 1 à 8 : 1	-
Rorke [73]	1995	Tapis roulant	3 : 1	-
Abbot et al. [65]	1952	Vélo	De 2.4 : 1 à 6 : 1	-
Asmussen [60]	1952	Vélo	7.4 : 1	-
Bigland-Ritchie et Woods [61]	1976	Vélo	6.34 ± 0.82 : 1	-
Aura et Komi [74]	1986	Siège glissant et plateforme de force	-	Positif : 17.1 ± 2.2% Négatif : 80.2 ± 31.8%
Kaneko et al. [62]	1984	Siège glissant et plateforme de force	-	Positif : 19.4 ± 2.0% Négatif : 85.2 ± 36.8%

1.3 La charge physiologique associée aux accélérations et décélérations

Les changements de directions ainsi que les accélérations et décélérations sont des composantes importantes des sports irréguliers. Dans une partie de basketball par exemple, un joueur réalise en moyenne, un total de 997 ± 183 activités avec des changements de mouvements toutes les 2 secondes. Le nombre total des courses intenses s'élève à 105 ± 52 avec une durée moyenne égale à 1.7 secondes [76]. En terme de répartition des différentes activités en unité de temps, un joueur de basketball est immobile 1.7 ± 0.7 min, marche 10.4 ± 0.8 min. Ces activités ne sont pas continues mais entrecoupées les unes par les autres avec des périodes d'immobilités de 1.7 ± 0.7 min [11]. Les données de Narazaki et al [11] montrent qu'un joueur se déplace en marchant 108.7 ± 9.2 fois et en courant 83.8 ± 13.2 fois. En restant dans le même type d'activité sportive mais sur une surface de jeu plus grande et avec une durée plus élevée, dans le soccer un joueur parcourt en moyenne et à intensité élevée entre 150 et 250 fois des segments de distance mesurant entre 15 et 20 m. Il fait des sprints d'une durée de 2 à 4 secondes toutes les 90 secondes [1].

Certes, cette thèse n'a pas pour but l'analyse quantitative des déplacements dans les sports irréguliers, mais citer l'exemple de sports comme le soccer et le basketball reste important. Ceci permet en effet de mettre en relief l'importance de ces déplacements, vu leur nombre élevé et leur nature imprédictible.

Dans le type d'activités analysées, l'ordre de celles-ci est aléatoire. Un joueur peut en effet se lancer dans une course lente à partir d'un départ lors duquel il est mobile ou bien immobile, comme il peut ralentir sa course avant de ré-accélérer. Dans toutes les situations, le but est d'augmenter la vitesse de course et donc d'accélérer. Cette accélération est généralement suivie

par une décélération vu qu'un joueur ne peut accélérer indéfiniment et qu'il doit à un moment ou un autre changer de direction ou s'arrêter complètement à cause de la surface de jeu limitée. Malgré leur importance, l'impact physiologique des deux composantes accélération et décélération fut très rarement étudié. Certaines études se penchèrent sur les phases de l'accélération et de la décélération seulement à travers des mesures faites grâce à des radars [8] et grâce à l'analyse vidéo informatisée à haute fréquence d'échantillonnage [1]. Le modèle utilisé par di Prampero et al. [8] et repris par Osgnach et al. [1] est une modification du modèle théorique de Minetti et al. [77]. Di Prampero et al. [78] se basent sur le principe que lors de la phase d'accélération, le corps du coureur est penché vers l'avant pour former un angle (α) avec le sol dont la valeur est inversement proportionnelle à l'amplitude de l'accélération vers l'avant (a_f) (Figure 1.1).

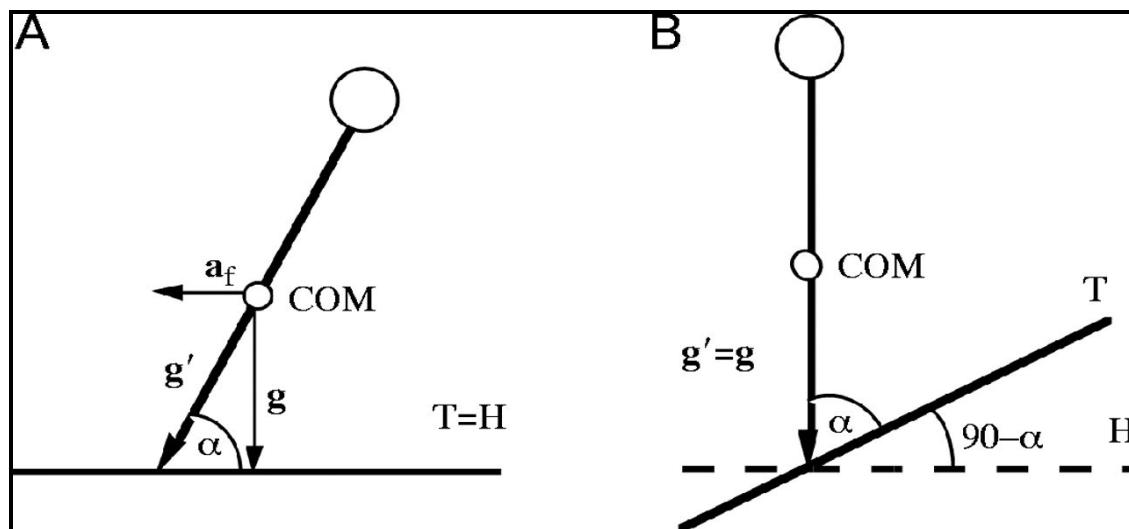


Figure 1.1 : Tirée de di Prampero et al., 2005 [8]. Vue simplifiée des forces qui agissent sur le coureur. Le sujet accélère vers l'avant lors d'une course sur un terrain plat (A) ou sur une pente à vitesse constante (B). Nous assumons que la masse corporelle du sujet se trouve au centre de la masse (COM); a_f =accélération avant; g =accélération de la gravité; $g'=(a_f^2+g^2)^{0.5}$ est l'accélération égale à la somme vectorielle a_f plus g ; T=terrain; H=horizontal; α ($=\arctan g/a_f$) est l'angle entre le corps du coureur et T; l'angle entre T et H est $\alpha' = 90-\alpha$. (Modifiée de di Prampero et al., 2002[78]).

Étant donné la similitude entre la position du corps pendant l'accélération et pendant la course sur un terrain en pente, et se basant sur les mesures déjà effectuées du coût énergétique de la course en pente [77, 79, 80], di Prampero et al. [8, 78] considèrent qu'il est simple d'obtenir le coût énergétique de l'accélération lors des sprints. L'accélération est analogue dans ce cas à la course en pente et il suffit alors de la traduire en pente positive. Ce qui suit est la description de l'approche de di Prampero et al. [8, 78]:

La pente équivalente à l'accélération (ES).

$$ES = \tan(90 - \alpha) \quad (1)$$

Le rapport entre la force moyenne exercée par les muscles actifs et le poids est l'équivalent de la masse (EM).

$$EM = g'/g \quad (2)$$

La valeur de l'accélération étant connue (mesurée dans ce cas grâce à un radar), ES et EM sont des valeurs que l'on peut déterminer à partir des équations (1) et (2). L'étape suivante est d'intégrer ces valeurs dans l'équation de Minetti et al. [77] qui permet de calculer la dépense d'énergie (EC) lors de la course en pente, i représentant l'inclinaison du terrain et $3.6 \text{ j kg}^{-1} \text{ m}^{-1}$ la dépense d'énergie de la course à vitesse constante sans pente:

$$EC (\text{j kg}^{-1} \text{ m}^{-1}) = 155.4i^5 - 30.4i^4 - 43.3i^3 + 46.3i^2 + 19.5i + 3.6 \quad (3)$$

Afin de calculer le coût énergétique de l'accélération, il suffit de remplacer i par ES et multiplier

$$EC = (155.4ES^5 - 30.4 ES^4 - 43.3ES^3 + 46.3ES^2 + 19.5ES + 3.6)EM \quad (4)$$

le résultat par EM

Grâce à cette approche, di Prampero et al. [8, 78] ont calculé la dépense d'énergie de l'accélération et du sprint. Ainsi que cité précédemment, cette approche fut reprise par Osgnach et al. [1] dans l'estimation du coût énergétique spécifique à l'accélération lors des matchs de soccer. Les auteurs ont respectivement classifiés les accélérations et décélérations en 4 catégories, maximale (MA, MD), élevée (HD, HA), intermédiaire (ID, IA), et faible (LD, LA) (tableau 1.2). Le tableau 1.3 donne les valeurs de EC à partir de l'équation (4).

Tableau 1.3 : Tiré de Osgnach et al. 2010 [1]. Temps, T (s), distance, D (m), coût énergétique correspondant, EC ($\text{j kg}^{-1} \text{m}^{-1}$) durant un match de soccer pour chacune des catégories.

Acceleration Category	T (s)	D (m)	EC ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$)
MD ($<-3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$)	50 ± 16	188 ± 65	>3.41
HD (from -3 to $-2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$)	128 ± 29	411 ± 98	From 2.38 to 3.41
ID (from -2 to $-1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$)	448 ± 68	1176 ± 206	From 2.38 to 2.77
LD (from -1 to $0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$)	2282 ± 120	3821 ± 335	From 2.77 to 4.64
LA (from 0 to $1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$)	2152 ± 102	3587 ± 328	From 4.64 to 7.81
IA (from 1 to $2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$)	461 ± 59	1176 ± 184	From 7.81 to 12.03
HA (from 2 to $3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$)	133 ± 29	411 ± 95	From 12.03 to 17.28
MA ($>3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$)	51 ± 18	180 ± 67	>17.28

En se penchant sur les résultats rapportés dans le tableau 1.3, il est clair que pour une même amplitude, en valeur absolue, le coût énergétique de l'accélération est largement supérieur à celui de la décélération. Aussi, la différence est plus importante lorsque l'accélération et la décélération sont maximales ($|\pm 3| \text{ m s}^{-2}$, 17.28 vs 3.41 $\text{j kg}^{-1} \text{m}^{-1}$). Cette disparité en coût énergétique pour des accélérations similaires (en valeur absolue) est évidente. En effet, il a déjà été montré que pour une même puissance générée, la décélération qui est un travail négatif

(contraction excentrique) a un meilleur rendement que l'accélération qui est un travail positif (contraction concentrique) [60-62, 66]. Kaneko et al. [62] qui ont étudié le rendement mécanique d'exercices concentriques et excentriques lors des contractions musculaires rapides et moyennes, ont trouvé que le rendement mécanique net de l'exercice concentrique est inférieur à celui de l'exercice excentrique ($19.4 \pm 2.0\%$ vs $85.2 \pm 36.8\%$) à des vitesses angulaires du genou qui varient entre 14 et 28 rad s^{-1} . En plus, ils ont constaté une grande variabilité dans les valeurs obtenues lors de l'exercice excentrique. Les valeurs du rendement variaient entre 45.7% et 190.6%. Ceci indique que le modèle théorique adopté par di Prampero et al. [8, 78] et par Osgnach et al. [1], peut aussi bien sous-estimer que surestimer le coût énergétique de l'accélération.

Un autre facteur à considérer dans l'utilisation du modèle théorique de di Prampero et al. [8] est celui de la surface sur laquelle les matchs observés par Osgnach et al. [1] se sont déroulés. Le modèle théorique fut obtenu à partir de courses sur tapis roulant. L'appliquer à des courses sur herbe naturelle sous-estimerait leurs coûts énergétiques. Par exemple, sur tapis roulant et surface dure, la consommation d'oxygène à une vitesse de 8 km h^{-1} correspond à 28 $\text{mL kg}^{-1} \text{min}^{-1}$ [81, 82] alors qu'à la même vitesse sur herbe naturelle, Pinnington et Dawson [83] rapportent une consommation d'oxygène de $32.21 \pm 3.21 \text{ mL kg}^{-1} \text{min}^{-1}$. Cette différence ($\approx 4 \text{ mL kg}^{-1} \text{min}^{-1}$) suggère qu'il faut revoir à la hausse la valeur $3.6 \text{ j kg}^{-1} \text{m}^{-1}$ utilisée dans l'équation (4) ou introduire un facteur de correction lorsqu'il s'agit d'appliquer le modèle théorique de Minetti et al. [77], celui-ci étant modifié par di Prampero et al. [8, 78] et utilisé par Osgnach et al. [1] lors de l'estimation de la dépense d'énergie sur une surface autre qu'un tapis roulant ou une surface dure. Il serait aussi intéressant de refaire le protocole de Minetti et al [77] sur un tapis roulant dont l'absorption des chocs serait identique à celle de l'herbe naturelle.

Un autre point à souligner avec l'approche de Osgnach et al. [1], c'est qu'elle néglige l'importance de la direction de la course. Les valeurs des accélérations rapportées ne sont associées qu'à la course en ligne. Hors, sachant que les différents types de déplacements ont des coûts énergétiques différents [50, 51] et que lors d'un match de soccer, la course latérale représente $9.3 \pm 2.6\%$ de la totalité des types de déplacements comparativement à la course ligne avant et arrière, ces dernières représentant respectivement $48.7 \pm 9.2\%$ et $7.0 \pm 3.7\%$ [84], le coût de l'accélération est affecté par la direction de la course. Toutefois, le modèle utilisé par di Prampero et al. [8, 78] ne peut s'appliquer donc qu'aux accélérations vers l'avant et ne peut être appliqué de façon générale dans l'estimation du coût énergétique de la totalité d'un match de soccer.

Une autre étude basée sur un modèle théorique sans aucune mesure de paramètres, pour apprécier la charge interne et externe est celle de Bisciotti et al. [6]. Les auteurs par simulation, se sont penchés sur la dépense d'énergie associée à l'accélération et à la décélération lors de la course fractionnée en la comparant à la dépense d'énergie de la course continue à vitesse de course constante. Leur protocole consistait à comparer course continue sur une distance de 1000 m, à plusieurs types de course : 20 fois 50 m, 50 fois 20 m et enfin 100 fois 10 m. La vitesse moyenne (5 m s^{-1}) fut identique même si le nombre d'arrêts et démarrage fut différent d'une course à l'autre. Pour le calcul de la dépense d'énergie lors du travail (accélération), Bisciotti et al. [6] ont utilisé un rendement égal à 0.25 en citant Cavagna [66]. En ce qui concerne le travail négatif (décélération), les auteurs ont utilisé un rendement égal à -1.2 citant cette fois-ci Kaneko et al. [62], Asmussen [60] et Bigland-Ritchie et Woods [61]. L'application de ces valeurs dans le calcul ou dans l'estimation de la dépense d'énergie de l'accélération et de la décélération, signifie que Bisciotti et al. [6] considèrent que lors de ces phases de la course, le rendement est constant.

Ceci est d'autant plus étonnant lorsqu'on constate qu'aucun des auteurs cités n'a donné au rendement une valeur constante. Kaneko et al. [62], ainsi que cité précédemment, rapportent une grande variabilité du rendement lors de la décélération alors que Bigland-Ritchie et Woods [61] parlent de rapport lors de la comparaison du travail négatif au travail positif sur ergocycle. La valeur de rendement de 0.25, quant à elle, est obtenue à partir de la marche et non à partir de la course et fut rapportée par Margaria.[71, 79] qui a plutôt donné un rendement de 20% lors de la course à pied. Le résultat des calculs de Bisciotti et al. [6] dans l'estimation de la dépense d'énergie qui inclut le coût supplémentaire associé à l'accélération et à la décélération furent obtenus à partir de l'équation :

$$(1/2 MV^2/0.25) + (1/2 MV^2/1.2) + 0.9 \text{ kcal kg}^{-1} \text{ km}^{-1} \quad (5)$$

M représentant la masse du sujet, V la vitesse moyenne, 0.25 le rendement de l'accélération, 1.2 le rendement de la décélération. Cette équation est assez surprenante car elle représente la somme de deux unités différentes qui sont les joules (j) et les kilocalories (kcal). En faisant abstraction de cette erreur, le coût énergétique supplémentaire lors des courses fractionnées par rapport à la course continue furent respectivement +32%, +79.9% et +159.8% [6] + 9.88%, + 21.6% et + 35.6% [85] pour les 20 x 50 m, 50 x 20 m et 100 x 10m. La seule information pouvant en être déduite est une amplitude inconnue du coût énergétique de l'accélération et de la décélération.

1.4 Les changements de direction

Les changements de directions constituent une activité importante dans les sports irréguliers. Un changement de direction est défini comme étant le changement de l'orientation du vecteur du mouvement du corps [86]. Les seuls paramètres de cette composante à avoir suscité jusqu'à présent l'intérêt de la recherche furent la puissance musculaire et l'agilité [87-91]. Les

changements de directions furent classés en 4 catégories par Sheppard et Young [91] qui modifièrent le modèle créé par Chelludrai en 1976 :

1. Changement de direction simple: Absence de l'incertitude spatiale et temporelle.
2. Changement de direction temporelle: Incertitude temporelle avec mouvement pré-planifié.
3. Changement de direction spatiale: Incertitude spatiale combinée avec une synchronisation pré-planifiée du mouvement.
4. Changement de direction universelle: Absence de certitude spatiale et de certitude temporelle.

La 4^{ème} catégorie est celle qui s'applique aux sports irréguliers au cours desquels les changements de directions sont dictés par plusieurs facteurs comme le positionnement de l'adversaire, la trajectoire du ballon (soccer, basketball) et la tactique de jeu adoptée par l'entraîneur. Cette incertitude fait que les changements de directions sont nombreux et l'angle de changement de direction variable. Bloomfield et al.[84], dans leur quantification des changements de directions dans le soccer chez le joueur professionnel en Angleterre, ont trouvé que ce dernier en effectuait 726 ± 203 par match (90 min) dont 609 ± 193 à des angles compris entre 0° et 90° .

Malgré son importance, seulement deux études se sont penchées sur la charge physiologique des changements de direction lors de la course à pied [7, 92]. Dans leur étude sur l'effet des changements de direction à 180° sur la charge physiologique des répétitions de sprints, Buchheit et al. [7] ont comparé deux séries de 6 sprints sur 25 m avec 25 secondes de repos entre deux sprints. La première série consistait en une course maximale sur 25 m en ligne droite continue alors que la seconde série consistait en une course sur la même distance mais en navette (2 x 12.5

m). Les auteurs ont rapporté un coût global de la consommation d'oxygène avec des valeurs respectives égales à 40.4 ± 4.2 et 38.9 ± 3.8 mL kg⁻¹ min⁻¹. Ils ne purent constater des différences significatives entre les sprints avec et sans changements de direction et ne trouvèrent pas de différences non plus dans les réponses de la fréquence cardiaque et de la lactatémie. À des intensités de courses inférieures à celle du protocole de Buchheit et al. [7], Dellal et al. [92] ont examiné la réponse de la fréquence cardiaque et de la lactatémie. En effet, les auteurs ont comparé la course navette à la course continue à des intensités entre 100 et 120% de la vitesse aérobie maximale avec un temps de repos égal au temps de travail. Le résultat fut une augmentation significative de la fréquence cardiaque lors de la course en navette mais seulement lors du protocole le plus long (30 s vs 10 et 15 s). Par contre, l'augmentation de la lactatémie fut significative lors de toutes les durées du protocole. Les deux études citées diffèrent non seulement en intensité et en durée des courses mais aussi en nombre de changements de directions. Les sujets dans le protocole de Dellal et al. [92] effectuaient 36 changements de directions lors du 30-30, 40 lors du 15-15 et 42 lors du 10-10, alors qu'ils en effectuaient 6 lors du protocole de Buchheit et al. [7]. Ces deux études ne peuvent par conséquent pas être comparées vu les différences évidentes dans leurs protocoles respectifs. On peut néanmoins dire que lors de l'étude de Dellal et al. [92], les sujets sollicitèrent la filière énergétique anaérobie à cause de la combinaison des facteurs durée, intensité et changement de direction. La consommation d'oxygène ne fut pas mesurée lors de cette étude, nous pouvons néanmoins expliciter une valeur plus importante de celle-ci lors des courses en navette si on se base sur les travaux de Léger et al. [93] et Léger et Boucher [94]. Ces deux études établissent une différence significative entre le $\dot{V}O_2$ de la course continue et celui de la course en navette à des vitesses identiques, en particulier lorsque celles-ci sont élevées.

Il est donc certain que les changements de directions à 180° mènent à une augmentation du coût énergétique. Mais existe-t-il une relation entre l'amplitude de l'angle du changement de direction et la réponse physiologique? Comme nous avons pu le noter à travers la revue de littérature ci-dessus, la quantification des paramètres physiologiques comme la consommation d'oxygène et la fréquence cardiaque s'est faite dans des conditions dans lesquelles les sujets n'atteignaient pas un état physiologique stable. Ce qui résulte soit d'une lacune dans le protocole expérimental [18], soit d'intensités de travail trop élevées ne permettant pas l'atteinte d'un état physiologique stable du sujet [7, 92]. À cet effet trois projets de recherche dont les détails seront présentés dans la partie suivante, furent consacrés à la quantification de la charge physiologique de certains types d'activité associés au sport intermittent :

- 1- Mesure de la consommation d'oxygène et de la fréquence cardiaque associées à 6 différents types d'activités dans le tennis
- 2- Mesure de la charge physiologique des accélérations et décélérations lors de la course à pied en comparant la consommation d'oxygène, la fréquence cardiaque et la lactatémie de la course fractionnée et de la course en navette à celle de la course continue, à des vitesses de déplacement sous-maximales
- 3- Mesure de la charge physiologique des changements de direction à différents angles et comparaison de la consommation d'oxygène et de la fréquence cardiaque de ceux-ci à celles de la course continue en ligne à des vitesses de déplacement sous-maximales.

CHAPITRE 2

Etude expérimentale 1

Bekraoui¹, N., M.-A. Fargeas-Gluck^{2,3}, and L. Léger¹, *Oxygen uptake and heart rate response of 6 standardized tennis drills*. *Appl Physiol Nutr Metab*, 2012. **37**(5): p. 982-989.

¹Département de kinésiologie, Université de Montréal, C.P 6128, succursale Centre-ville 2100, boul. Édouard-Montpetit, Montréal, QC H3T 1J4, Canada.

²Faculté des Sciences du Sport, LAPHAP-MOVE-EA3813, Université de Poitiers, Poitiers; Faculté des Sciences,

³Département des Sciences du Sport, Université de Limoges, 123 Avenue Albert Thomas, 87060 Limoges CEDEX, France.

Voir Annexe

Title: Oxygen Uptake and Heart Rate Response of Six Standardized Tennis Drills

Authors: Nabyl Bekraoui, Marie-Agnès Fargeas-Gluck, Luc Léger

Abstract

Purpose: The purpose of this study was to compare the oxygen uptake ($\dot{V}O_2$) of various on court tennis drills.

Methods: Eleven tennis players were monitored with a portable metabolic device to measure oxygen uptake ($\dot{V}O_2$) of six different tennis drills at low and high speeds. The six drills were done with or without striking the ball, over half or full-width court, in attack or defense mode, using forehand or backhand strokes.

Results: $\dot{V}O_2$ values (Mean \pm SD) ranged from 33.8 \pm 4.2 to 42.3 \pm 5.1 mL kg⁻¹ min⁻¹ when running at low speed on full-width court in defense mode without striking the ball and when running at high speed on full-width court in attack mode while striking the ball respectively. Specific differences were observed. Attacking mode requires 6.5% more energy than defensive playing mode. Backhand strokes demand 7 % more energy at low speed than forehand ones. Running and striking the ball costs 10% more energy than running without striking the ball. Shuttle running on half-width court costs 14% more energy than running on full-width court while striking the ball.

Conclusion: The specificity of the $\dot{V}O_2$ responses obtained for these various tennis drills gives an improved representation of their energy cost and could be used to optimize training loads.

Key words: Tennis, Oxygen Uptake, Heart Rate, Forehand, Backhand, Stroke, Attack, Defense.

INTRODUCTION

Knowing the intensity or the energy rate of a sport, such as tennis, is obviously useful. However, the average duration and intensity of tennis sequences depend on the opponent's strength, style and strategy, the weather conditions and the type of court surface. For example, while the average duration of a point lies between 4.3 s on grass [1] and 12.2 s on hard court [2], the effective playing time of $20.3 \pm 8.2\%$ and $29.3 \pm 12.1\%$ were respectively reported for offensive and defensive players [3]. Furthermore, tennis matches do not have a specific time limit; they can last from 1.5 to 5 hours [4, 5].

The assessment of the overall oxygen uptake of tennis matches has been done either through the Heart Rate - Oxygen Uptake (HR- $\dot{V}O_2$) relationship obtained from laboratory testing [6, 7] or by on-court indirect calorimetry during 10 to 120 min training matches [3, 7-10]. Regardless the playing style, some studies report an average $\dot{V}O_2$ varying between 24 and 29 mL kg⁻¹ min⁻¹ [3, 10, 11]; others report a mean overall intensity either in percentage of measured or estimated $\dot{V}O_{2max}$ and HRmax of respectively 50 -70% and 79-95% [7, 10, 12-15].

Both average $\dot{V}O_2$ and HR values reported so far are the reflection of the total physiological load resulting from the combination of different activities occurring during a tennis match without being action specific. Knowing the energy cost differences between running back and forth on half and full-width court, between forehand and backhand strokes, between attacking and defending of playing style, as well as the extra energy cost associated with striking the ball, would certainly give a more specific and accurate image of the energy requirements of various tennis actions. To our knowledge, no studies have separately measured or compared the energy cost of each of these actions. Two studies [16, 17] compared the cardiovascular and metabolic

cost of different types of locomotion but these exercises were done on a treadmill without direction changes nor ball strokes. Moreover, in a recent study, Fernandez-Fernandez et al. [18] have compared on court physiological demands of the backhand and the forehand strokes as well as running on different surfaces. However, two of their exercises were completed from standing positions (without displacement) while the other two, combining displacements and strokes were done in intermittent non steady state for 4 min (eight 4-s sets of 2 balls every 2 s with 30-s rest between sets or three 40-s sets of 16 balls every 2.5 s with 60 s rest between sets). Thus, it is difficult to interpret the reported $\dot{V}O_2$ values. Another study conducted by Reid et al. [19] also looked at different displacements and stroke drills, but the oxygen uptake was not measured. Also, the work to rest ratios of 30 s/ 30 s or 60 s/ 30 s indicate non steady state conditions.

In order to gain a better insight in the metabolic requirements of tennis, the purpose of this study was to compare the $\dot{V}O_2$ cost of various stroke-displacement combinations. These combinations involved running back and forth on full- or half-width court, using forward, crossing or lateral sliding steps, with or without striking the ball, using the forehand or the backhand strokes, in a defense or an attack playing style.

METHODS

Subjects: Twelve healthy adult volunteers participated in this study. All participants were regular tennis players. Eleven (7 females and 5 males) were nationally ranked by the French Tennis Federation and only one was unranked. All subjects used a two-hand backhand with the exception of one subject.

The ethical committee of the University of Montreal approved this study and the written informed consent was obtained from all the subjects.

Experimental procedure:

The study was conducted on a GreenSet indoor hard-court (www.greenset.net) made of synthetic resin and classified as category 2 by the International Tennis Federation [20]. Each subject was measured 12 times [2 speeds x (3 types of displacements on full-width court + 3 other types of displacements on half-width court)]. Figure 2.1 describes the court set up with balls trajectories, landing areas, and gross displacement patterns over the tennis court. Figure 2.2 details the different displacement patterns over full- and half-width court (7 and 3.5 m). All the displacements conditions are described below:

3.5 m distance: Curvilinear displacement entering the court from behind the baseline

- Backhand stroke with two-hands (BH_{+B3.5})
- Forehand stroke (FH_{+B3.5})

3.5 m distance: Parallel displacement to the baseline facing the net.

- Sidestep without striking the ball (SS_{-B3.5})

7 m distance: Parallel displacement to the baseline

- Defense striking the ball (DF_{+B7})
- Defense no ball striking and no racquet movement (DF_{-B7})

7 m distance: Curvilinear displacement entering the court

- Attack striking the ball (AT_{+B7}),

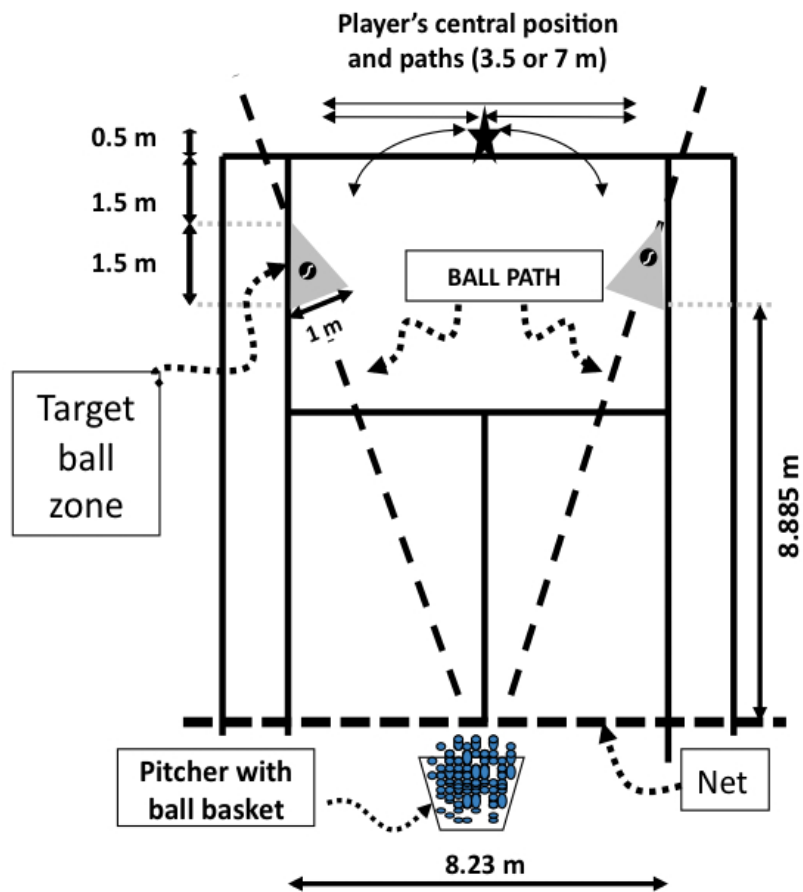


Figure 2.1: Set-up diagram of the tennis court showing location of ball and player paths and position of the pitcher and landing area of the balls. Star in the middle of the baseline represents the starting position. Detailed experimental displacements of the players are illustrated in Figure 2.2.

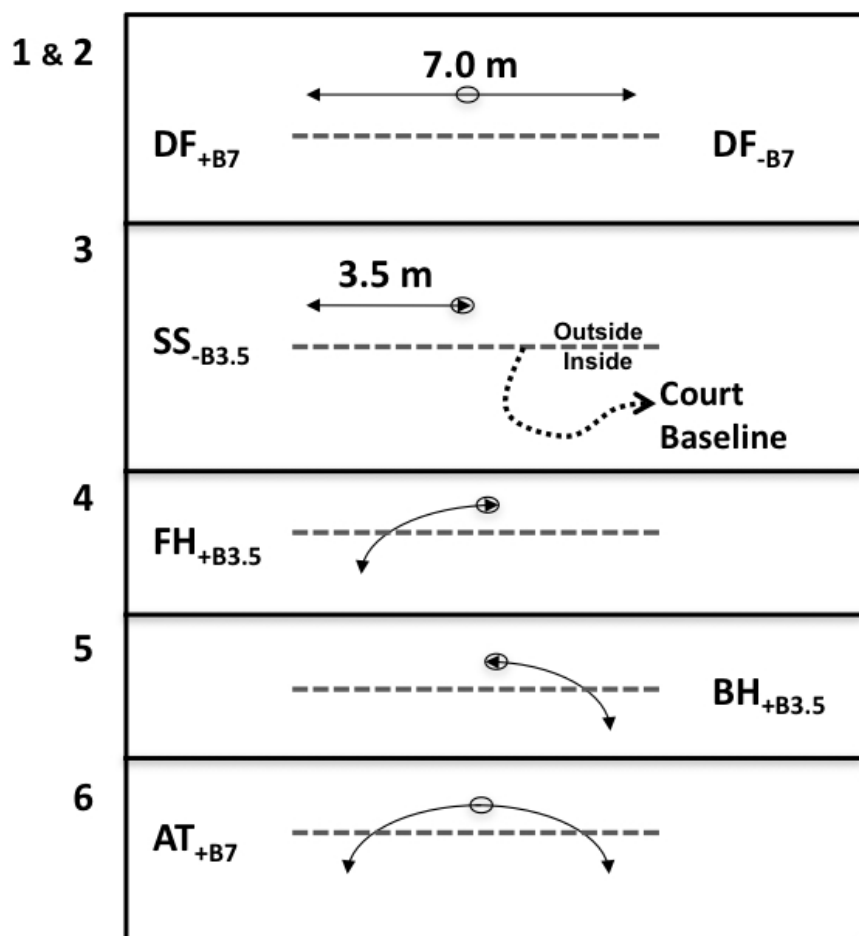


Figure 2.2: Illustration of the 6 displacement drills used in this study. DF, SS, FH, AT and BH respectively mean Defense, Sidestepping, Forehand stroke, Attack and Backhand stroke. +B and –B mean with and without hitting the ball. 3.5 and 7 mean shuttle run of 3.5 and 7 m (half and full court width). The dotted line is the court base line. The arrow lines represent the various shuttle displacements with a comeback to central position for all displacements as illustrated by a small oval. Refer to Figure 2.1 to for an overall display of displacements on the court.

All measurements were made within a single testing session: first at low speed (LS: 4.0 to 7.0 km h⁻¹), in a random order, on half-width (3.5 m) and full-width (7.0 m) court displacement and also randomly within each distance for the type of displacement, and then repeated at high speed (HS: 6.0 to 9.0 km h⁻¹) in another random pattern. Speeds were individually chosen by trial and error practice to allow each subject to sustain the highest possible speed long enough to reach

$\dot{V}O_2$ steady state (i.e. at least 4 min) for the high-speed condition. Low speed, however, was adjusted according to high speed. Since it is more difficult to maintain the same average shuttle speed on half width court, experimental speeds were also different on full- and half-width court (either with low-or high-speed conditions). These ranges of speeds better reflect the real variability encountered in a tennis game.

To pace the subjects, red colored tape markers were stuck on the floor 3.5 or 7.0 m apart and recorded sound signals were emitted at a frequency corresponding to the selected speed when touching the marker at the signal. As the subjects struck the ball at the end of their course, they adjusted their pace according to the ball throwing frequency of the pitcher who wore headphones and used the same recording. The ball was easily thrown at medium speed in a triangle zone, slightly farther than the 3.5 or 7.0 m foot marker, but well within the racket reach (Figure 2.2).

Upon arrival on site, the subject was equipped with a portable breath-by-breath metabolic system (Vmax ST). The VmaxST system (Sensormedics, Bilthoven, The Netherlands) now commercialized as the MetaMax3B system (Cortex, Leipzig, Germany), has been found valid and reliable [21, 22]. Participant heart rate was measured with an integrated Polar system (Polar-Electro, Kempele, Finland). After a 10-min calibration period, a standard 10 min warm-up preceded the on-court protocols. Breathing samples and HR were collected for 4 minutes for each type of displacement. Only data from the fourth minute of steady state were analyzed. Subjects were allowed a 6- min passive recovery between modalities. High-speed protocols were performed 8 min (passive recovery) after low-speed protocols. Subjects refrained from eating 2 h prior to each test session.

Statistical analysis

Reported values are means and standard deviations. Since $\dot{V}O_2$ and HR values expressed significant non-normality, and since sample size is relatively small, the Wilcoxon ranking test for paired data was used to assess differences between the various tennis drills performed at the same speed and between low and high speed requirements for the same drill. Unpaired tests were used to assess gender difference for age, height, and weight. Statistical significance was established at the 0.05 level. Data were analyzed using SPSS (Version 17.0, SPSS Inc, USA).

RESULTS

Table 2.1 shows the descriptive characteristics of the subjects. The 5 males were taller, younger and heavier than the 7 females.

Table 2.1: Descriptive characteristics of subjects (mean \pm SD)

	Females	Males	Total
	(N = 7)	(N = 5)	(N = 12)
Age (yr)	43.1 \pm 8.4	39.0 \pm 14.2**	41.4 \pm 10.8
Height (cm)	165.7 \pm 7	177 \pm 9**	170.9 \pm 9.6
Weight (kg)	55.7 \pm 8.1	72.8 \pm 14.8**	63.6 \pm 14.2

** Males vs. Females' differences (p<0.01)

$\dot{V}O_2$ and HR requirements of various tennis drills were quantified in this study. As expected, the speed at which these drills were performed affects the magnitude of the physiological requirements (Table 2.2 and Figure 2.3). That being said, significant differences between drills, independent from speed, were also observed in this study (Table 2.2 and Figure 2.3). Depending on speed and displacement drill, individual $\dot{V}O_2$ and HR values varied between 27 and 45 mL kg⁻¹ min⁻¹ and between 150 and 182 beats min⁻¹ respectively (Figure 2.3).

All results are presented in Table 2.2 and are specifically presented in the following sections.

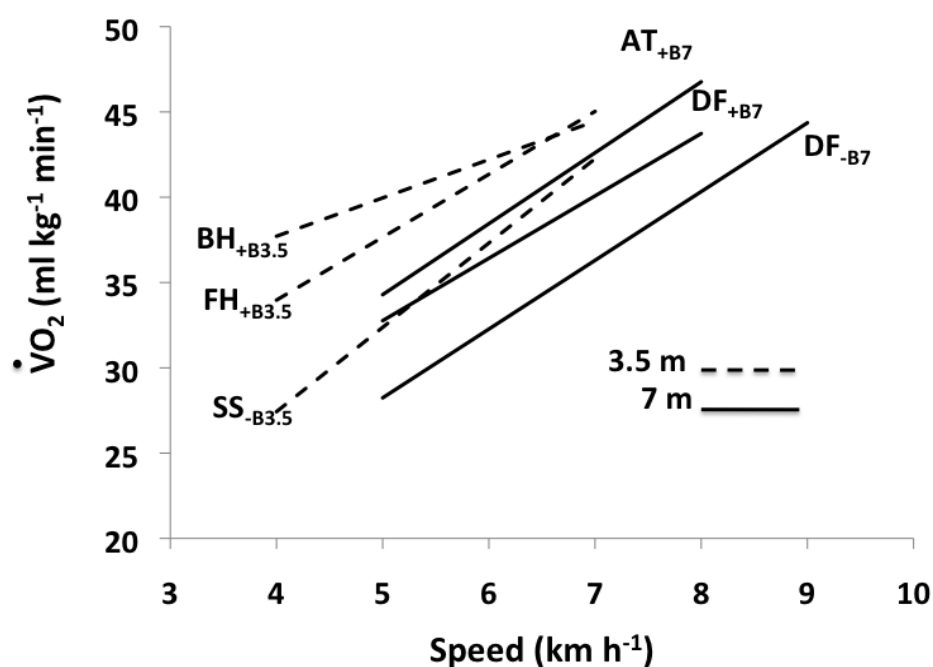


Figure 2.3: Mean oxygen uptake ($\dot{V}O_2$) for all modalities at different speeds from regressions based on exact displacement speeds of individuals.

Table 2.2 : $\dot{V}O_2$ and heart rate responses to six tennis drills at low and high speeds^a.

Intensity	A DF _{-B7}	B DF _{+B7}	C AT _{+B7}	D FH _{+B3.5}	E BH _{+B3.5}	F SS _{-B3.5}	Pertinent Comparisons ^{bc}
$\dot{V}O_2$ (mL min ⁻¹ kg ⁻¹)							
Low Speed	33.8 ± 4.2	37.8 ± 6.3	40.3 ± 6.4	39.3 ± 5.0	42.0 ± 5.4	34.0 ± 5.0	A<B<C F<D<E
High Speed	37.1 ± 5.0	39.9 ± 4.9	42.3 ± 5.1	40.7 ± 4.2	41.1 ± 3.9	38.2 ± 5.3	A<B<C
Speed Diff. ^c	L<H	L<H	L<H	n. s.	n. s.	L<H	
Heart Rate (beats min ⁻¹)							
Low Speed	162 ± 16	167 ± 16	173 ± 13	171 ± 13	176 ± 12	162 ± 15	A<B<C F<D<E
High Speed	171 ± 12	175 ± 10	180 ± 9	177 ± 10	177 ± 9	176 ± 11	A<B<C
Speed Diff. ^c	L<H	L<H	L<H	L<H	n. s.	L<H	

^aMean±SD, n=12, ^b Full (A,B & C) and Half (D, E & F) court drills were done at different low and high speeds and could not be directly compared. ^cDifferences are significant at p<0.05.

Half- and full-width court displacements. In this study, each subject ran each displacement drill at two different speeds. The latter were individually chosen so the highest speed was close to the maximum that could be sustained by the subject. Over the 3.5 m course (vs. 7.0 m course), changes of direction were more frequent for the same speed implying higher energy requirement. In fact, the subjects could not sustain the same low speed and high speed (p<0.01) on half-width (3.5 m) and full-width (7.0 m) court: 5.25 ± 0.62 vs. 6.17 ± 0.58 km h⁻¹ at low speed and 6.25 ± 0.62 vs. 7.25 ± 0.62 km h⁻¹ at high speed (see also Figure 2.3). In order to estimate the magnitude of the difference between half-width (3.5 m) and full-width (7.0 m) court requirements, we can compare the average cost of the backhand stroke (BH_{+B3.5}) and the forehand stroke (FH_{+B3.5}) to the average value in an attack mode while striking the ball (AT_{+B7}), which includes backhand and forehand strokes in equal proportions. Between 5 and 6 km h⁻¹, $\dot{V}O_2$ and HR are about 5 mL kg⁻¹ min⁻¹ and 10 beats min⁻¹ higher on shorter 3.5-m course (Figure 2.3). Other half-width court and full-width court differences seen in Figure 2.3 are not exclusively due

to the length of the displacement since different drills (mode of displacement with and without stroke) also affect the $\dot{V}O_2$ and HR responses.

Forehand and backhand strokes. Performed at the same low speed and high speed on the same displacement length of 3.5 m, the difference between forehand and backhand strokes could be directly assessed (Figure 2.4). Compared to the forehand stroke, backhand $\dot{V}O_2$ (Figure 2.4) was 2.7 mL kg⁻¹ min⁻¹ or 7% higher (P<0.05) at low speed only.

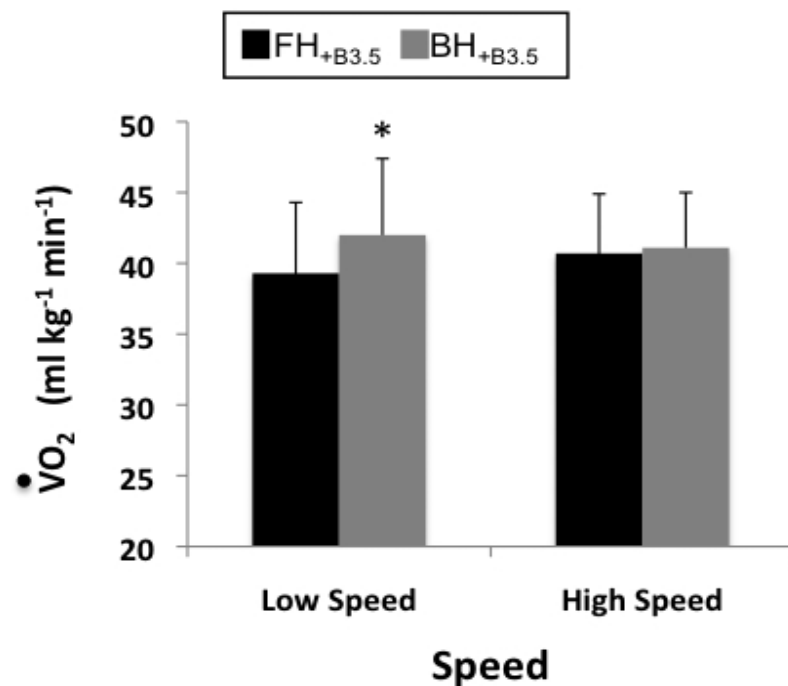


Figure 2.4: Cost difference between forehand and two hand backhand strokes. $\dot{V}O_2$ cost while hitting the ball at the end of 3.5-m displacement at low and high speeds using either a backhand stroke (BH_{+B3.5} in Grey) or a forehand stroke (FH_{+B3.5} in Black). * = p<0.05.

Playing style. Performed at the same low speed and high speed on the same displacement length of 7.0 m, the difference between the defense and the attack playing styles could be directly assessed (Figure 2.5). Compared to a defensive playing style when staying behind the base line, a

more aggressive style with forward penetration of the baseline while striking the ball at the end of the 7-m displacement yields higher $\dot{V}O_2$ values ($p < 0.05$) by 2.5 and 2.4 mL kg⁻¹ min⁻¹ or 7 and 6 % higher for $\dot{V}O_2$ (Figure 2.5).

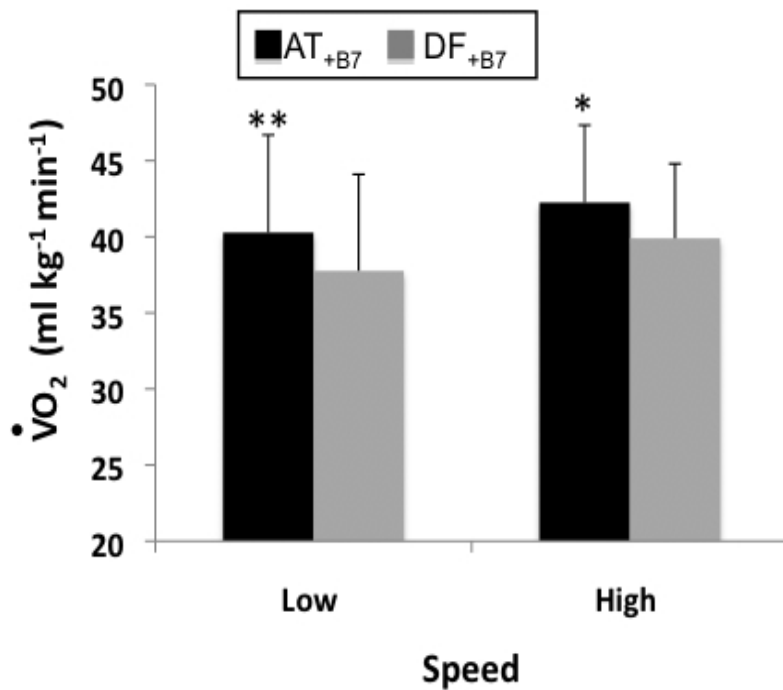


Figure 2.5: Effect of displacement style. $\dot{V}O_2$ cost while hitting the ball at the end of 7-m displacement at low and high speeds using either a defense style behind the base (DF_{+B7} in Grey) or an attacking style penetrating the base line (AT_{+B7} in Black). * = $p < 0.05$, ** = $p < 0.01$.

Striking the ball. The extra $\dot{V}O_2$ cost to striking a tennis ball could be obtained from the differences between the cost of moving on full-width court (7.0 m) in a defensive mode with and

without striking the ball (DF_{+B7} vs. DF_{-B7}). The extra $\dot{V}O_2$ costs were 3.5 and 3.0 mL kg⁻¹ min⁻¹ or 12 and 8% for $\dot{V}O_2$ at low speed and high speed ($p < 0.05$, Figure 2.6).

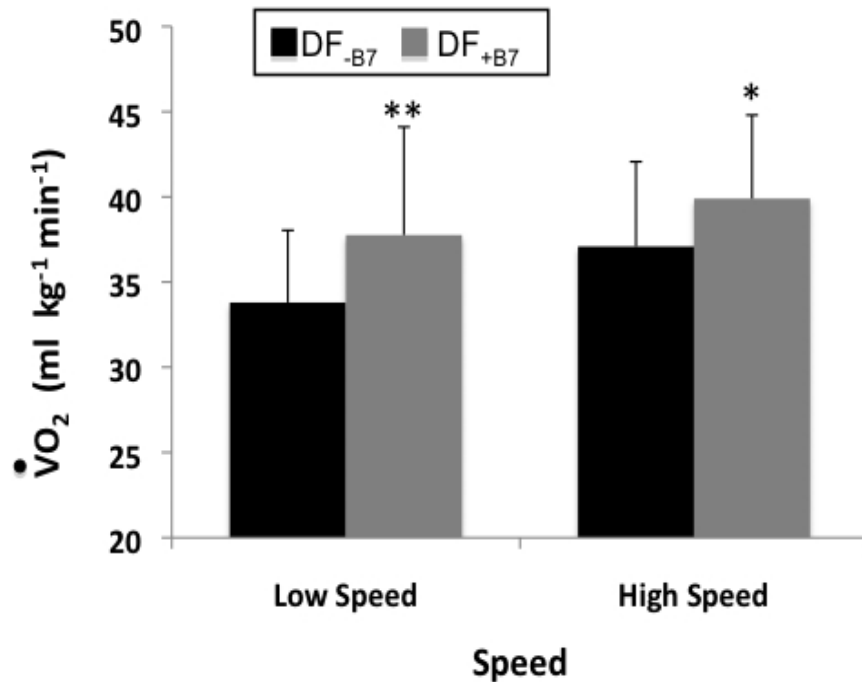


Figure 2.6: Extra cost of hitting the ball. $\dot{V}O_2$ cost in defense on 7-m displacement behind the base line while hitting or not the ball (DF_{+B7} in Grey & DF_{-B7} in Black) at low and high speeds. * = $p < 0.05$, ** = $p < 0.01$.

Sidestepping. The cost of sidestepping displacement on half-width court was 34.0 ± 5.0 and 38.2 ± 5.3 mL kg⁻¹ min⁻¹ at low speed and high speed respectively.

DISCUSSION

The aim of this study was to measure and compare the oxygen uptake and HR response associated with different tennis displacements and strokes (AT_{+B7}, DF_{+B7}, BH_{+B3.5}, FH_{+B3.5}, DF_{+B7}, DF_{-B7}) at low-speed and high-speed displacements. Because of the insufficient number of subjects, male and female data were merged and analyzed together rather than separately. In addition, since the male subjects were taller, younger and heavier than the female subjects (Table 2.1); it could not be assumed that similar results would have been obtained if data had been analyzed separately. The results of this study are only valid for pooled female and male data.

$\dot{V}O_2$ requirement was the main focus of this study. HR was also simultaneously measured; still, HR results are solely reported to confirm the $\dot{V}O_2$ trends between studied tennis drills (Table 2.2) and won't be discussed in details.

In our study, average $\dot{V}O_2$ values lie between 27 and 45 mL kg⁻¹ min⁻¹ depending on the type of the exercised drill. These values indicates that the specific requirements of certain drills require much higher energy than could be expected from reported average values between 24 and 29 mL kg⁻¹ min⁻¹ [3, 7, 10, 11]. In a tennis game, the various displacement drills are mixed randomly and their specific requirements could not be separately estimated and so the average game cost underestimates the real cost of certain specific drills.

Speed of displacement. The average regression lines (Figure 2.3) indicate that $\dot{V}O_2$ cost increases as the displacement speed increases for all drills under study (Figure 2.3). These regression lines are based on individual data of all subjects together at their exact low and high running speeds.

These speeds vary according to the subject's fitness level and the distance of the shuttle displacement. Drawing individual curves (not shown), often exhibited no change between low speed and high speed, particularly when the subjects had to strike the ball. That may explain the lack of difference between low speed and high speed for FH+B3.5 and BH+B3.5 (Table 2.2) when speeds were pooled in low-speed and high-speed categories. Perhaps, the fatigue associated with higher speeds is compensated for with a lower power stroke. Still, this hypothesis remains to be demonstrated. Future studies on tennis drills, with ball strokes, should measure the stroke power or ball speed with devices such as radars for example. In any event, figure 2.3 represents the average cost at many different speeds of fit and unfit individuals for various types of displacements.

Half-width and full-width court displacements. Figure 2.3 shows that all modalities on 3.5 m solicited a higher $\dot{V}O_2$ and HR response at both high and low speeds when compared to responses from modalities on 7-m course. At the same speed, the subjects had to perform the 180° changes of direction twice more on the 3.5-m course. That also implied additional and faster acceleration and deceleration phases. Besides being expected, the greater oxygen uptake was now quantified for these tennis displacements. This finding is consistent with theoretical computations [23, 24]. Furthermore, it has been reported that the $\dot{V}O_{2max}$ prediction from a multistage 20-m shuttle run test yields higher values than the ones estimated from continuous running at the same speed [23-25]. This additional cost by itself can be due to the shorter stride length on the 3.5-m course [26, 27]. It could be argued that the $\dot{V}O_2$ differences observed between 3.5 and 7.0-m displacements (Figure 2.3) may be due to the fact that other conditions were not exactly the same. Theoretically however, the average cost of hitting the ball with the forehand or the backhand on 3.5 m (average of BH+B3.5 & FH+B3.5) should be the same as the cost of mixing backhand and forehand strokes

on a 7-m course (AT_{+B7}); thus the difference should be due to the displacement of the shuttle length.

In one recent study, Fernandez-Fernandez et al. [18] reported a higher $\dot{V}O_2$ for the forehand stroke when compared to the backhand stroke (46.5 ± 11.1 vs. 42.5 ± 9.9 mL kg⁻¹ min⁻¹) at high power stroke. It is difficult to explain such differences. First, the authors did not specify if the players used the one-hand or the two-hand backhand stroke. Second, their players hit the ball in a standing position while our players hit the ball at the end of a short run.

Attack vs. defense style of play. Oxygen uptake and HR were higher during AT_{+B7} when compared to DF_{+B7} (Table 2.2 and Figure 2.5). The players covered the same distance at the same ball frequency in both modes. Still, the attacking player had to step inside the court and run faster in order to hit the ball earlier on its trajectory as opposed to the defensive player who had more time to hit the rebounding ball behind the baseline. Thus, the attacking player's higher acceleration and deceleration toward the ball, along with curvilinear trajectories with backward displacements, can be the reason behind the higher energy cost. By the same token, the defensive player's low acceleration and deceleration, when running parallel to the baseline toward the ball, can explain the lower energy cost.

Bernardi et al. [28] reported opposite results with a lower mean value for attacking players when compared with baseline players (30 ± 7 vs. 39 ± 3 mL kg⁻¹ min⁻¹). Different experimental conditions may explain this apparent contradiction. In our study, the same subjects were measured twice in similar standardized conditions, i.e. with the ball frequency and rebound point being the same. In Bernardi et al. [28] study, different players (unpaired design, 2x n=2) with different playing styles (attack or baseline) played at their own pace. Under such conditions, a

baseline player desperately defends himself against repeated attacks of an opponent who controls the play and sends the ball as far as possible from the defending player. In this situation the length and speed of the displacement are usually longer or faster for the defensive players, which explains the higher energy cost.

Cost of striking the ball. Our subjects performed the full-width court displacement twice, with (DF_{+B7}) and without striking the ball (DF_{-B7}), allowing the assessment of the extra energy cost of striking the ball given those specific conditions (Figure 2.6). The $DF_{+B7} \dot{V}O_2$ values of $37.8 \pm 6.3 \text{ mL min}^{-1} \text{ kg}^{-1}$ and $39.9 \pm 4.9 \text{ mL min}^{-1} \text{ kg}^{-1}$ and, the DF_{-B7} values of $33.8 \pm 4.2 \text{ mL min}^{-1} \text{ kg}^{-1}$ and $37.1 \pm 5.0 \text{ mL min}^{-1} \text{ kg}^{-1}$ were obtained at low speed and high speed respectively. Thus, the extra energy cost of striking the ball at low speed and high speed respectively was 4.0 and 2.8 $\text{mL min}^{-1} \text{ kg}^{-1}$. The mentioned extra cost is associated with the full-width court displacement alternating backhand and forehand strokes in defense mode. It also represents an average cost at the prevailing striking frequency of our study. Nevertheless, we cannot assume that the extra cost of striking the ball would be the same using an attack style or during half-court displacements. Furthermore, in a game situation, the player sometimes gives a very strong passing shot and other times he focuses on the ball placement.

The lower energy cost resulting from striking the ball at higher speed when compared to striking the ball at low speed remains difficult to explain. Yet, it can be speculated that the stroke power decreases as displacement speed and the fatigue increase. Although, Davey et al. [29] have reported a decrease in the accuracy of returned balls during the Loughborough Intermittent Tennis Test, neither the power nor the speed of returned balls were measured.

In our study, the extra cost of striking the ball during the defensive playing style on full-width court constitutes 10.6% and 7% of the total $\dot{V}O_2$ when running at low speed and high speed respectively. For, the remaining 90% of the total oxygen uptake comes from running and changing directions.

The power of the stroke does not only come from the arm motion, but also from the twist of the trunk and the forward momentum of the whole body upon hitting the ball. At higher speeds, as it might happen during the attack playing style or on half-width court displacements, the arm movement may generate a less powerful strike than it would when striking the ball from a standing still position. This would explain why the difference between our extra cost of striking the ball at the rate of 3.5 seconds per ball (our fastest speed) is only 2.8 mL kg⁻¹ min⁻¹ while Fernandez-Fernandez et al. [18] reported a cost of 46.5 ± 11.1 mL kg⁻¹ min⁻¹ solely for hitting the ball from a standing position at similar frequency. From a standing position, the arm and trunk motions are the only contributors to the stroke power without any help from the running speed of the subjects. Furthermore, the subjects of that study are much younger than ours; which may also explain a higher cost due to a possible higher stroke power in this population compared to ours. Still, the difference is quite large and the age factor cannot account for the entire difference.

Sidestepping displacement. Our study has established values to the $\dot{V}O_2$ and HR responses for sidestepping on half-width court without striking the ball. It is, however, difficult to compare those values to the values retained from crossover stepping used in defensive displacement without striking the ball on full-width court. As we demonstrated, the cost of shuttle running on half-width court is higher than the cost of running at the same speed on full-width court.

The only known study on the energy cost of sidestepping was done on the treadmill without any changes in direction [17] and expectedly the reported $\dot{V}O_2$ values of 22.1 ± 4.8 and 32.6 ± 5.7 mL kg⁻¹ min⁻¹ at 4.8 and 8 km h⁻¹, respectively were much lower than ours at the same speeds but with a direction change every 3.5 m (33 and 47 mL kg⁻¹ min⁻¹, Figure 2.3).

Furthermore, in these conditions our subjects ran at the maximal speed they could sustain for 4 min (6.17 ± 0.58 km h⁻¹) yielding a $\dot{V}O_2$ value of 38.2 mL kg⁻¹ min⁻¹ which also corresponds to the average O₂ cost of forward running at 11 km h⁻¹ [30]. That confirms the higher $\dot{V}O_2$ requirement of sidestepping displacement particularly with frequent direction change over a 3.5 m distance.

CONCLUSION

In conclusion, this study offers new insights to the $\dot{V}O_2$ requirements of various tennis drills performed at low-speed and high-speed displacement on half-width and full-width court with and without striking the ball using two-hand backhand or forehand strokes and during a defensive or an attack style of play. The results show wide and significant variations in the energy cost of these drills (22 to 48 mL kg⁻¹ min⁻¹). Reporting costs for simulated tennis games only represent an overall cost for all tennis actions that occur during a game, it does not yield a fair cost for each one of these actions.

To be more specific, this study has shown that, when performed at the same speed of displacement and same stroke frequency, an attack style of playing requires around 6.5% extra energy than a defensive style. Also, at the same speed and stroke frequency, half-width court

displacements cost 14% more energy than full-width court ones and the two-handed backhand stroke costs 7% more energy than the forehand stroke at the lowest displacement speed. Finally, striking a ball at the end of a full-width court during a defensive displacement costs 12 to 8 % more energy than performing it without striking the ball. These results are specific to the experimental conditions in which they were obtained. A one-hand backhand stroke (instead of the two-hand stroke) may require less energy than a forehand stroke. Similarly, playing defensively in an actual game may be more demanding than playing an attack style while in control of the exchange. Nevertheless, these findings remain highly useful to better understand the tennis game requirements and to beneficially design training loads for tennis players.

Acknowledgement:

We would like to thank Babeth Naturelle, Pierre Le Grill, Philippe Autier and Renaud Rougier for the use of the tennis club's facilities and their help to recruit the subjects.

REFERENCES

1. O' Donoghue, P. and B. Ingram, *A notational analysis of elite tennis strategy*. J Sports Sci, 2001. **19**(2): p. 107-15.
2. Chandler, T.J., *Work/rest intervals in world class tennis*. Tennis Pro, 1991. **3**: p. 4.
3. Smekal, G., S.P. von Duvillard, C. Rihacek, R. Pokan, P. Hofmann, R. Baron, H. Tschan, and N. Bachl, *A physiological profile of tennis match play*. Med Sci Sports Exerc, 2001. **33**(6): p. 999-1005.
4. Bergeron, M.F., C.M. Maresh, L.E. Armstrong, J.F. Signorile, J.W. Castellani, R.W. Kenefick, K.E. LaGasse, and D.A. Riebe, *Fluid-electrolyte balance associated with tennis match play in a hot environment*. Int J Sport Nutr, 1995. **5**(3): p. 180-93.
5. Kovacs, M.S., *A comparison of work/rest intervals in men's professional tennis*. Med Sci Tennis, 2004. **9**(3): p. 10-11.
6. Christmass, M.A., S.E. Richmond, N.T. Cable, P.G. Arthur, and P.E. Hartmann, *Exercise intensity and metabolic response in singles tennis*. J Sports Sci, 1998. **16**(8): p. 739-47.
7. Dansou, P., M.F. Oddou, M. Delaire, and A. Therminarias, *Aerobic expenditure during a tennis match*. Science & Sports, 2001. **16**(1): p. 16-22.
8. Fernandez-Fernandez, J., D. Sanz-Rivas, C. Sanchez-Munoz, B.M. Pluim, I. Tiemessen, and A. Mendez-Villanueva, *A Comparison of the Activity Profile and Physiological Demands Between Advanced and Recreational Veteran Tennis Players*. J Strength Cond Res, 2009. **23**(2): p. 604-610.
9. Novas, A.M.P., D.G. Rowbottom, and D.G. Jenkins, *A practical method of estimating energy expenditure during tennis play*. J Sci Med Sport, 2003. **6**(1): p. 40-50.
10. Seliger, V., M. Ejem, M. Pauer, and V. Šafařík, *Energy metabolism in tennis*. Int Z Angew Physiol, 1973. **31**(4): p. 333-340.
11. Ferrauti, A., M.F. Bergeron, B.M. Pluim, and K. Weber, *Physiological responses in tennis and running with similar oxygen uptake*. Eur J Appl Physiol, 2001. **85**(1-2): p. 27-33.
12. Bergeron, M.F., C.M. Maresh, W.J. Kraemer, A. Abraham, B. Conroy, and C. Gabaree, *Tennis: A Physiological Profile during Match Play*. Int J Sports Med, 1991. **12**(5): p. 474-479.
13. Elliott, B.C., B. Dawson, and F. Pyke, *The energetics of single tennis*. J Hum Mov Stud, 1985. **11**: p. 11-20.

14. Girard, O. and G.P. Millet. *Effects of the ground surface on the physiological and technical responses in young tennis players*. in *Science and Racket Sports III*. 2003. Paris, France.: London and New York.
15. Morgans, L.F., D.L. Jordan, D.A. Baeyens, and J. Franciosa, *Heart rate response during singles and doubles tennis competition*. *Phys Sport-med*, 1987. **15**: p. 67-74.
16. Reilly, T. and T. Bowen, *Exertional costs of changes in directional modes of running*. *Percept. Mot. Skills*, 1984. **58**: p. 149-50.
17. Williford, H.N., M.S. Olson, S. Gauger, W.J. Duey, and D.L. Blessing, *Cardiovascular and metabolic costs of forward, backward, and lateral motion*. *Med Sci Sports Exerc*, 1998. **30**(9): p. 1419-1423.
18. Fernandez-Fernandez, J., V. Kinner, and A. Ferrauti, *The Physiological demands of hitting and running in tennis on different surfaces*. *J Strength Cond Res*, 2010. **24**(12): p. 3255-3264.
19. Reid, M., R. Duffield, B. Dawson, J. Baker, and M. Crespo, *Quantification of the physiological and performance characteristics of on-court tennis drills*. *Br J Sports Med*, 2008. **42**(2): p. 146-51; discussion 151.
20. Federation, I.T., *ITF approved tennis balls and classified court surfaces*. , 2003, London: ITF Licensing. (UK) Ltd.
21. Brehm, M.A., J. Harlaar, and H. Groepenhof, *Validation of the portable VmaxST system for oxygen-uptake measurement*. *Gait & Posture*, 2004. **20**(1): p. 67-73.
22. Perkins, C.D., M.R. Green, and J.M. Pivarnik, *Reliability and validity of the sensormedics vmaxst portable metabolic analyzer*. *Med Sci Sports Exerc*, 2002. **34**(5): p. S4.
23. Léger, L., D. Mercier, C. Gadoury, and J. Lambert, *The multistage 20 metre shuttle run test for aerobic fitness*. *J Sports Sci*, 1988. **6**: p. 93-101.
24. Margaria, R., *Biomechanics and Energetics of Muscular Exercise* 1976: Oxford University Press, USA. 156.
25. Bisciotti, N., J. Sagnol, and E. Filaire, *Aspetti Bioenergetici della corsa frazionata nel calcio*. Scuola Dello Sport, 2000a. **Anno XIX**(50): p. 21-27.
26. Cavanagh, P.R. and K.R. Willams, *The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running*. *Med Sci Sports Exerc*, 1982. **14**: p. 30-35.
27. Donelan, J.M., R. Kram, and A.D. Kuo, *Mechanical and metabolic determinants of the preferred step width in human walking*. *Proc Biol Sci*, 2001. **268**(1480): p. 1985–92.

28. Bernardi, M., G. De Vito, M.E. Falvo, S. Marino, and F. Montellanico, *Cardiorespiratory adjustment in middle-level tennis players: are long term cardiovascular adjustments possible?*, in *Science and racket sports II.*, :Lees A, et al., Editors. 1998, London: E&FN spon. p. 20-26.
29. Davey, P.R., R.D. Thorpe, and C. Williams, *Fatigue decreases skilled tennis performance.* J Sports Sci, 2002. **20**(4): p. 311 - 318.
30. Léger, L. and D. Mercier, *Gross Energy Cost of Horizontal Treadmill and Track Running.* Sports Med, 1984. **1**: p. 270-277.

CHAPITRE 3

Etude expérimentale 2

Oxygen uptake, heart rate and lactate responses for continuous forward running and stop and go running with and without directional changes

Title: Oxygen uptake, heart rate and lactate responses for continuous forward running and stop and go running with and without directional changes

Authors: Nabyl Bekraoui¹, Lamia Boussaidi², Georges Cazorla, Luc Léger

Soumis (Journal of Sports Sciences)

ABSTRACT:

The purpose of this study is to measure the mean oxygen uptake, heart rate (HR) and blood lactate ([LA]) responses to multiple and different submaximal fractioned runs.

Twelve healthy subjects did an indirect continuous multistage field test to determine the Maximal Aerobic Speed (MAS) before randomly performing in separate sessions one of the 3 following running protocols at 3 intensities (60, 70 and 80% MAS) 1) In-line continuous running (IR), 2) Fractioned running with stops and go every 20 meters (FR), 3) 20-m shuttle running (SR).

Mean oxygen uptake varied between 34.2 ± 2.5 and 54.6 ± 5.4 mL kg⁻¹ min⁻¹, HR between 141 ± 14 and 184 ± 9 beats min⁻¹ and [LA] between 4.2 ± 0.8 and 6.6 ± 0.9 mmol L⁻¹. IR oxygen uptakes were lower than those of SR and FR at all intensities ($p < 0.05$). However, SR oxygen uptakes were higher than those of FR at 80 %MAS only. HR was similar in SR and FR but lower in IR at all intensities ($p < 0.05$). No significant differences were recorded in [LA].

This study offers new insights on the oxygen uptake, HR and [LA] responses associated with accelerations while running with and without directional changes at submaximal speeds.

Keywords: Oxygen Uptake, heart rate, lactate, acceleration, directional changes

INTRODUCTION

New technologies such as computerized video (Osgnach, Poser, Bernardini, Rinaldo, & Di Prampero, 2010) or Global Positioning System units (Wisbey, Montgomery, Pyne, & Rattray, 2010) allow for detailed task analyses of intermittent sports like football, rugby, handball and basketball. However, these tools cannot be used to measure the energy cost of accelerations, decelerations and directional changes. Most studies on the physiological load of these activities are generally limited to overall load, combining various types of displacements without assessing each one individually (Bangsbo, 1994; Montgomery, Pyne, & Minahan, 2010; Narazaki, Berg, Stergiou, & Chen, 2009). However a few studies attempted to tackle this problem using different approaches (Bisciotti, Sagnol, & Filare, 2000a; Bisciotti, Sagnol, & Filare, 2000b; Dellal, Keller, Carling, Chaouachi, & Wong, 2010; di Prampero, Fusi, Sepulcri, Morin, Belli, & Antonutto, 2005; Lothian & Farrally, 1995; Narazaki *et al.*, 2009; Osgnach *et al.*, 2010). In 2000 for instance and based on theoretical physical models, Bisciotti *et al.* (2000a; , 2000b) attempted to quantify the difference in energy costs between continuous and fractioned runs at the same speed and estimated that the amount of energy expended is proportional to the number of accelerations and decelerations involved. A few years later, di Prampero *et al.* (2005) developed algorithms that were recently used by Osnagh *et al.* (2010) to estimate the energy costs of acceleration and deceleration in order to measure the energy expenditure in elite soccer games with the help of a computerized camera match analysis system. Dellal *et al.* (2010) quantified the physiological effect of directional changes in football by comparing in-line running and shuttle running during fitness training sessions. Their findings showed a higher heart rate as well as activation of a different metabolic pathway when players changed direction (i.e. acceleration and deceleration). So far the few studies looking at the physiological load of acceleration and deceleration during directional changes of a shuttle run were either based on physical laws or heart rate and lactate measurements. None of these studies measured $\dot{V}O_2$ associated with these modalities. Furthermore, no study seems to have investigated the energy cost difference between acceleration (and deceleration) with and without directional changes identified as fractioned running (FR) and shuttle

running (SR), respectively thereafter. Also no study has compared FR and SR to conventional in-line forward running (IR) energy cost. All these displacement modes regularly occur in sports such as tennis, soccer, rugby, basketball and handball, which shows the importance of this issue. Of course we expect obvious differences between those kinds of displacements but we do not know the magnitude of those differences which is important to better understand the physiological requirements of sports activities with frequent directional changes. These types of displacements (FR, SR and IR) either occur at sprint intensities or at submaximal aerobic levels for continuous field positioning. This latter aspect is the main concern of the present study.

Thus, the purpose of this study was to measure and compare the mean $\dot{V}O_2$, HR and blood lactate responses between FR, SR and IR at 60, 70 and 80% MAS (Maximal Aerobic Speed) achieved during a multistage running test (Léger & Boucher, 1980) using a 20-m course for FR and SR conditions. These 60, 70 and 80% MAS values were chosen to establish an individualized standardized range of intensities within the aerobic domain in order to determine the energy requirements of these activities from the steady state $\dot{V}O_2$ values.

MATERIAL AND METHODS

Participants and design

Twelve healthy adult males volunteered to participate in this study but two participants were removed from the result analyses because one missed an entire session while another was unable to complete one session at the highest speed. Descriptive statistics of the remaining 10 participants are reported in Table 1. All participants regularly participated in tennis, handball or football competitions at either the local or

national level and have an average $\dot{V}O_{2\max}$ of 54.0 ± 3.8 mL kg⁻¹ min⁻¹. On the initial meeting participants were given both written and oral explanations of the protocol and experimental scheme. The university ethical committee approved this study and written informed consent was obtained from the participants.

Table 3.1 : Descriptive characteristics of participants (mean \pm SD, n = 10).

Age (yr)	Height (cm)	Weight (kg)	Maximal HR (beat.min ⁻¹)	$\dot{V}O_{2\max}$ (mL.kg ⁻¹ .min ⁻¹)	MAS* (km.h ⁻¹)
22.3 \pm 1.8	176.8 \pm 5.0	72.2 \pm 8.3	191 \pm 5.0	54.0 \pm 3.8	15.3 \pm 1.0

*MAS: Maximal Aerobic Speed as determined from a multistage field test (Léger & Boucher, 1980).

The study included four testing sessions over a 15-day period with a minimum of 3-day rest in between. In the first session, the participants did an indirect continuous multistage field test (Léger & Boucher, 1980) to determine the maximal aerobic speed (MAS) in order to set the relative intensities of the next three experimental sessions. Randomly performed, these sessions were: 1) In-line continuous running (IR), 2) Fractioned in-line running with Stop and Go (FR) every twenty meters, 3) Shuttle run with directional changes (180°) (SR) every twenty meters. For each protocol, participants were required to run at an imposed intensity of 60, 70 and 80% MAS with 30-min passive recovery breaks in between. Absolute speeds (mean \pm standard deviation) corresponding to these relative intensities are 9.1 ± 0.6 km.h⁻¹, 10.6 ± 0.7 km.h⁻¹, and 12.1 ± 0.8 km.h⁻¹ respectively. All intensities lasted 4 minutes in order to reach a physiological steady state. Beep sounds and track markers were used as spatiotemporal references to pace the subject. Beep sounds were emitted with a homemade programmable sound generator. All participants easily kept the pace within less than 1 m from the track marker at each beep.

All the tests were conducted on a flat 120-m indoor course on a synthetic rubber surface (Mondosport I (<http://www.mondoworldwide.com>)). Participants were asked to wear non-slippery running shoes and to refrain from food 2 h prior to each session. The testing scheme and protocols are presented in Figure 1.

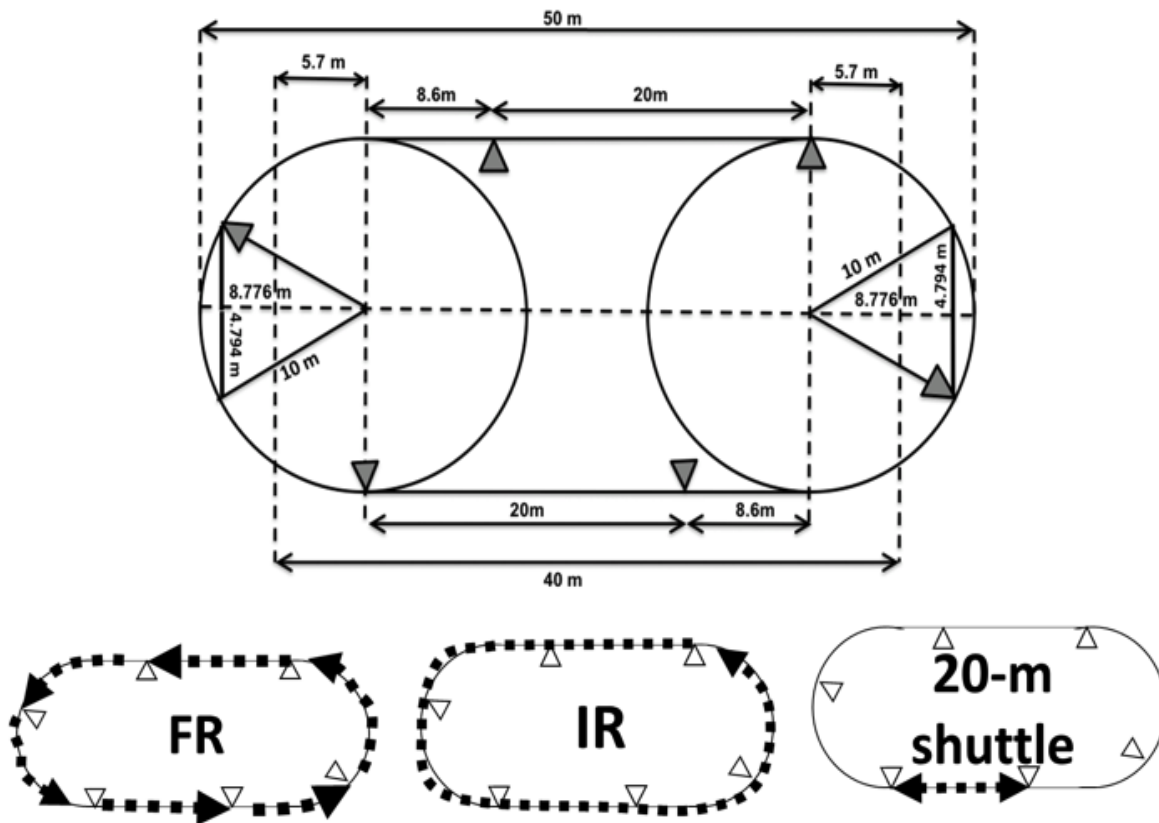


Figure 3.1 : Schematic presentation of the three running path protocols on a 120-m flat course: In-line running (IR), Fractionated running with Stop and Go (FR), and 20-m Shuttle running. Since all protocols were performed at the same intensity, the same recording was used for the beep sounds. For FR a beep meant that the subject has to come to a full stop and restart at every grey cone and gave an indication during IR that the subject was at the right pace if passing by a cone at that same moment. SR consisted of running back and forth between two cones over a 20-m distance. An audio system was used for the beep sounds.

Tests and measures

Mean $\dot{V}O_2$ and HR were simultaneously measured by a portable metabolic system (Metamax, 3X, Cortex Germany) and a HR monitor (Polar-Electro, Kempele, Finland) during each experimental protocol including the maximal multistage running field test. The metabolic system was calibrated before each test.

$\dot{V}O_2$ samples and HR were collected every 10 seconds for 4 minutes while only data from the last minute steady state were used for analysis which is long enough to achieve steady state (Carter, Jones, Barstow, Burnley, Williams, & Doust, 2000; Womack, Davis, Blumer, Barret, Weltman, & Gaesser, 1995) is a representative energy cost value..

Blood lactate was measured with a recently validated technique for human plasma molecule analysis, the Fourier transform infrared (FT-IR) spectrometry which uses finger tip blood samples (Benezzeddine-Boussaidi, Cazorla, Guezennec, Fontand, & Burnat, 2008; Benezzeddine-Boussaidi, Cazorla, & Melin, 2009). Delta blood lactate (post- and pre-test difference) was used in this study. Blood samples were taken 2 minutes before the start and 2 minutes after the end of each test.

Statistical analysis

Statistical analyses were performed using Statistica software (6th Edition, www.statsoft.com).

Descriptive statistics (mean and standard deviation) are reported for each type of protocol and intensity level. Statistical significance was established at the 0.05 level. A two-way (3 intensities x 3 displacement protocols) analysis of variance for repeated measures was used with various post-hoc tests such as Tukey's HDS, Newman-Keuls and Fischer's LSD to assess significant differences for $\dot{V}O_2$, HR and LA. These three post-hoc tests yielded the same results. To describe differences between running modes, means differences with their SD and 95% confidence interval, a Posteriori Newmans-Keul p values, and

Cohen d effect size were also computed: $Cohen\ d = (M_1 - M_2) / SD_{pooled}$ and $SD_{pooled} = ((SD_1^2 + SD_2^2) / 2)^{0.5}$ (Cohen 1988).

RESULTS

Depending on speed and displacement modality, mean $\dot{V}O_2$ varied between 34.2 ± 2.5 and 54.6 ± 5.4 mL $kg^{-1} min^{-1}$, HR between 141 ± 14 and 184 ± 9 beats min^{-1} and [LA] between 4.2 ± 0.8 and 6.6 ± 0.9 mmol L^{-1} (Table 2). For each exercise mode, $\dot{V}O_2$, HR and [LA] significantly increased at each exercise intensity (Table 2, Figures 2 and 3).

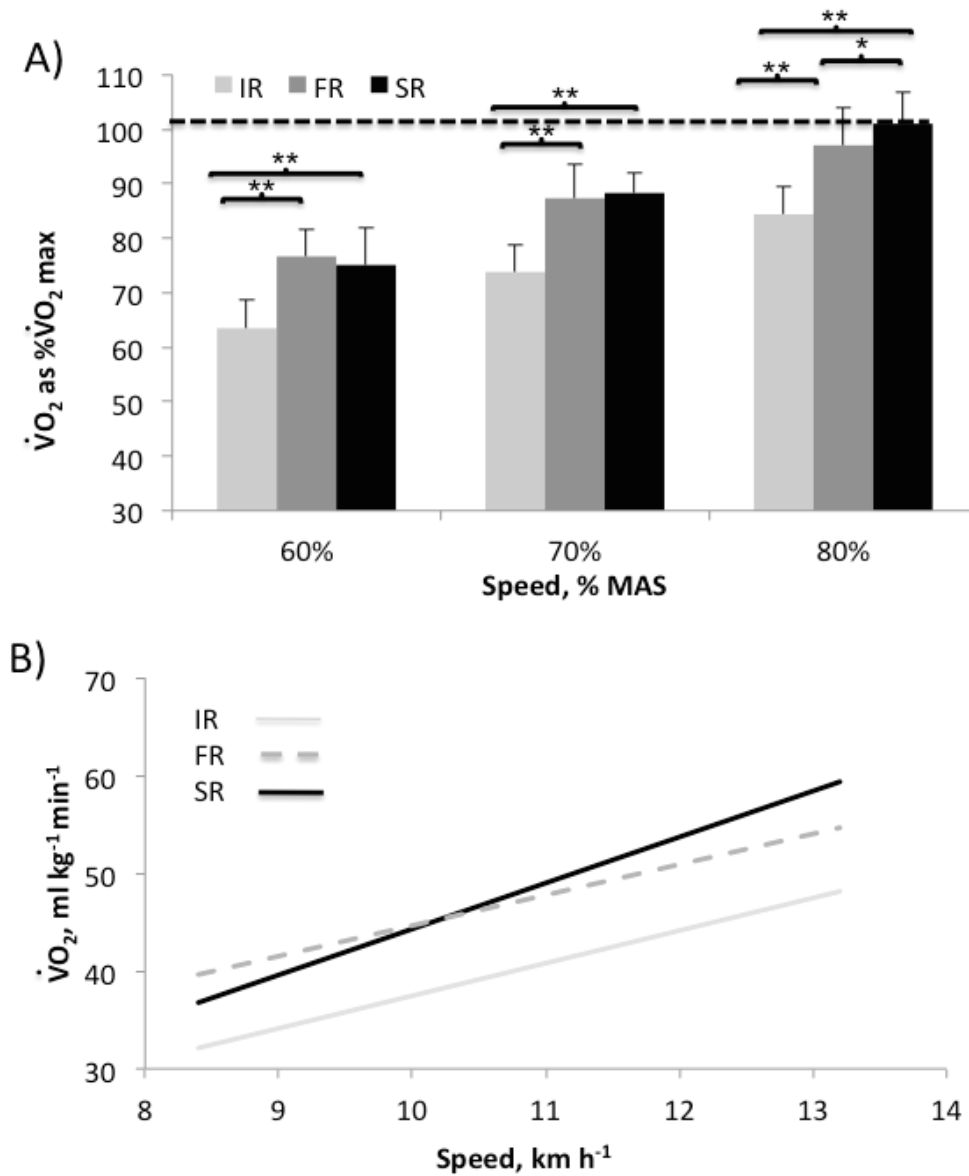


Figure 3.2 : Panel A: $\dot{V}O_2$ consumption expressed as percentage of $\dot{V}O_2$ max during In-Line Run (IR), Fractioned Run (FR) and Shuttle Run at 60, 70 and 80% MAS. SR and FR show significantly higher $\dot{V}O_2$ values than IR at all intensities at ** $p < 0.01$. SR is also higher than FR at 80% MAS at * $p < 0.05$. Panel B: O_2 cost of In-Line Run (IR), Fractioned Run (FR) and Shuttle Run at corresponding individual running speeds of all participants.

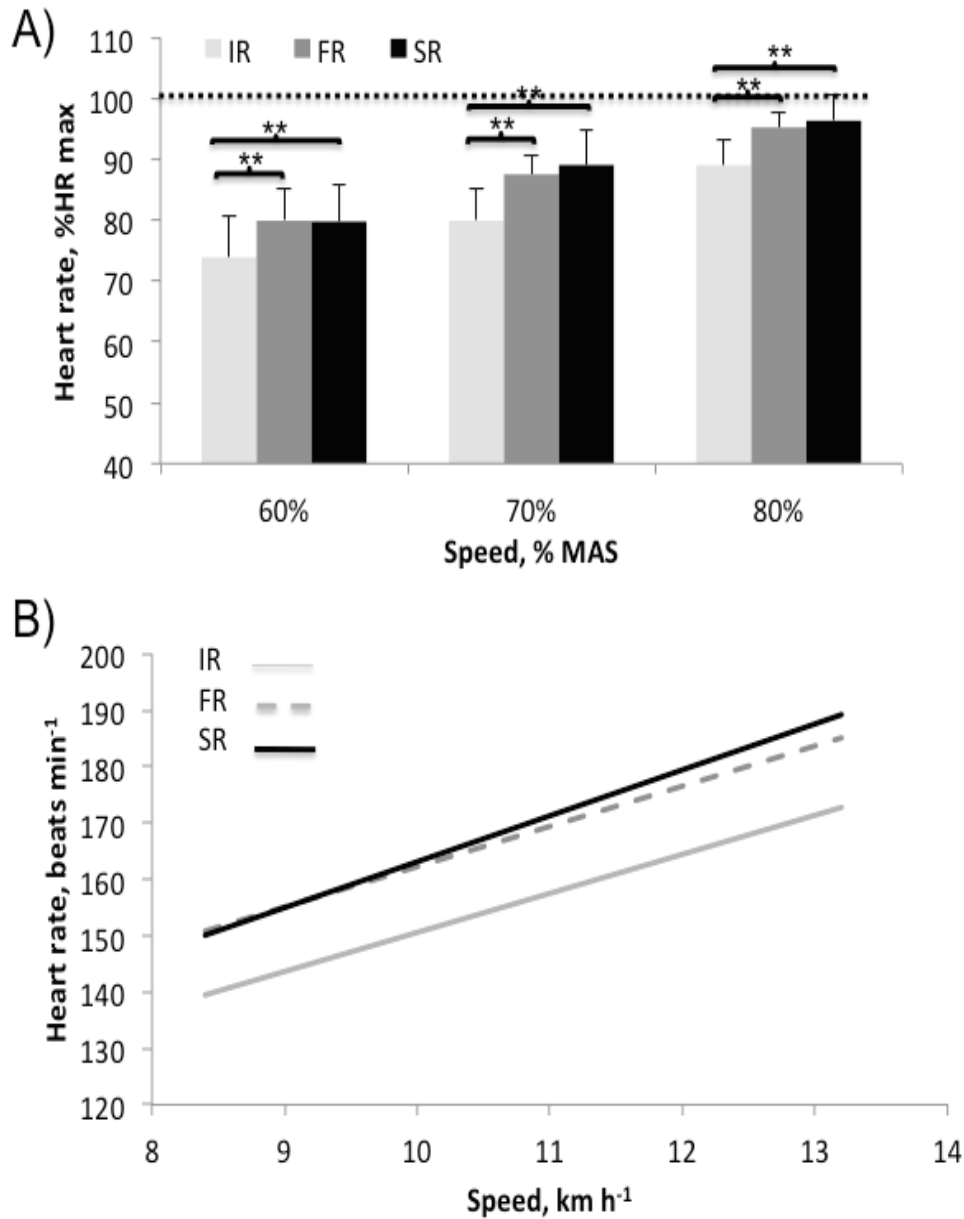


Figure 3.3 : Panel A: Average Heart Rate (HR) expressed as percentage of maximal heart rate during In-Line Run (IR), Fractioned Run (FR) and Shuttle Run (SR) at 60, 70 and 80% MAS. HR is significantly higher at all intensities in SR and FR when compared to IR at $**p < 0.01$. No significant differences between SR and FR. Panel B: HR response to In-Line Run (IR), Fractioned Run (FR) and shuttle Run (SR) at corresponding individual running speeds of all participants.

IR $\dot{V}O_2$ requirements were lower than SR and FR $\dot{V}O_2$ requirements at all intensities ($p < 0.05$). However, SR $\dot{V}O_2$ requirements were higher than FR $\dot{V}O_2$ requirements at 80 %MAS only (Table 2 and Figure 2). Heart rate was similar in SR and FR but lower in IR (Table 2 and Fig. 3) at all intensities ($p < 0.05$). For blood lactate, no significant differences between exercise modes were recorded at any intensity (Table 2).

Upper part of figures 2 and 3 shows $\dot{V}O_2$ and HR differences between displacements modes at each relative intensity (%MAS) expressed as percentage of maximum values while lower part shows regression between $\dot{V}O_2$ and HR as a function of absolute individual speeds (km h^{-1}) for each displacement mode. Figure 2 (lower part) illustrates the greater $\dot{V}O_2$ cost for SR as compared to FR as the speed increases which is confirmed by the significant Speed-Displacement Mode interaction effect found from the ANOVA as well as from the Post-Hoc significance between FR and SR at 80 %MAS (Table 2).

Percentagewise and compared to the IR condition. $\dot{V}O_2$ costs of FR and SR were respectively approximately 20.8 and 18.5% higher at 60%, 18.1 and 19.9% at 70% and 14.9 and 20% higher at 80 %MAS. For HR both FR and SR were higher than IR by 7.8, 7.7 and 7.1% and by 7.8, 9.7 and 8.2% at 60, 70 and 80 %MAS, respectively.

DISCUSSION

The aim of this study was to assess the magnitude of the differences in the mean $\dot{V}O_2$ cost, HR and [LA] responses between stop and go without directional changes (FR), stop and go with 180° directional changes (SR) and continuous inline running (IR) at specific speeds corresponding to 60, 70 and 80% of the subject's MAS. Although all participants did not practice the same sport, they all participated in an intermittent sport where the activity is acyclic such as handball, tennis, rugby and soccer.

Our IR condition yielded the following $\dot{V}O_2$ -Speed regression:

$$\text{Mean } \dot{V}O_2 \text{ (mL kg}^{-1} \text{ min}^{-1}) = 4.0956 + 3.3375 \text{ Speed (km h}^{-1})$$

That regression is very close to the ones reported in the literature for ground in-line running (Hall, Figueroa, Fernhall, & Kanaley, 2004; Léger & Mercier, 1984) and supports the validity of the $\dot{V}O_2$ values reported in the present study. We could have expected higher $\dot{V}O_2$ values since the tests were done on a small 120-m flat course with sharp turns. But this was not a major factor since the MAS values were not very high (15.3 ± 1.0 , Table 1). Same observations could be made for the other three testing modes at lower speeds (60, 70 and 80% MAS).

Comparison of Inline-Run and Fractioned Run:

Compared to IR, FR solicited a higher $\dot{V}O_2$ and HR response at all running speeds ($p < 0.05$) (Figures 2 and 3). In both modalities the participants ran in the same direction and at the same average speeds. With this in mind, instantaneous speeds were different since FR involved a full stop every 20m with acceleration and deceleration phases. Since this was the sole difference between the two modalities, the differences in $\dot{V}O_2$ and HR can therefore be attributed to the extra work of acceleration and deceleration.

At higher average speed over the same 20-m distance, the accelerations and decelerations are more frequent, larger and peak speeds are higher (Bekraoui & Léger, 2003). Thus we expect higher absolute extra cost at higher speeds. That is also expected by theoretical models of di Prampero *et al.* (2005) and Osgnach *et al.* (2010). Surprisingly however, the average increase in $\dot{V}O_2$ was similar for all speeds (approximately 6 to 7 mL $\text{kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$), whereas percentagewise, it decreased from 20.8, 18.1 to 14.9 % from respectively low to high speeds (9.1 ± 0.6 to 12.1 ± 0.8 km h^{-1}). As in real game situations, the participants may shortly make stop at

the ground level but the momentum of their upper body, larger at higher speeds, may be used in the subsequent acceleration phase to proportionally reduce the extra cost of acceleration and deceleration in the IR conditions. It would be interesting to verify this hypothesis with a fully marked stop with full momentum dissipation.

As speed increases, the average $\dot{V}O_2$ requirement increases. In our study, the O_2 cost of running with accelerations and decelerations (FR and SR) was around 20% greater than conventional forward running at constant speed (IR). That is similar to estimated values obtained by Osgnach *et al.* (2010) by combining their theoretical model to video information collected during 56 professional soccer games on 399 players. In their study, they reported an average distance of 10950 m per 90-min game. That corresponds to an average speed of 7.3 km h⁻¹. Based on reported cost of ground flat running (Hall *et al.*, 2004; Léger & Mercier, 1984), it corresponds to a mean $\dot{V}O_2$ of 25.55 mL kg⁻¹ min⁻¹ or, assuming 5 kcal per L O_2 or 8.9 W kg⁻¹. That is the cost of running that distance at constant speed. Osgnach *et al.* (2010) quantified the cost of covering that distance while constantly accelerating and decelerating and estimated that the real cost would be the equivalent of running a larger distance of 13166 m in the same 90-min game or running at a constant speed of 8.78 km h⁻¹ instead of 7.3 km h⁻¹. In term of energy it corresponds to 30.7 mL kg⁻¹ min⁻¹ or 10.72 W kg⁻¹ (Hall *et al.*, 2004; Léger & Mercier, 1984). Whether we consider the equivalent distance or the metabolic power of running, running with accelerations and decelerations requires 20% more than running at the same constant speed. That is very similar to the extra cost we obtain in the present study in a similar range of average speeds over 20-m FR and SR. These values correspond to average values since the variability in running distances, accelerations and decelerations and running speeds is much larger than during a constant standardized protocol such as ours on a 20-m course at preset average speeds.

In the same paper (Osgnach *et al.*, 2010) however, the authors also reported a total net cost of 61.12 kJ kg⁻¹ per 90-min game which is equivalent to 4633 kJ or 1107 kcal per game for a body mass of 75.8 kg (average subject weight in that study); this time, that is 47.5% more than the net cost of running at the average speed of the

game (i.e. 750.4 kcal per game at an average speed of 7.3 km h⁻¹). The difference probably lies in the value 3.6 J kg⁻¹ m⁻¹ used for net cost of flat constant running, a value somewhat low as compared to a value around 4.1 J kg⁻¹ m⁻¹ based on studies in the literature (Hall *et al.*, 2004; Léger & Mercier, 1984).

In a similar study, Bisciotti *et al.* (2000a) also found a higher energy cost associated with fractioned running when compared to continuous in line running. The extra cost obtained at 18 km h⁻¹ was much higher (+79.9%) than ours at 12.1 ± 0.8 km h⁻¹ (+14.9%). This difference seems too high for an increase of 5.4 km h⁻¹.

In order to calculate the extra $\dot{V}O_2$ associated with acceleration and deceleration, Bisciotti *et al.* (2000b) assumed that the efficiency of positive and negative work have respective set values of 0.25 according to Cavagna (1988) and -1.2 according to Kaneko *et al.* (1984), Asmussen (1953) and Bigland-Ritchie and Woods (1976) even though none of these authors gave a set value for mechanical efficiency during positive and negative muscle work in their studies. Kaneko *et al.* (1984) even suggest that due to the mechanical behavior of the muscles during eccentric contractions no set value can be given to the efficiency of negative work. In fact the authors found that under different contraction rates at knee angular velocities ranging from 14 to 28 rad s⁻¹, the net mechanical efficiency of the concentric exercise was relatively constant with a mean of 19.4 ± 2.0% while in eccentric exercise the corresponding value was on average 85.2 ± 36.8 %. The eccentric activity also showed great variability with the highest and lowest individual values being 190.6 and 45.7% respectively.

Bisciotti *et al.* (2000a) used mechanical efficiency (me) estimates (cited above) of 0.25 and -1.2 for acceleration and deceleration in the formula $\frac{1}{2}MV^2/me$. They estimated the cost of single accelerations and decelerations for a 77 kg subject running either 20 x 50-m, 50 x 20-m and 100 x 10-m shuttle-runs as well as a 1 km at a constant speed of 5 m s⁻¹. Compared to an estimated cost of 0.9 kcal kg⁻¹ km⁻¹ (Davies, 1980; P. E. di Prampero, 1986; P. E. di Prampero *et al.*, 1993) (or a total cost of 69.3 kcal km⁻¹ for a 77 kg runner, the extra cost of accelerations and decelerations over 1 km were 32%, 79.9% and 159.8% respectively. In those estimates, the cost of each acceleration or deceleration is the same whether the subject is accelerating or

decelerating slowly or rapidly or over a short or a long distance. That may be physically sound but physiologically uncertain. Furthermore, running 1 km in series of stops and go while maintaining an average speed of 5 m s^{-1} implies higher instantaneous speeds. Thus the speed values to be plotted in the $\frac{1}{2}MV^2/me$ formula should be higher than 5 m s^{-1} but it is difficult to estimate such a value without an accurate measure of acceleration and deceleration, particularly if participants differently manage their acceleration and deceleration over any segmented (fractioned) distance in order to reach the desired average speed. Such a theoretical approach is thus confusing. In another publication on the same theoretical problem, Bisciotti *et al.* (2000b) came out with totally different values for the extra cost of accelerations and decelerations for the same three tasks (9.88%, 21.6% and 35.6%). We were unable to reconstitute their computation this time and unable to explain the difference.

Unfortunately, it is difficult to dissociate the specific $\dot{V}O_2$ cost associated with each phase (acceleration/deceleration) without access the knee angular velocities and/or instantaneous speed of running data. Nevertheless, we can safely assume that the major part of the extra $\dot{V}O_2$ cost of 7.1, 7.2 and 6.5 $\text{mL kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$ reported in the present study, comes from the acceleration with a possible energy cost ratio (acceleration/deceleration) equal to 6.34 ± 0.82 (Bigland-Ritchie & Woods, 1976) or varying between 2.4 and 6 (Abbott, Bigland, & Ritchie, 1952) based on the oxygen uptake during positive and negative work on bicycle ergometers.

Expectedly and compared to $\dot{V}O_2$ data, HR (Figure 3) showed similar trends between IR and FR with respective significant increases of 8.5, 7.7 and 7% or +12 beats min^{-1} (Table 2). However with similarities in blood lactate values (Table 2), the introduction of accelerations and decelerations did not change the metabolic pathways used during the in-line Run at 60, 70 and 80% MAS.

Comparison of Inline-Run and Shuttle Run

As it was the case for FR, the O₂ cost and HR response were higher during SR compared to IR (Table 2 and Figures 2 & 3). In addition to acceleration and decelerations of FR, SR also implies direction changes which may explain why the extra energy cost and HR response is slightly larger for SR than for FR compared to IR at least at 70 and 80% MAS. The extra $\dot{V}O_2$ cost is about 20% and 19.8% above IR for SR and 14.9% and 18.1% above IR for FR at 70 and 80 %MAS, respectively. At 60 %MAS however, the extra $\dot{V}O_2$ cost above IR was a bit less for SR as compared to FR (18.5% vs. 20.8%). The HR response followed a similar pattern except that none of the differences between FR and SR were significantly different (Table 2). The fact that the extra SR $\dot{V}O_2$ cost was inferior at 60 %MAS may be due to the fact that at low speed, the amplitude variation in acceleration and deceleration, the effect of direction change and the frequency of these direction changes are smaller. The extra $\dot{V}O_2$ cost of SR over IR is in accordance with higher $\dot{V}O_2$ max values observed at the end of the maximal multistage 20-m shuttle run test (Léger, Mercier, Gadoury, & Lambert, 1988) was also higher than the one observed at the end of the continuous running multistage field test (Léger & Boucher, 1980) for the same maximal running speeds.

Our results are relatively in line with those reported by Dellal *et al.* (2010) who also compared in-line running and shuttle running at several running intensities. They used 30, 15 and 10 s-exercise bouts with 1/1-ratio work intervals at intensities varying between 100% and 120%MAS. Their intensities were much higher and work duration much shorter than ours (4 min) with participants working on the anaerobic side. Also, they measured HR and lactate but not $\dot{V}O_2$. Concordant with our study, the HR response was higher in shuttle running as compared to in-line running but only for their longest intermittent exercise (4 times 30s/30s which is still shorter than the 4 min load of our study). While we didn't have any lactate difference between SR and IR, they reported higher lactate value for shuttle running as compared to in-line running at all running speeds confirming that their participants were working on the anaerobic side.

Comparison of Fractioned Run and Shuttle Run:

Even though differences in $\dot{V}O_2$ were not significant when comparing SR and FR at 60 and 70% MAS, figure 2 shows that $\dot{V}O_2$ was significantly higher at 80% by + 4.4% or 2.3 mL kg⁻¹ min⁻¹ for SR, representing the extra metabolic cost associated with the directional changes during a shuttle run at that intensity. Figure 3 and table 2 show that HR and lactate were on average similar at all intensities, indicating that the added directional changes during SR have more of an impact on the O₂ consumption.

The differences between SR and FR can be explained by the intervention of a muscle group not involved during FR and/or by the fact that the stop followed by a directional change is of longer duration, thus requiring the subject to accelerate at a faster rate in order to reach the imposed running pace at 80%MAS, resulting in a higher $\dot{V}O_2$. This can be explained by the work of di Prampero *et al.* (2005) who modified the equation initially used by Minetti *et al.* (2002) to estimate the energy cost of uphill running per unit of distance for slopes ranging from -.45 to +.45 replacing the value of the slope with the angle made by the body of the runner leaning forward during the acceleration phase, and where the extra amount of energy expended is proportional to the amplitude of the acceleration and deceleration.

CONCLUSION

The present study offers new insights allowing a better understanding and a more accurate estimate of the extra energy cost (above that of constant running speed) associated with acceleration and deceleration and also with directional changes while running at submaximal speeds. Specifically, the results show that there is an

increased energetic cost and heart rate response associated with directional changes while there was no significant differences in blood lactate response.

At last, since our study was designed to only look at the physiological load associated with 180° angle during directional changes, we believe that it will be interesting to compare the actual findings with those associated with directional changes at different angles such as 90° and 45° for example and on different distances. This will only add to an estimated workload much closer to reality than what most research has obtained so far. Also, these findings should be taken into consideration for designing more reflective training loads of the actual energetic and physiological requirements of game situation.

REFERENCES

- Abbott, B. C., Bigland, B., & Ritchie, J. M. (1952). The physiological cost of negative work. *The Journal of Physiology*, 117(3), 380-390.
- Asmussen, Erling. (1953). Positive and Negative Muscular Work. *Acta Physiologica Scandinavica*, 28(4), 364-382. doi: 10.1111/j.1748-1716.1953.tb00988.x
- Bangsbo, J. (1994). Energy demands in competitive soccer. *J Sports Sci*, 12, S5-S12.
- Bekraoui, N., & Léger, L. (2003). Validity of 1Hz 3D accelerometer and Global Positioning System to quantify physical activity. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 28, S30.
- Benezzeddine-Boussaidi, L., Cazorla, G. , Guezennec, C.-Y. , Fontand, E., & Burnat, P. (2008). Biological control of sport training by spectrometry FT-IR. *Science & Sports*, 23, 283-291.
- Benezzeddine-Boussaidi, L., Cazorla, G., & Melin, A M. (2009). Validation for quantification of immunoglobulins by Fourier transform infrared spectrometry. *Clinical Chemistry and Laboratory Medicine*, 47(1), 83-90.
- Bigland-Ritchie, B., & Woods, J J. (1976). Integrated electromyogram and oxygen uptake during positive and negative work. *The Journal of Physiology*, 260(2), 267-277.
- Bisciotti, NG., Sagnol, JM., & Filaire, E. (2000a). Aspetti Bioenergetici della corsa frazionata nel calcio. *Scuola Dello Sport, Anno XIX(50)*, 21-27.
- Bisciotti, NG., Sagnol, JM., & Filare, E. (2000b). Aspectos Bioenergéticos de la Carrera Fraccionada en el Fútbol. *SdS-Scuola della Sport, anno XIX(50)*, 21-27.
- Carter, H., Jones, A M., J., Barstow T, Burnley, M., Williams, C W., & Doust, J H. (2000). Oxygen uptake kinetics in treadmill running and cycle ergometry: a comparison. *Journal of Applied Physiology*, 89, 899-907.
- Cavagna, G A. (1988). *Musculo e locomozione*. Milano.
- Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences, 2nd Edition*.
- Davies, C. (1980). Metabolic cost of exercise and physical performance in children with some observations on external loading. *European Journal of Applied Physiology*, 45(2), 95-102. doi: 10.1007/bf00421316
- Dellal, A, Keller, D, Carling, C, Chaouachi, A, & Wong, D.P. (2010). Physiologic effects of directional changes in intermittent exercise in soccer players. *Journal of Strength Conditionning and Resistance*, 24(12), 3219-3226.
- di Prampero, P E., Fusi, S., Sepulcri, L., Morin, J B., Belli, A., & Antonutto, G. (2005). Sprint running: a new approach. *Journal of Experimental Biology*, 208 (pt 14), 2809-2816.

- di Prampero, P. E. (1986). The Energy Cost of Human Locomotion on Land and in Water*. *International Journal of Sports Medicine*, 07(02), 55-72. doi: 10.1055/s-2008-1025736
- di Prampero, P. E., Capelli, C., Pagliaro, P., Antonutto, G., Girardis, M., Zamparo, P., & Soule, R. G. (1993). Energetics of best performances in middle-distance running. *Journal of Applied Physiology*, 74(5), 2318-2324.
- Hall, C., Figueroa, A., Fernhall, B., & Kanaley, J. A. (2004). Energy expenditure of walking and running: comparison with prediction equations. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(12), 2128-2134. doi: 00005768-200412000-00018 [pii]
- Kaneko, M, Komi, P.V, & Aura, O. (1984). Mechanical efficiency of concentric et eccentric exercises performed with medium to fast contraction rates. *Scandinavian Journal of Sports Sciences*, 6(1), 15-20.
- Léger, L., & Boucher, R. (1980). An indirect continuous running multistage field test: the Université de Montréal Track Test. *Canadian Journal of Applied Sports Sciences*, 6(2), 77-84.
- Léger, L., & Mercier, D. (1984). Gross Energy Cost of Horizontal Treadmill and Track Running. *Sports Medicine*, 1, 270-277.
- Léger, L., Mercier, D., Gadoury, C., & Lambert, J. (1988). The multistage 20 metre shuttle run test for aerobic fitness. *J Sports Sci*, 6, 93-101.
- Lothian, F., & Farrally, M. (1995). A comparison of methods for estimating oxygen uptake during intermittent exercise. *J Sports Sci*, 13, 491-497.
- Minetti, Alberto E., Moia, Christian, Roi, Giulio S., Susta, Davide, & Ferretti, Guido. (2002). Energy cost of walking and running at extreme uphill and downhill slopes. *Journal of Applied Physiology*, 93(3), 1039-1046. doi: 10.1152/jappphysiol.01177.2001
- Montgomery, P. G., Pyne, D. B., & Minahan, C. L. (2010). The Physical and Physiological Demands of Basketball Training and Competition. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 5, 75-86.
- Narazaki, K., Berg, K., Stergiou, N., & Chen, B. (2009). Physiological demands of competitive basketball. *Scandinavian Journal of Medicine and Sciences in Sports*, 19(3), 425-432. doi: 10.1111/j.1600-0838.2008.00789.x
- Osgnach, Cristian, Poser, Stefano, Bernardini, Riccardo, Rinaldo, Roberto, & Di Prampero, Pietro Enrico. (2010). Energy Cost and Metabolic Power in Elite Soccer: A New Match Analysis Approach. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(1), 170-178.
- Wisbey, B., Montgomery, P G., Pyne, D B., & Rattray, B. (2010). Quantifying movement demands of AFL football using GPS tracking. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(5), 531-536. doi: DOI: 10.1016/j.jsams.2009.09.002

Womack, C J., Davis, S E., Blumer, J L., Barret, E., Weltman, A L., & Gaesser, G A. (1995). Slow component of O₂ uptake during heavy exercise: adaptation to endurance training. *Journal of Applied Physiology*, 79(3), 838-845.

CHAPITRE 4
Etude expérimentale 3

Oxygen uptake, heart rate and lactate responses to directional changes
at different angles while running at submaximal speeds

Title: Oxygen uptake, heart rate and lactate responses to directional changes at different angles while running at submaximal speeds

Authors: Nabyl Bekraoui¹, Lamia Boussaidi, Georges Cazorla, Luc Léger

En préparation

Abstract

This study was designed to estimate the extra physiological load associated with directional changes at different angles and at different submaximal running speeds by measuring oxygen uptake, heart rate and blood lactate.

Ten adult males were monitored with a portable metabolic device and heart rate monitor to measure oxygen uptake and heart rate. Blood lactate was obtained from analysis of fingertip blood. Four of the following running protocols were randomly performed at 3 different speeds corresponding to 60, 70 and 80% of the subjects maximal aerobic speed 1) In-line run (IR) without any direction change, 2) An 8-shaped running course with 90-degree turns every 20 m (90R), 3) Zigzag running course (ZZR) splitted in 20-m portions with many different angles turns (38.6°, 91.8° and 90°), 4) 20-m shuttle running course (180°) (SR).

IR oxygen uptake was lower ($p < 0.001$) than for 90R, SR and ZZR at all intensities. At 60 and 70%MAS, ZZR's was 26.1 and 19.5% higher than 90R's, 26.1 and 15.5% higher than SR's. Responses in SR and 90R were similar. Blood lactate levels were similar in all modalities. The magnitude effect associated with angle's sharpness was too small to be assessed.

These findings provide useful information when evaluating the internal workload of acyclic and aperiodic sports.

Keywords: O₂ consumption, heart rate, lactate, directional changes.

INTRODUCTION

Studies conducted on O₂ consumption during field and court sports are generally limited to reporting the average overall cost [1-3]. Among many types of motions, a game involves a combination of sprints, backward, forward and sideward displacements as well as frequent directional changes. The oxygen uptake associated with these displacements has been measured [4-6] as well as estimated based on a theoretical model [7, 8] with the exception of that associated with changes of direction at various angles.

Change of direction is defined as the act of changing the orientation of a body's motion vector [9]. In team sports such as rugby, soccer and Australian football, as well as in court sports (for example handball, basketball, and tennis), the athlete's velocity vector changes direction repeatedly throughout the duration of the game. Qualities such as agility and power required to make these changes have been well reviewed [10-12] and studied [13, 14]. In addition, a variety of tests such as the zigzag [5, 11], T-test [15], L-run [16] and 20-yard shuttle run [17] have been used to verify the agility characteristics of those tasks.

These tests have been done on full speed performance (sprinting) and consequently represent only a small proportion of a game's overall activity pattern. As a matter of fact, sprinting comprises only 1% of the total duration of soccer games [18, 19] with the majority of directional changes being executed at submaximal running speeds in order to continuously adjust positioning on the field.

In field and court sports, changes of direction fall into the universal category since there is no spatiotemporal certainty dictated by one's opponents' movements or by the trajectory of the ball [12]. The athlete's running path and directional changes vary frequently as consequence of these two factors. Although the importance of this type of agility has been shown [5, 10, 12], no previous

research has measured the cardiovascular load or O₂ consumption associated with directional changes at different angles while running. To address this lack of data, the present study was designed to quantify and compare O₂ consumption, heart rate, and lactate responses for 1) in-line running (IR) without any directional change, 2) "8" shape running with 90-degree turns every 20 m (90R), 3) zigzag run (ZZR) splitted in 20-m portions with many different angles turns (38.6°, 91.8° and 90°), and 4) 20-m shuttle running SR with 180° turns. The IR, 90R, ZZR, and SR were performed at a range of submaximal running intensities corresponding to 60, 70 and 80% of individual MAS (Maximal Aerobic Speed) as determined during a multistage running test [20]. These 60, 70 and 80% MAS values were chosen to establish an individualized standardized range of intensities within the aerobic domain in order to determine the energy requirements of these activities from the steady state $\dot{V}O_2$ values.

Of course we expect obvious differences between those kinds of displacements but we do not know the magnitude of those differences which is important to better understand the physiological requirements of sports activities where such displacements frequently occur. These types of displacements (90R, ZZR, SR and IR) either occur at sprint intensities or at submaximal aerobic levels for continuous field positioning. This later aspect is the main concern of the present study.

METHODS

Subjects and design: Twelve healthy adult males volunteered as subjects. One subject missed an entire session and another was unable to complete one session at the highest speed. Data obtained from the zigzag run at 80% MAS have been excluded since only 3 subjects were able to complete the full 4 minutes required by the protocol. Descriptive statistics of the remaining 10 subjects are reported

in Table 4.1. During the initial meeting, the subjects were given both written and verbal explanations of the protocol and the experimental scheme. All subjects participated regularly in local or national leagues competitions in tennis, handball or soccer and have an average VO_2max of $53.5 \pm 3.9 \text{ mL kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$.

The ethical committee of the University of Montreal approved this study and a written informed consent was obtained from each subject.

Table 4.1 : Descriptive characteristics of subjects (mean \pm SD, n = 10)

Age	Height	Weight	Maximal HR	VO_2max	MAS*
(yr)	(cm)	(kg)	($\text{beat} \cdot \text{min}^{-1}$)	($\text{mL} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$)	($\text{km} \cdot \text{h}^{-1}$)
22.1 ± 1.7	176.5 ± 5.1	74 ± 10.1	193 ± 4	53.5 ± 3.9	15 ± 1.1

*MAS: Maximal Aerobic Speed as determined by a multistage field test [20]

The Maximal Aerobic Speed (MAS) for each subject was obtained using the Léger-Boucher indirect continuous multistage field test [20]. Thereafter, the subjects performed each of the 4 following running protocols in random order on different days: 1) an in-line continuous running (IR) used as a baseline reference in order to measure the extra physiological load associated with accelerating and deceleration with and without directional change, 2) an 8-shaped running course with 90-degree turns every 20 meters (90R), 3) a zigzag running course (ZZR), 4) and a 20-m shuttle running course SR. The four experimental protocols were completed over a 15-day period with a minimum 3-day rest period between sessions. Subjects performed each protocol three times, at 60, 70 and 80% MAS with 30-minutes of passive recovery in-between. Performance at each intensity lasted 4 minutes in order

to reach a physiological steady state [21-23]. To pace the subjects, beep sounds and track markers were used as spatio-temporal references. Beep sounds were set using a custom made programmable sound generator. All subjects easily kept the pace within less than 1 m from the track marker at each beep.

The entire study was conducted on a flat 120-m indoor course on a synthetic rubber surface (Mondosport I, <http://www.mondoworldwide.com>). Subjects wore non-slippery running shoes and refrained from eating 2 h prior to each session. The testing scheme and protocols are presented in Figures 4.1 and 4.2.

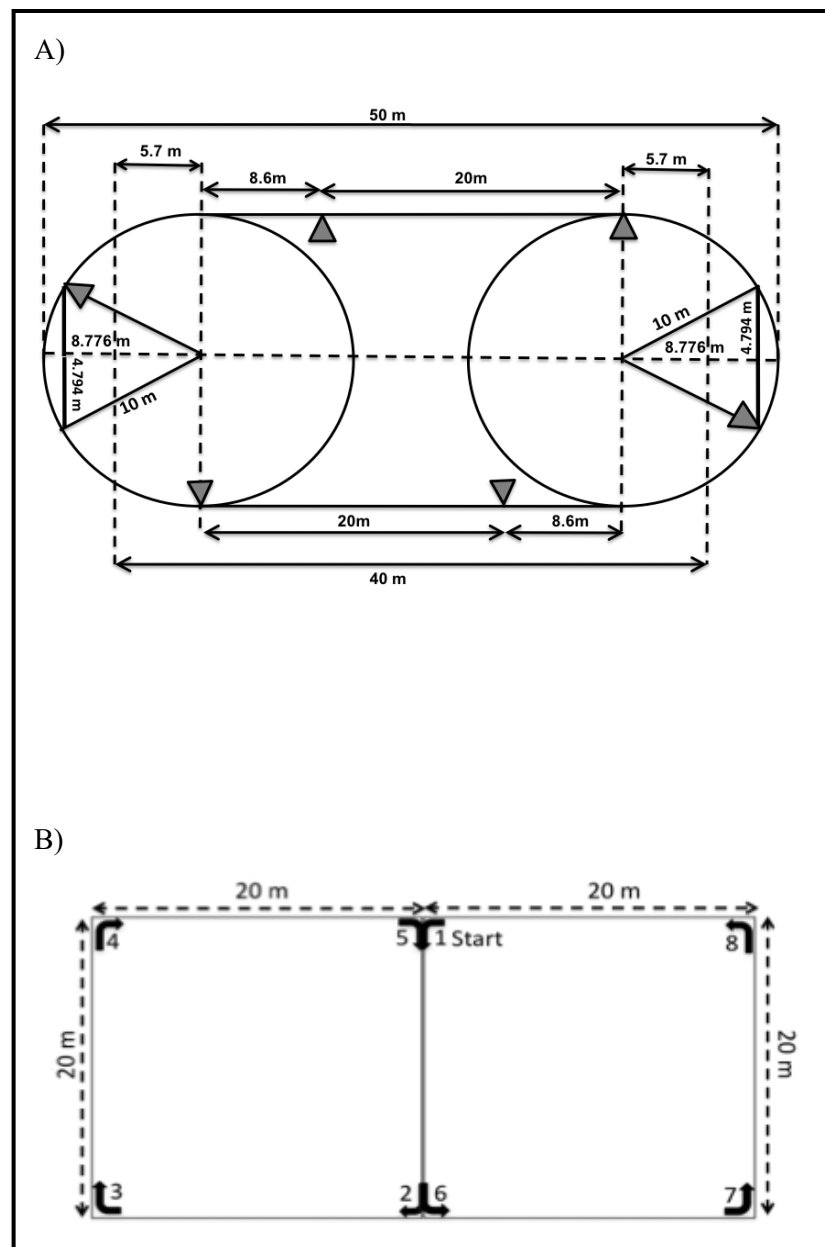


Figure 4.1: Illustration of two running path protocols: Panel A: In-line running (IR) on a 120-m path and 20-m Shuttle running (SR). To keep the proper pace, the participant has to cross any 20-m marker while hearing a beep on the recording. For the IR protocol, the subject just has to cross the marker at the signal while going back in opposite direction for the SR protocol (180°). Panel B: Illustration of the "8" shape run protocol with left or right 90° turns every 20 m (90R) at beeps signals.

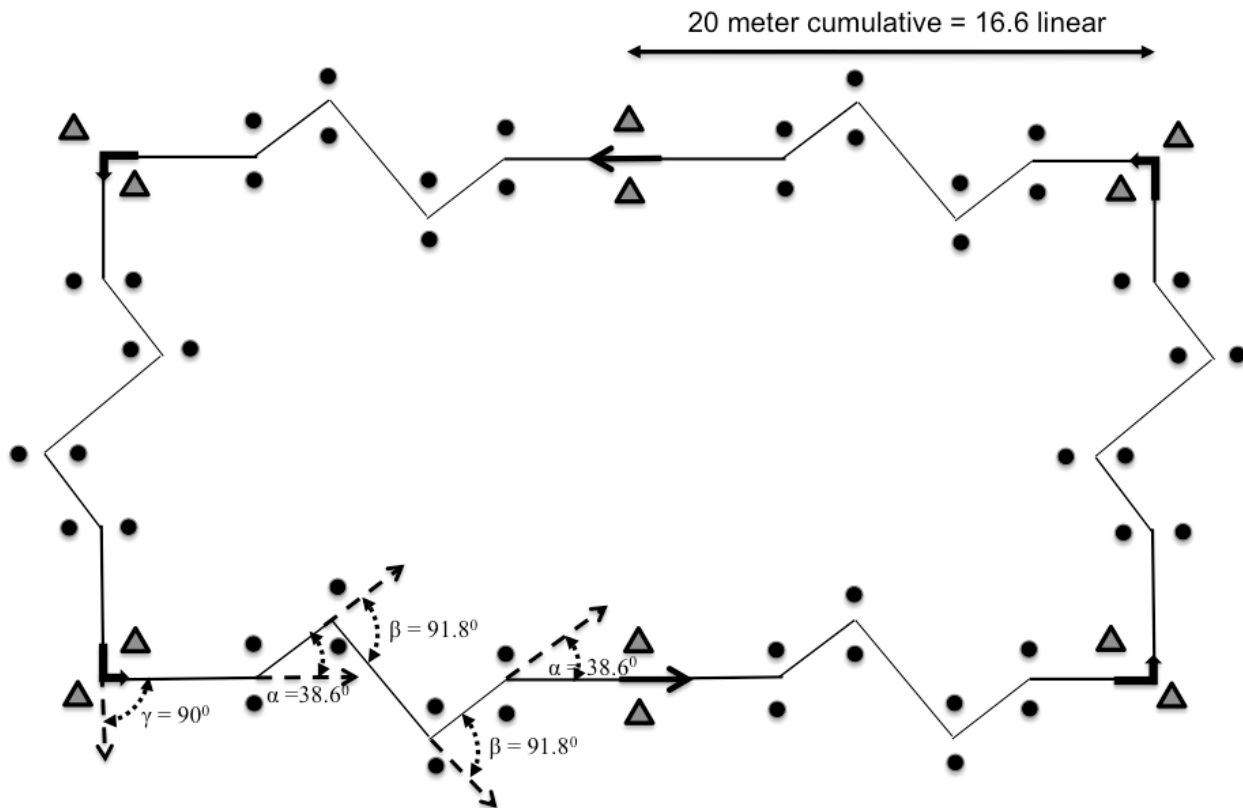


Figure 4.2: Illustration of the zigzag running path protocol (ZZR). Subjects ran a 120-m circuit with directional changes at various angles ($\alpha = 38.6^\circ$, $\beta = 91.8^\circ$ and $\gamma = 90^\circ$). To run at the imposed speeds, beep sounds signaled the moment subjects must pass through equidistant 20-m doors represented by 2 black triangles in the illustration in order to use the same recording at the same speed.

Tests and measures: Prior to each experimental protocol (including the maximal multistage running field test) and after a 10 minute calibration period, the subject was equipped with a heart rate monitor (Polar-Electro, Kempele, Finland) and a portable metabolic system (Metamax, 3x, Cortex Germany)

[24]. VO_2 samples and heart rate (HR) were collected every 10 seconds for 4 minutes while only data from the last minute were used for analysis which is long enough to achieve physiological steady state [21-23] as a representative energy cost value.

Blood lactate concentration [LA], was measured with the Fourier Transform Infrared (FT-IR) Spectrometer using fingertip blood samples [25, 26]. Delta blood lactate (post- and pre-test difference) was calculated from blood samples taken 2 minutes before and 2 minutes after each experimental condition.

Statistical analysis

Statistical analyses were performed using Statistica software (6th Edition, www.statsoft.com).

Descriptive statistics (mean and standard deviation) are reported for each type of protocol and intensity level. To assess significant differences for O₂ consumption, heart rate and blood lactate concentration a one-way analysis of variance for repeated measures was used with various post-hoc tests such as Tukey's HSD, Newman-Keuls and Fischer's LSD. These three post-hoc tests yielded similar results. The statistical significance was established at the 0.05 level.

Results

Depending on the speed and displacement condition, O₂ consumption varied between 34.1 ± 2.5 and 55.1 ± 4.9 mL kg⁻¹ min⁻¹. Heart rate ranged from 145 ± 17 to 188 ± 4 beats min⁻¹ and the [LA] from 4.21 ± 0.79 to 7.32 ± 1.36 mmol L⁻¹ (Table 4.2). For each running pattern, $\dot{V}O_2$, HR and [LA] significantly increased as the intensity of exercise increased (Table 4.2, Figures 4.3 and 4.4).

Table 4.2: Comparison of O₂ cost, heart rate and delta blood lactate values for the in-line run, 90-degree run, 20-m shuttle run and zigzag run. (Mean ± SD, n=10)

Intensity **	In-Line Run (IR)	90-Degree Run 90R	20-m Shuttle Run SR	Zigzag Run ZZR	Significance*
□ VO ₂ (mL min ⁻¹ kg ⁻¹)					
60 %MAS	34.1 ± 2.5	40.2 ± 3.0	40.2 ± 4.2	50.7 ± 5.1	IR <(90R &SR)<ZZR
70% MAS	39.9 ± 2.3	46.1 ± 4.7	47.7 ± 3.9	55.1 ± 4.9	IR <(90R &SR)<ZZR
80 %MAS	45.3 ± 2.4	51.7± 5.7	54.1 ± 5.5	N.D	IR <(90R & SR)
Heart Rate (beats min ⁻¹)					
60 %MAS	145 ± 17	156 ± 14	157 ± 15	174 ± 7	IR <(90R &SR)<ZZR
70% MAS	159 ± 14	173 ± 12	174 ± 13	188 ± 4	IR <(90R &SR)<ZZR
80 %MAS	174 ± 11	187 ± 7	186 ± 7	N.D	IR <(90R & SR)
Delta blood Lactate [§] (mmol L ⁻¹)					
60 %MAS	4.2 ± 0.8	4.3 ± 0.7	4.4 ± 0.7	4.4 ± 0.7	n. s.
70% MAS	5.1 ± 1.0	5.7 ± 1.2	5.4 ± 1.1	5.8 ± 0.9	n. s.
80 %MAS	6.6 ± 1.2	7.3 ± 1.4	6.6 ± 1.0	N.D	n. s.

*p < 0.05, § Blood samples from one subject were missing; only 9 samples were analyzed for lactate measurement. N.D = No Data

**60 %MAS (9.1 ± 0.6 km.h⁻¹), 70% MAS (10.6 ± 0.7 km.h⁻¹), 80 %MAS (12.1 ± 0.8 km.h⁻¹)

The primary findings of this study is the magnitude of the larger □ VO₂ associated with ZZR, 90R and SR in comparison with the one associated with IR. Also, the □ VO₂ during ZZR is much higher than during any other type of displacements (Table 4.2 and Figure 4.3). For example at 60 and 70% MAS respectively, ZZR □ VO₂ was 48.7 and 38.1% greater than IR □ VO₂, and depending on the intensity, 90R and SR □ VO₂ were between 15.5 and 19.6 % greater than IR □ VO₂. ZZR □ VO₂ was also 26.1 and 19.5% greater than 90R □ VO₂ and, 26.1 and 15.5% greater than SR □ VO₂ at 60 and 70% MAS, respectively.

It is interesting to note that SR reached $\dot{V}O_2$ max level at 80 %MAS and that ZZR even reached that level at 70 %MAS explaining why the subjects were unable to complete the ZZR task at 80 %MAS.

If $\dot{V}O_2$ increases with large directional changes (90 and 180°), the differences between 90 and 180° turns is insignificant (Table 4.2 and Figure 4.5). The ZZR has small directional changes (38.6°) but those are mixed with 91.8° turns at a much higher frequency per 20-m run. The magnitude effect of small directional changes could not be assessed with our design.

Heart Rate response to the various combinations of running intensities and modalities mimic $\dot{V}O_2$ responses. Hence, ZZR's HR. were between 8.05 and 11.5 %greater than 90R's and SR's HR and 20.0 and 18.2% higher than IR's HR at 60 and 70% MAS, respectively. SR's and 90R's HR were similar and also considerably higher than IR's HR by 8.3 and 7.6%, 9.4 and 8.1%, 6.9 and 7.5% at 60, 70 and 80% MAS respectively (Table 4.2 and Fig. 4.4). Concerning blood lactate levels, no significant difference was recorded between the exercise conditions at any intensity (Table 4.2).

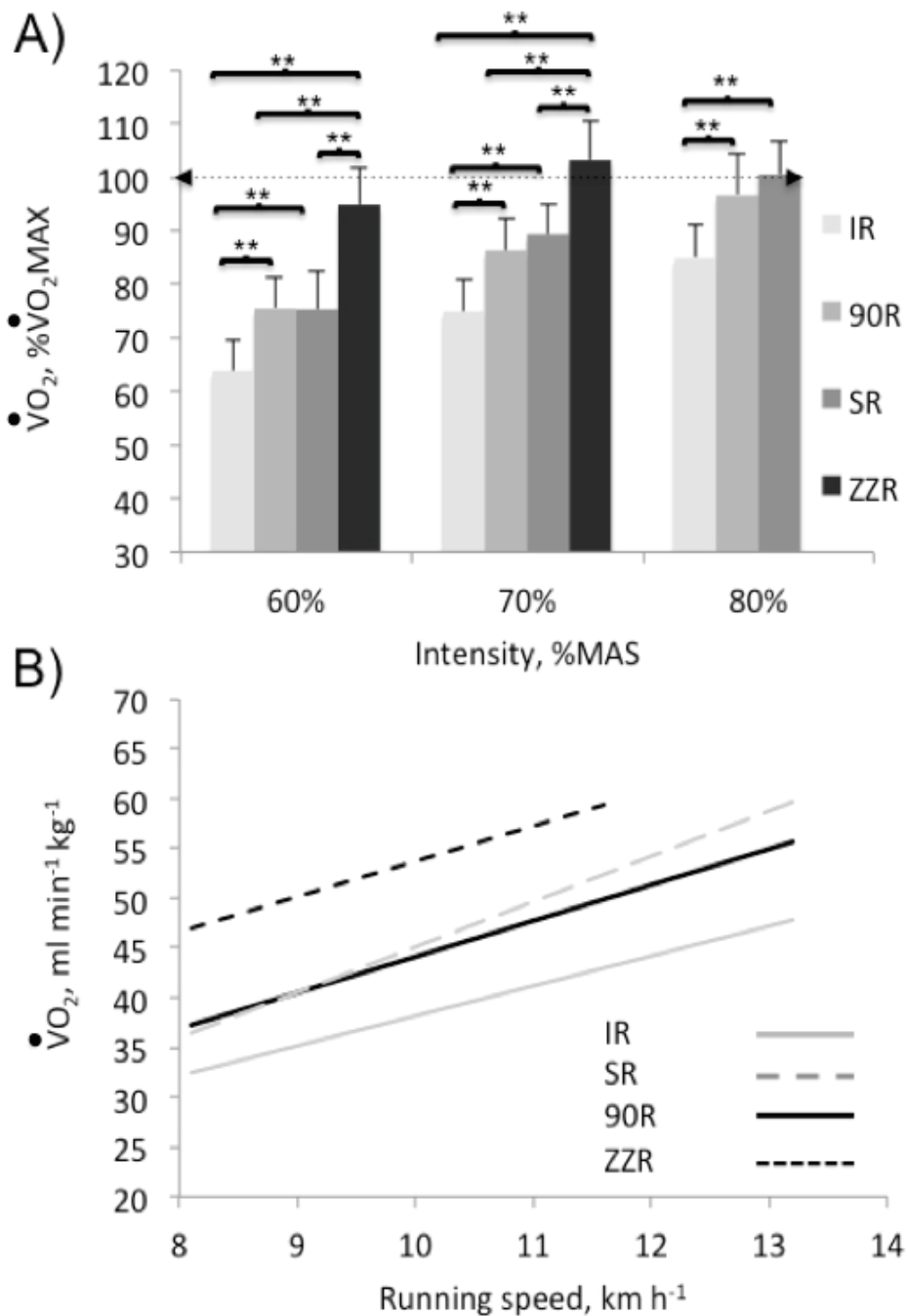


Figure 4.3: Panel A: Mean $\dot{V}O_2$ max measured at steady state during In-Line run IR, "8" shape run with 90-degree turns every 20 m 90R, 20-m Shuttle Run SR and Zigzag run ZZR at 60, 70 and 80% MAS except for ZZR (60, 70%MAS only). ZZR was higher than all other modalities and SR and 90R were higher than IR at all intensities. There was no difference between SR and 90R. $\dot{V}O_2$ max was reached at 70%MAS for ZZR and at 80%MAS for SR. Panel B: Individual values of $\dot{V}O_2$ of last minute steady state for IR, 90R, SR and ZZR as a function of actual speed at 60, 70 and 80% MAS.

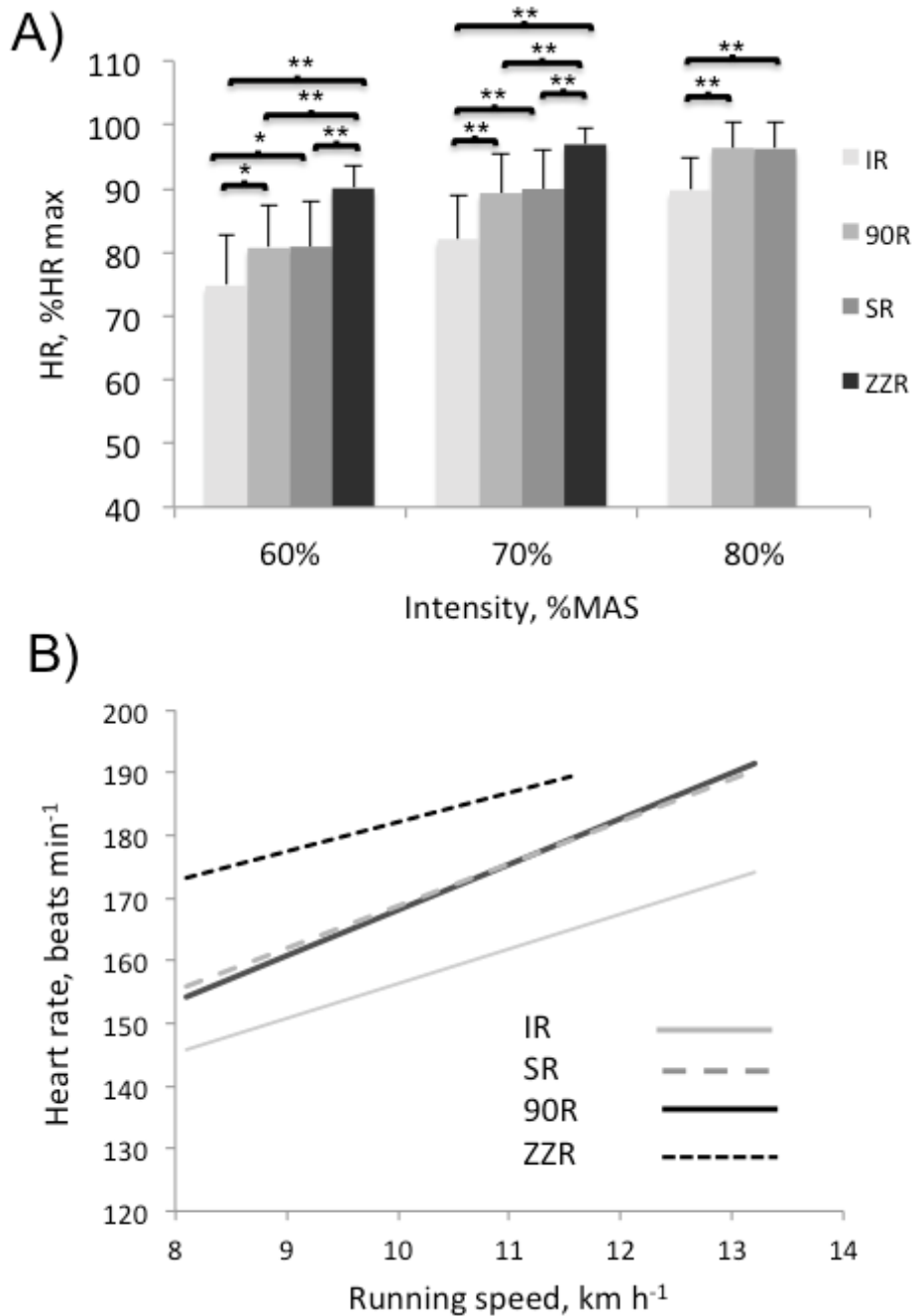


Figure 4.4: Panel A: Mean HRmax of last minute steady state for IR, 90R, SR and ZZR at 60, 70 and 80%MAS except for ZZR (60, 70%MAS only). ZZR was higher than all other modalities and SR and 90R were higher than IR at all intensities. There was no difference between SR and 90R. Panel B: Individual values of HR for IR, 90R, SR and ZZR as a function of actual speed at 60, 70 and 80% MAS. For abbreviations, see Fig 4.3

DISCUSSION

Values obtained in this study for the $\dot{V}O_2$ cost of on ground IR as a function of speed:

$$\dot{V}O_2 \text{ (mL kg}^{-1} \text{ min}^{-1}) = 4.0956 + 3.3375 \text{ Speed (km h}^{-1})$$

are very close to literature values [27, 28] and thus support the magnitude and accuracy of reported $\dot{V}O_2$ values in the present study.

Also, the exact values of the running trajectory angles were 91.8°, 90° and 38.6° during the ZZR, 90° during the «8» shape-run, and 180° during SR. However, with the difference between 91.8° and 90° (1.8°), and between 38.6° and 40° (1.4°) being so low, it was assumed that these differences were too small to have any physiological repercussion on O₂ consumption, heart rate and lactate appearance. Consequently, 90° was used to represent 91.8° and 40°, used to represent 38.6° throughout this study.

This study is the first of its kind to investigate O₂ consumption, heart rate and lactate responses to directional changes of different angle amplitudes while running. The comparison of 90R, SR and ZZR with the 0° IR baseline yielded an estimate of the extra workload associated with directional changes while running.

Comparison of shuttle run and «8» shape run (SR vs. 90R):

In both 90R and SR, the subjects were required to change direction every 20m by 90° and 180°, respectively. It might be expected that $\dot{V}O_2$ increase will be proportional to the size of angle turn when compared to 0° for the IR condition, but the observed difference was small and not significant

(Table 4.2 and Figure 4.5). It must be noted that subjects were required to sharply turn at 90° avoiding large circle turns. In those conditions it must be as demanding as it is for a 180° turn. Even though the ZZR conditions is made of 40° and 90° turns, it is impossible to deduce anything for small angle turns since these two angles were mixed and done at a higher frequency per 20-m and full 120-m lap.

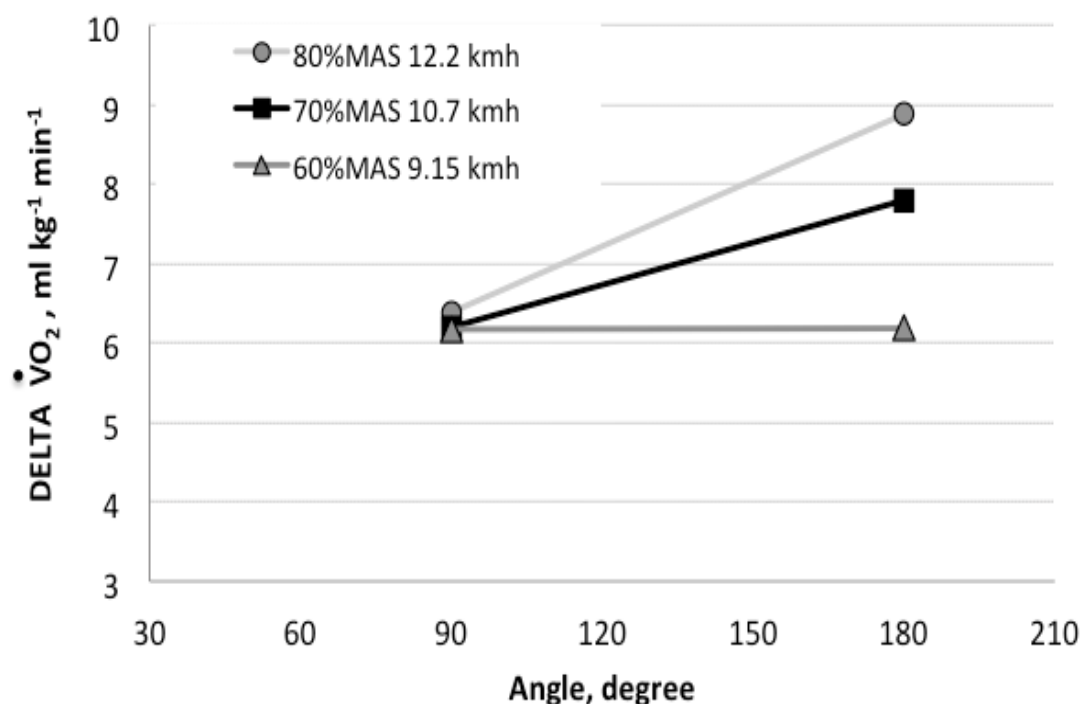


Figure 4.5: O₂ consumption associated with different angles during directional changes. $\dot{V}O_2$ is expressed as delta $\dot{V}O_2$ obtained from the difference between $\dot{V}O_2$ at 90° obtained from 90R, $\dot{V}O_2$ at 180° obtained from SR and baseline $\dot{V}O_2$ at 0° obtained from IR

The negligible differences in HR and [LA] suggests that at speeds of 12.1 ± 0.8 km h⁻¹ and below, directional changes at 180° and 90° may demand similar cardiovascular responses and use similar

metabolic pathways.

Comparison of in-line run and zigzag run (IR vs. ZZR).

The ZZR conditions involved mixed angles and much more directional changes over the same 20-m course compared to the other 90R and SR conditions. The idea was to see how much the energy cost could be affected in these more demanding but realistic conditions compare to more standardized conditions (90R and SR). The $\dot{V}O_2$ and HR responses were higher during ZZR than during IR ($p < 0.05$) (Table 4.2 and figures 4.3 & 4.4). The [LA] values were similar in both conditions. In the ZZR test, the $\dot{V}O_2$ mean value at 70% MAS was similar to $\dot{V}O_{2max}$ (55.1 ± 4.9 vs 54.0 ± 3.8 , $p > 0.05$, n. s.), while HR was 5 beats min^{-1} lower.

Upon completion of ZZR, the subjects complained of local pain in the leg muscles. None of these complaints were reported at the end of the maximal aerobic multistage test. A larger working muscle mass is likely to be involved during changes of direction combining decelerating and accelerating phases along with a slight angular displacement of the trunk [29]. Hermansen and Saltin [30] demonstrated that maximal running uphill at 3° incline resulted in a 2.83 mL $\text{kg}^{-1} \text{min}^{-1}$ increase in the $\dot{V}O_{2max}$ of six subjects as opposed to maximal running at no inclination. In this study, subjects did not run uphill; yet, they performed a similar task by definition [31]. It consisted of multiple accelerations associated with multiple directional changes leading to an increase in $\dot{V}O_2$. Both the $\dot{V}O_2$ and HR reached maximal values at $12.1 \pm 0.8 \text{ km h}^{-1}$ even though average MAS was $15 \pm 1.1 \text{ km h}^{-1}$. More importantly, 50% of subjects showed higher $\dot{V}O_{2max}$ values with increases ranging between +2.8 and +9.2 mL $\text{kg}^{-1} \text{min}^{-1}$. Subjects who showed no increase exhibited reduced $\dot{V}O_2$ values

ranging between -0.4 and $-2.0 \text{ mL kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$ when compared to $\dot{V}O_{2\text{max}}$ values. In our study, two subjects out of the three who were able to complete ZZR at 80% (data not shown) obtained a greater $\square VO_2$ than their $\dot{V}O_{2\text{max}}$ previously obtained from the maximal aerobic test. It is likely that the values obtained for $\square VO_2$ during ZZR and the exhaustive test was not solely influenced by the subject's motivational level but by the duration of the protocol as well. As a matter of fact, a $\dot{V}O_{2\text{max}}$ test with 2-min stages lasts longer than 15 minutes on average, whereas ZZR lasted 4 minutes at all intensities. Since it is affordable to maintain motivation for a shorter period, sustaining an effort for 4 minutes seems easier even if the protocol is more strenuous.

CONCLUSION

The present study offers new insights allowing a better understanding and a more accurate estimate of the extra energy cost associated with changes of direction at different angles at sub-maximal running speeds. The findings of this study indicate that energy expenditure during a directional change is proportional to the magnitude of the angle. As expected, In-line running which also was our baseline for comparison purpose, yields the lower $\square VO_2$ compared to runs involving multiple turns at angles of different magnitudes. Moreover, the maximal aerobic speed obtained from the maximal in-line running test cannot be used as a reference speed in designing training programs in which athletes perform running drills with frequent directional changes. The results of this study have important implications for estimating energy expenditure, especially when using the HR- $\square VO_2$ relationship,

since computerized video systems or accelerometers don't take into account the extra energy cost related to directional changes. These findings not only provide useful information for evaluating the energy expenditure of aperiodic and acyclic sports but also in designing training sessions involving directional changes.

REFERENCES

1. Bangsbo, J., *Energy demands in competitive soccer*. J Sports Sci, 1994. **12**: p. S5-S12.
2. Coutts, A., P. Reaburn, and G. Abt, *Heart rate, blood lactate concentration and estimated energy expenditure in a semi-professional rugby league team during a match: a case study*. J Sports Sci, 2003. **21**(2): p. 97-103.
3. Smekal, G., S.P. von Duvillard, C. Rihacek, R. Pokan, P. Hofmann, R. Baron, H. Tschan, and N. Bachl, *A physiological profile of tennis match play*. Med Sci Sports Exerc, 2001. **33**(6): p. 999-1005.
4. Flynn, T.W., S.M. Connery, M.A. Smutok, R.J. Zeballos, and I.M. Weisman, *Comparison of cardiopulmonary responses to forward and backward walking and running*. Med Sci Sports Exerc, 1994. **26**(1): p. 89-94.
5. Little, T. and A.G. Williams, *Specificity of acceleration, maximum speed, and agility in professional soccer players*. J Strength Cond Res, 2005. **19**(1): p. 76-8.
6. Williford, H.N., M.S. Olson, S. Gauger, W.J. Duey, and D.L. Blessing, *Cardiovascular and metabolic costs of forward, backward, and lateral motion*. Med Sci Sports Exerc, 1998. **30**(9): p. 1419-1423.
7. di Prampero, P.E., S. Fusi, and G. Antonutto, *Of sprint running or running uphill*. J physiol, 2002. **543P**(S307): p. 198.
8. di Prampero, P.E., S. Fusi, L. Sepulcri, J.B. Morin, A. Belli, and G. Antonutto, *Sprint running: a new approach*. J Exp Biol, 2005. **208** (pt 14): p. 2809-16.
9. Bartlett's, *Bartlett's Roget's Thesaurus*1996: Little, Brown and Company.
10. Brughelli, M., J. Cronin, G. Levin, and A. Chaouachi, *Understanding change of direction ability in sport: a review of resistance training studies*. Sports Med, 2008. **38**(12): p. 1045-63.
11. Cazorla, G., L. Benezzeddine-Boussaidi, J. Maillot, and M. J., *Physical qualities carried out on swerve sprint in team sports*. Science & Sports, 2008. **23**: p. 19-21.

12. Sheppard, J.M. and W.B. Young, *Agility literature review: classifications, training and testing*. J Sports Sci, 2006. **24**(9): p. 919-32.
13. Cazorla, G., L. Benezzeddine-Boussaidi, and M. Duclos, *Etude de la charge physiologique et biologique d'un match de football: Consequences pour l'evaluation et la preparation des joueurs*, in *Science et Football: Recherches et Connaissances Actuelles*, B. Zoudji, Editor 2008, Presses Universitaires de Valenciennes: Valenciennes, France. . p. 201-42.
14. Jones, P., T.M. Bampouras, and K. Marrin, *An investigation into the physical determinants of change of direction speed*. J Sports Med Phys Fitness, 2009. **49**(1): p. 97-104.
15. McBride, J.M., T. Triplett-McBride, A. Davie, and R.U. Newton, *The effect of heavy- vs. light-load jump squats on the development of strength, power, and speed*. J Strength Cond Res, 2002. **16**(1): p. 75-82.
16. Gabbett, T.J., *A comparison of physiological and anthropometric characteristics among playing positions in sub-elite rugby league players*. J Sports Sci, 2006. **24**(12): p. 1273 - 1280.
17. Markovic, G., *Poor relationship between strength and power qualities and agility performance*. Vol. 47. 2007, Torino, ITALIE: Minerva medica. 8.
18. Bangsbo, J., L. Norregaard, and F. Thorso, *Activity Profile of Competition Soccer*. Can J Sports Sci, 1991. **16**(2): p. 110-116.
19. Mohr, M., P. Krustup, and J. Bangsbo, *Match performance of high-standard soccer players with special reference to development of fatigue*. J Sports Sci, 2003. **21**: p. 519-528.
20. Léger, L. and R. Boucher, *An indirect continuous running multistage field test: the Université de Montréal Track Test*. Can J Appl Sport Sci, 1980. **6**(2): p. 77-84.
21. Astrand, P. and B. Saltin, *Oxygen uptake during the first minutes of heavy muscular exercise*. Vol. 16. 1961. 971-976.
22. Carter, H., A.M. Jones, B.T. J., M. Burnley, C.W. Williams, and J.H. Doust, *Oxygen uptake kinetics in treadmill running and cycle ergometry: a comparison*. J Appl Physiol, 2000. **89**: p. 899-907.

23. Womack, C.J., S.E. Davis, J.L. Blumer, E. Barret, A.L. Weltman, and G.A. Gaesser, *Slow component of O₂ uptake during heavy exercise: Adaptation to endurance training*. J Appl Physiol, 1995. **79**(3): p. 838-45.
24. Larsson, P.U., K.M.E. Wadell, E.J.I. Jakobsson, L.U. Burlin, and K.B. Henriksson-Larsén, *Validation of the MetaMax II Portable Metabolic Measurement System*. Int J Sports Med, 2004. **25**(02): p. 115-123.
25. Benzezzeddine-Boussaidi, L., G. Cazorla, C.-Y. Guezennec, E. Fontand, and P. Burnat, *Biological control of sport training by spectrometry FT-IR*. Science & Sports, 2008. **23**: p. 283-291.
26. Benzezzeddine-Boussaidi, L., G. Cazorla, and A.M. Melin, *Validation for quantification of immunoglobulins by Fourier transform infrared spectrometry*. Clin Chem Lab Med, 2009. **47**(1): p. 83-90.
27. Hall, C., A. Figueroa, B. Fernhall, and J.A. Kanaley, *Energy expenditure of walking and running: comparison with prediction equations*. Med Sci Sports Exerc, 2004. **36**(12): p. 2128-34.
28. Léger, L. and D. Mercier, *Gross Energy Cost of Horizontal Treadmill and Track Running*. Sports Med, 1984. **1**: p. 270-277.
29. Sasaki, S., Y. Nagano, S. Kaneko, T. Sakurai, and T. Fukubayashi, *The relationship between performance and trunk movement during change of direction*. J Sports Sci Med, 2011. **10**: p. 112-118.
30. Hermansen, L. and B. Saltin, *Oxygen uptake during maximal treadmill and bicycle exercise*. J Appl Physiol, 1969. **26**(1): p. 31-37.
31. Margaria, R., *Positive and negative work performances and their efficiencies in human locomotion*. Int Z Angew Physiol Einschl Arbeitsphysiol, 1968. **25**(4): p. 339-351.

CHAPITRE 5

Discussion générale et conclusion

5.1 Discussion

L'objectif de cette thèse était d'évaluer le coût énergétique de certaines activités dans les sports irréguliers au cours desquels les déplacements jouissent d'une incertitude spatiotemporelle. Comme nous l'avons présenté dans la partie revue de littérature, le tennis a été étudié de façon globale tout comme le soccer ou le basketball par exemple. Nos investigations dans l'étude de différents déplacements dans le tennis et dans celles des accélérations et décélérations avec et sans changements de directions sont uniques. En effet, la littérature est pauvre en termes d'intérêt pour la charge physiologique associée aux actions qui définissent un sport comme étant intermittent. La première étude consiste en la comparaison de jeux en attaque et de jeux en défense en tennis, la comparaison de déplacements sur différentes distances, avec et sans frappe de balles à des vitesses basses et élevées, vitesses que nos sujets étaient capables de maintenir jusqu'à l'atteinte d'un état physiologique stable. La même condition en termes de vitesse fut appliquée à l'étude sur la comparaison de la course fractionnée et de la course continue ainsi qu'à l'étude sur les changements de direction à des angles de différentes amplitudes. Les résultats obtenus à partir de ces trois études ne s'appliquent qu'à chacun des modèles expérimentaux utilisés. Aussi, étant donné que les résultats furent discutés en détails dans les articles présentés, nous ferons dans cette dernière partie une synthèse des discussions en intégrant les résultats obtenus dans les 3 études expérimentales.

La discussion générale débutera sur les résultats de l'étude sur le tennis, suivie de l'étude sur les accélérations et décélérations puis de celle des résultats de l'étude sur les changements de directions. Une conclusion clôturera la thèse présente.

5.1.1 Tennis

La consommation d'oxygène et la réponse de la fréquence cardiaque dans le tennis ont été rapportées de façon globale [12-14, 25, 26]. Le but de notre étude présentée dans le chapitre 2 fut de dissocier différentes activités afin d'en connaître la réponse de la consommation d'oxygène et de la fréquence cardiaque. Le $\dot{V}O_2$ d'un joueur qui attaque est significativement supérieur à celui qui défend à une vitesse de déplacement basse ou élevée. Ce résultat est contraire à ce que rapporte la littérature. En se basant sur une comparaison inter-joueurs, Bernardi et al. [26] montrent que les joueurs qui défendent ont un $\dot{V}O_2$ et une fréquence cardiaque supérieurs lors des matchs. Dans le cadre de cette thèse, seule la modalité de déplacement était différente entre l'attaque et la défense vu qu'il n'y avait pas de différences dans les vitesses de déplacement. Aussi, le participant savait à l'avance comment se déplacer, quand et où frapper la balle grâce aux repères spatiotemporels (marqueurs au sol et bip sonores). Par conséquent, la longueur des déplacements aussi bien que la durée des échanges dépendaient du joueur lui-même ainsi que de la qualité de l'adversaire. L'information intéressante dans ce cas fut que pour une même vitesse de déplacement et sur une même distance de déplacement mais avec une trajectoire de déplacement différente, un joueur dépense plus d'énergie lorsqu'il attaque que lorsqu'il défend. En plus, les résultats montrent que le revers à deux mains nécessite significativement plus d'énergie que le coup droit lors des déplacements à des vitesses basses ($42.0 \pm 5.4 \text{ mL kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$ vs $39.3 \pm 5.0 \text{ mL kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$). Par contre, la différence n'est pas significative ($41.1 \pm 3.9 \text{ mL kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$ vs $40.7 \pm 4.2 \text{ mL kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$) à des vitesses de déplacement élevées. Il aurait été intéressant dans ce cas de comparer le revers à deux mains utilisé lors de notre protocole au revers à une main et au coup droit qui lui aussi est exécuté avec une main, tout en mesurant les vitesses de frappe de balle afin de comparer les puissances des frappes. Ces dernières permettraient de savoir si la dépense énergétique dépend de la technique de

frappe ou bien du groupe musculaire recruté ou encore des deux afin d'effectuer le mouvement de frappe. Cette frappe a aussi un coût énergétique que nous avons calculé grâce à la comparaison de déplacements similaires avec et sans frappe de balle. L'information qu'il faut retenir est que le coût associé à la frappe de balle diminue lorsque la vitesse de déplacement augmente. Dans ce cas, nous pouvons supposer qu'un joueur se concentrera plus sur le placement de la balle sur la moitié de terrain adverse que sur la puissance de frappe et par conséquent dépensera moins d'énergie lors des frappes. On peut aussi supposer qu'au bout d'une course à vitesse plus élevée le joueur n'a pas assez de temps pour préparer son coup de raquette influençant de ce fait l'amplitude du mouvement du bras ainsi que la puissance générée. Il aurait été donc intéressant de se pencher sur le facteur précision en fonction des vitesses de déplacements et puissance de frappe que l'on aurait pu mesurer grâce à un radar par exemple. Cela permettrait en effet de savoir si le joueur a du mal à placer ses retours et en même temps frappe moins fort, vu que la vitesse d'exécution du mouvement augmente, ou si le joueur frappe moins fort et place moins bien ses retours à cause de la fatigue causée par une vitesse de déplacement assez importante. Néanmoins, dans les conditions expérimentales de notre étude, nous avons trouvé que les frappes de balles constituaient 10.6% et 7% de la consommation d'oxygène totale à des vitesses respectivement basses et élevées. La majeure partie (90%) de cette consommation provient des déplacements et des changements de directions qui combinent les accélérations et décélérations que traite la partie suivante.

Les résultats restent intéressants dans l'analyse de tâche dans le tennis et donne de l'information qui permet d'adapter les charges d'entraînement au style de jeu du joueur.

5.1.2 Accélération et décélération

Le manque d'études qui se sont intéressées à la charge physiologique associée aux accélérations et décélérations lors de la course à pied ont motivé la réalisation de l'étude 2. Les modèles théoriques [1, 6, 8, 78] que nous avons cités dans la partie revue de la littérature sont limités dans leur application sur le terrain pour les raisons que nous avons abordés. La mesure de la consommation d'oxygène sur le terrain reste donc la meilleure méthode dans l'estimation de la dépense d'énergie associée aux accélérations et décélérations. Nos résultats montrent qu'à des vitesses inférieures ou égales à $12.1 \pm 0.8 \text{ km h}^{-1}$, les accélérations et décélérations sollicitent les mêmes filières énergétiques et que la consommation d'oxygène n'augmente significativement que lorsqu'un sujet fait un arrêt et départ en changeant de direction à 180° , comparativement à lorsqu'il arrête et repart dans la même direction à des vitesses supérieures ou égales à $12.1 \pm 0.8 \text{ km h}^{-1}$. L'augmentation du $\dot{V}O_2$ (6 à $7 \text{ mL kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$) associée aux arrêts et départs est identique aux trois vitesses utilisées lors du protocole, alors qu'elle baisse en termes de pourcentage du $\dot{V}O_2$ total (20.8, 18.1 to 14.9 %). L'interprétation de ces résultats aurait été plus intéressante et plus représentative de la réalité si nous avions accès aux valeurs des accélérations et décélérations. Les vitesses utilisées peuvent paraître faibles. Il est en effet difficile de maintenir une vitesse supérieure à 80% de la vitesse aérobie maximale pendant 4 minutes lors du protocole course avec changements de direction afin d'atteindre un état physiologique stable. Les valeurs de $\dot{V}O_2$ obtenues à 80% de la vitesse aérobie maximale furent légèrement supérieures à celles du $\dot{V}O_{2\text{max}}$ moyen des sujets ($54.6 \pm 5.4 \text{ mL kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$ vs $54.0 \pm 3.8 \text{ mL kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$). Ce qui ne veut pas dire que les sujets n'ont pas atteint leur $\dot{V}O_{2\text{max}}$ lors du test progressif maximal mais montre que la valeur atteinte lors de ce test y est spécifique et que les changements de directions associés à la course navette recrute des masses musculaires plus importantes. Dans ce cas, l'utilisation d'un électromyogramme aurait permis la comparaison de l'activité électrique des muscles lors des deux

types de déplacements. En effet, ceci permettrait de tirer par conséquent des conclusions justifiées sur l'activité musculaire dans les deux cas, tout en y associant les données de mesure du $\dot{V}O_2$. Ce fut le cas lors de l'étude de Bigland-Ritchie et al. [61] dans la comparaison du travail positif et du travail négatif sur ergocycle. Le type de recherche de l'étude 2 se limite à des intensités que les participants ou les athlètes peuvent atteindre un état physiologique stable. Ce choix donne néanmoins une idée sur les charges de travail lors de la planification de séances d'entraînement qui s'approchent le plus des situations de jeux réels. Les résultats ne sont associés qu'à des changements de direction à 0° et 180° lors des courses à vitesses sous-maximales.

5.1.3 Changement de direction

La physiologie des changements de directions à des intensités sous-maximales n'a jamais été étudiée. L'étude 3 du chapitre 4 est la première à se pencher sur cette activité. Au vu de la classification des changements de directions (voir section 1.4), l'étude 3 donne la mesure de la consommation d'oxygène, de la fréquence cardiaque et de la lactatémie lors des changements de directions simples. L'absence d'incertitude spatiotemporelle a permis néanmoins aux sujets de répéter avec un certain degré de certitude le même changement de direction jusqu'à atteinte d'un état physiologique stable. Ces résultats ont aussi permis de noter que le $\dot{V}O_2$ est étroitement lié à l'amplitude de l'angle du changement de direction. Aussi lors des parcours avec des changements de directions fréquents, la fréquence cardiaque ne reflète pas le $\dot{V}O_2$. En effet 3 des sujets qui ont pu accomplir les 4 minutes nécessaires pour l'état physiologique stable requis ont eu des valeurs de $\dot{V}O_2$ supérieures à la valeur de leur $\dot{V}O_{2max}$ obtenu lors du test continu progressif, alors que la fréquence

cardiaque fut identique dans les deux cas. Ceci remet en question, ainsi que montré auparavant [96], l'utilisation de la relation $FC - \dot{V}O_2$ lors de l'estimation de la consommation d'oxygène dans les sports irréguliers. Les résultats aussi donnent la possibilité de mettre en place des protocoles d'entraînement qui peuvent associer plyométrie et travail en aérobie, au vu des faibles concentrations de la lactatémie et ses augmentations non significatives lors des parcours en zigzag comparativement à la course continue et à la course en navette pour les mêmes vitesses de déplacement.

Lors des trois études, la relation entre la consommation d'oxygène et la vitesse de déplacement est semblable. Les accélérations et décélérations avec et sans changement de direction résultent dans une augmentation significative du $\dot{V}O_2$ et d'une augmentation moins importante de la FC. Ce phénomène peut être dû à la sollicitation d'une masse musculaire plus importante, Ou se basant sur l'équation de Fick [97] à une augmentation du débit cardiaque seule, ou à une plus grande différence artérioveineuse en O_2 . Il est aussi possible que cette augmentation significative du $\dot{V}O_2$ peut être due à la combinaison de deux ou plus de ces facteurs.

Il serait intéressant à l'avenir de comparer les effets sur la performance d'un entraînement aérobie en course continue à ceux d'un entraînement aérobie en zigzag. En général, les deux types d'entraînement sont séparés alors qu'ils ne le sont pas en situation de jeu réel. L'optimisation de la performance doit se baser sur des entraînements qui reflètent le plus possible ce qui se passe en situation de jeu réel. Les résultats de l'étude 3 apportent une nouvelle donnée pour l'élaboration de programme d'entraînement dans les sports irréguliers.

5.2 Conclusion

L'optimisation de l'entraînement a pour but d'éviter les phénomènes de sous-entraînement ou de surentrainement. Une connaissance des charges physiologiques associées aux différentes activités des sports aperiodiques et acycliques permettrait donc l'optimisation de l'entraînement, tant que l'exploitation des données reste flexible pour une adaptation au travail sur le terrain. L'ensemble des résultats obtenus lors des travaux présentés dans cette thèse fournit ce genre d'informations et ouvre aussi la porte à d'autres idées de recherche sur la charge physiologique des sports irréguliers. À partir des résultats de l'étude 1 par exemple, nous pouvons adapter le type d'entraînement au profil du tennisman (offensif ou défensif). Aussi, durant les périodes proches des tournois ou pendant les tournois, il est préférable de faire des déplacements avec le moins de changement de direction ou encore, un joueur qui attaque ne dépense pas nécessairement moins d'énergie qu'un joueur qui défend. Ce phénomène est assez fréquent surtout lorsqu'un joueur ressent de la fatigue et décide d'attaquer afin d'écourter l'échange. Les résultats restent évidemment spécifiques à notre modèle expérimental, donnent toutefois une information nouvelle et intéressante qui peut être aussi bien bénéfique lors des entraînements que lors des matchs.

Les résultats des études 2 et 3 quant à elles, confirment que non seulement l'utilisation de la fréquence cardiaque dans l'estimation de la consommation d'oxygène dans les sports irréguliers n'est pas fiable mais aussi que la vitesse aérobie maximale obtenue lors d'un test progressif continu ne peut pas être utilisée comme vitesse de référence dans l'élaboration d'entraînement avec des changements de directions. Aussi, la relation entre l'amplitude des angles de changements de direction et la consommation d'oxygène suggère qu'il faut éviter la répétition des changements de direction à des angles supérieurs à 90°.

Finalement, sans l'apport de nouvelles technologies tels les analyseurs de gaz portables ou les cardiofréquencemètres permettant la lecture et l'interprétation des données en temps réel, ces études n'auraient pas eu lieu ou auraient nécessité un temps de réalisation beaucoup plus important. Des technologies plus récentes et moins gênantes que les unités métaboliques portables permettraient d'avoir accès à plus d'informations et de données lors de la quantification de la charge physiologique dans les sports irréguliers. Idéalement, des mesures prises pendant les compétitions reflèteraient les demandes exactes des différentes activités. La réalisation d'une telle idée passe par une réduction importante de la taille des unités des technologies utilisées aujourd'hui accompagnée par une augmentation de leur fiabilité et de leur validité.

BIBLIOGRAPHIE

1. Osgnach, C., S. Poser, R. Bernardini, R. Rinaldo, and P.E. Di Prampero, Energy Cost and Metabolic Power in Elite Soccer: A New Match Analysis Approach. *Med Sci Sports Exerc*, 2010. 42(1): p. 170-178.
2. Duffield, R., M. Reid, J. Baker, and W. Spratford, Accuracy and reliability of GPS devices for measurement of movement patterns in confined spaces for court-based sports. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 2010. 13(5): p. 523-525.
3. Wisbey, B., P.G. Montgomery, D.B. Pyne, and B. Rattray, Quantifying movement demands of AFL football using GPS tracking. *J Sci Med Sport*, 2010. 13(5): p. 531-536.
4. Cunniffe, B., W. Proctor, J.S. Baker, and B. Davies, An evaluation of the physiological demands of elite rugby union using Global Positioning System tracking software. *J Strength Cond Res*, 2009. 23(4): p. 1195-203.
5. Montgomery, P.G., D.B. Pyne, and C.L. Minahan, The Physical and Physiological Demands of Basketball Training and Competition. *Int J Sports Physiol Perform*, 2010. 5: p. 75-86.
6. Bisciotti, N., J. Sagnol, and E. Filaire, Aspetti Bioenergetici della corsa frazionata nel calcio. *Scuola Dello Sport*, 2000a. Anno XIX(50): p. 21-27.
7. Buchheit, M., D. Bishop, B. Haydar, F.Y. Nakamura, and S. Ahmaidi, Physiological Responses to Shuttle Repeated-Sprint Running. *Int J Sports Med*, 2010. 31(06): p. 402,409.
8. di Prampero, P.E., S. Fusi, L. Sepulcri, J.B. Morin, A. Belli, and G. Antonutto, Sprint running: a new approach. *J exp Biol*, 2005. 208 (pt 14): p. 2809-16.

9. Margaria, R., *Biomechanics and Energetics of Muscular Exercise* 1976: Oxford University Press, USA. 146.
10. Bangsbo, J., Energy demands in competitive soccer. *J Sports Sci*, 1994. 12: p. S5-S12.
11. Narazaki, K., K. Berg, N. Stergiou, and B. Chen, Physiological demands of competitive basketball. *Scand J Med Sci Sports*, 2009. 19(3): p. 425-432.
12. Smekal, G., S.P. von Duvillard, C. Rihacek, R. Pokan, P. Hofmann, R. Baron, H. Tschan, and N. Bachl, A physiological profile of tennis match play. *Med Sci Sports Exerc*, 2001. 33(6): p. 999-1005.
13. Christmass, M.A., S.E. Richmond, N.T. Cable, P.G. Arthur, and P.E. Hartmann, Exercise intensity and metabolic response in singles tennis. *J Sports Sci*, 1998. 16(8): p. 739-47.
14. Dansou, P., M.F. Oddou, M. Delaire, and A. Therminarias, Aerobic expenditure during a tennis match. *Science & Sports*, 2001. 16(1): p. 16-22.
15. Fernandez-Fernandez, J., D. Sanz-Rivas, C. Sanchez-Munoz, B.M. Pluim, I. Tiemessen, and A. Mendez-Villanueva, A Comparison of the Activity Profile and Physiological Demands Between Advanced and Recreational Veteran Tennis Players. *J Strength Cond Res*, 2009. 23(2): p. 604-610.
16. Novas, A.M., D.G. Rowbottom, and D.G. Jenkins, A practical method of estimating energy expenditure during tennis play. *J Sci Med Sport*, 2003. 6(1): p. 40-50.
17. Seliger, V., M. Ejem, M. Pauer, and V. Šafařík, Energy metabolism in tennis. *Int Z Angew Physiol*, 1973. 31(4): p. 333-340.

18. Fernandez-Fernandez, J., V. Kinner, and A. Ferrauti, The Physiological demands of hitting and running in tennis on different surfaces. *J Strength Cond Res*, 2010. 24(12): p. 3255-3264.
19. Bekraoui, N., M.-A. Fargeas-Gluck, and L. Léger, Oxygen uptake and heart rate response of 6 standardized tennis drills. *Appl Physiol Nutr Metab*, 2012. 37(5): p. 982-989.
20. Bergeron, M.F., C.M. Maresh, L.E. Armstrong, J.F. Signorile, J.W. Castellani, R.W. Kenefick, K.E. LaGasse, and D.A. Riebe, Fluid-electrolyte balance associated with tennis match play in a hot environment. *Int J Sport Nutr*, 1995. 5(3): p. 180-93.
21. Kovacs, M.S., A comparison of work/rest intervals in men's professional tennis. *Med Sci Tennis*, 2004. 9(3): p. 10-11.
22. Bergeron, M.F., C.M. Maresh, W.J. Kraemer, A. Abraham, B. Conroy, and C. Gabaree, Tennis: A Physiological Profile during Match Play. *Int J Sports Med*, 1991. 12(5): p. 474-479.
23. Chandler, T.J., Work/rest intervals in world class tennis. *Tennis Pro*, 1991. 3: p. 4.
24. Fernandez, J., A. Mendez-Villanueva, and B.M. Pluim, Intensity of tennis match play. *Br J Sports Med*, 2006. 40(5): p. 387-91.
25. Kovacs, M.S., Applied physiology of tennis performance. *Br J Sports Med*, 2006. 40(5): p. 381-5.
26. Bernardi, M., G. De Vito, M.E. Falvo, S. Marino, and F. Montellanico, Cardiorespiratory adjustment in middle-level tennis players: are long term cardiovascular adjustments possible?, in *Science and racket sports II.*, :Lees A, et al., Editors. 1998, London: E&FN spon. p. 20-26.
27. Docherty, D., A comparison of heart rate responses in racquet games. *Br J Sports Med*, 1982. 16(2): p. 96-100.

28. Federation., I.T., International Tennis Federation approved Tennis balls and classified court surfaces. London: International Tennis Federation., 2006.
29. O' Donoghue, P. and B. Ingram, A notational analysis of elite tennis strategy. *J Sports Sci*, 2001. 19(2): p. 107-15.
30. Hughes, M. and S. Clark. Surface effect on elite tennis strategy. in *Science and racket sports*. . 1995. 1st ed. London : E&F Spon.
31. Therminarias, A., P. Dansou, M. Chirpaz-Oddou, C. Gharib, and A. Quirion, Hormonal and metabolic changes during a strenuous tennis match. Effect of ageing. *Int J Sports Med*, 1991. 12(1): p. 10-6.
32. König, D., M. Huonker, A. Schmid, M. Halle, A. Berg, and J. Keul, Cardiovascular, metabolic, and hormonal parameters in professional tennis players. *Med Sci Sports Exerc*, 2001. 33(4): p. 654-8.
33. Morgans, L.F., D.L. Jordan, D.A. Baeyens, and J. Franciosa, Heart rate response during singles and doubles tennis competition. *Phys Sport-med*, 1987. 15: p. 67-74.
34. Richers, T.A., Time-motion analysis of the energy systems in elite and competitive singles tennis. *J Hum Mov Stud*, 1995. 28: p. 73-86.
35. Murias, J., D. Lanatta, C. Arcuri, and F. Laino, Metabolic and functional responses playing tennis on different surfaces. *J Strength Cond Res*, 2007. 21(1): p. 112-7.
36. Johnson, C.D. and M.P. McHugh, Performance demands of professional male tennis players. *Br J Sports Med*, 2006. 40: p. 696-699.

37. Miller, S., Modern tennis rackets, balls, and surfaces. *Br J Sports Med*, 2006. 40(5): p. 401-405.
38. Kovacs, M., Carbohydrate intake and tennis: are there benefits? *Br J Sports Med*, 2006. 40(5): p. e13.
39. Kovacs, M., Tennis physiology: training the competitive athlete. *Sports Med*, 2007. 37(3): p. 189-98.
40. Ferrauti, A., M.F. Bergeron, B.M. Pluim, and K. Weber, Physiological responses in tennis and running with similar oxygen uptake. *Eur J Appl Physiol*, 2001. 85(1-2): p. 27-33.
41. Ballor, D.L., L.M. Burke, D.V. Knudson, J.R. Olson, and H.J. Montoye, Comparison of three methods of estimating energy expenditure: caltrac, heart rate, and video analysis. *Res Q Exerc Sport*, 1989. 60(4): p. 362-8.
42. Crisafulli, A., G. Pittau, L. Lorrain, A.M. Carcassi, M. Cominu, F. Tocco, F. Melis, and A. Concu, Poor Reliability of Heart Rate Monitoring to Assess Oxygen Uptake During Field Training. *Int J Sports Med*, 2006. 27(EFirst): p. 55-59.
43. Novas, A.M.P., D.G. Rowbottom, and D.G. Jenkins, A practical method of estimating energy expenditure during tennis play. *J Sci Med Sport*, 2003. 6(1): p. 40-50.
44. Herd, J.A.J., Cardiovascular response to stress. *Physiol Rev*, 1991. 71(1): p. 305-330.
45. Reilly, T., N. Secher, P. Snell, and C. Williams, *Physiology of Sports*, ed. T. Reilly, et al.1990, London: E & FN Spon.

46. Shephard, R.J., The Energy Needs of the Soccer Player. *Clin J Sport Med*, 1992. 2(1): p. 62-70.
47. Vergauwen, L., A. Spaepen, J. Lefevre, and P. Hespel, Evaluation of stroke performance in tennis. *Med Sci Sports Exerc*, 1998. 30(8): p. 1281-1288.
48. Ferrauti, A., B.M. Pluim, and K. Weber, The effect of recovery duration on running speed and stroke quality during intermittent training drills in elite tennis players. *J Sports Sci*, 2001. 19(4): p. 235-42.
49. Escamilla, R.F. and J.R. Andrews, Shoulder Muscle Recruitment Patterns and Related Biomechanics during Upper Extremity Sports. *Sports Med*, 2009. 39(7): p. 569-90.
50. Reilly, T. and T. Bowen, Exertional costs of changes in directional modes of running. *Perceptual And Motor Skills*, 1984. 58: p. 149-50.
51. Williford, H.N., M.S. Olson, S. Gauger, W.J. Duey, and D.L. Blessing, Cardiovascular and metabolic costs of forward, backward, and lateral motion. *Med Sci Sports Exerc*, 1998. 30(9): p. 1419-1423.
52. Iaiche, R., M. Toraa, and F. Friemel, Évaluation de VO₂ max et de VMA, en laboratoire et sur le terrain. *Science & Sports*, 1996. 11(2): p. 91-95.
53. Elliott, B.C., B. Dawson, and F. Pyke, The energetics of single tennis. *J Hum Mov Stud*, 1985. 11: p. 11-20.
54. Girard, O. and G.P. Millet, Physical Determinants of Tennis Performance in Competitive Teenage Players. *J Strength Cond Res*, 2009. 23(6): p. 1867-1872.
55. Morree, H.M., B.M. Szabó, G.J. Rutten, and W.J. Kop, Central nervous system involvement in the autonomic responses to psychological distress. *Neth Heart J*, 2012: p. 1-6.

56. Baker, J.S., M.C. McCormick, and R.A. Robergs, Interaction among Skeletal Muscle Metabolic Energy Systems during Intense Exercise. *J Nut Met*, 2010. 2010.
57. Mendez-Villanueva, A., J. Fernandez-Fernandez, D. Bishop, B. Fernandez-Garcia, and N. Terrados, Activity patterns, blood lactate concentrations and ratings of perceived exertion during a professional tennis singles tournament. *Br J Sports Med*, 2007. 41: p. 296-300.
58. Reilly, T. and J. Palmer, Investigation of exercise intensity in male singles lawn tennis. *J Sports Sci*, 1993. 11: p. 543-558.
59. Op 't Eijnde, B., L. Vergauwen, and P. Hespel, Creatine Loading does not Impact on Stroke Performance in Tennis. *Int J Sports Med*, 2001. 22(01): p. 76-80.
60. Asmussen, E., Positive and Negative Muscular Work. *Acta phys Scandinav*, 1953. 28(4): p. 364-382.
61. Bigland-Ritchie, B. and J.J. Woods, Integrated electromyogram and oxygen uptake during positive and negative work. *J Physiol*, 1976. 260(2): p. 267-277.
62. Kaneko, M., P.V. Komi, and O. Aura, Mechanical efficiency of concentric et eccentric exercices performed with medium to fast contraction rates. *Scand. J Sports Sci*, 1984. 6(1): p. 15-20.
63. Stafford, C.R., Positive (Concentric) and negative (Eccentric) muscular activity: A review. *Sports Med Training and Rehab*, 1995. 6(2): p. 147-165.
64. Wells, R., M. Morrissey, and R. Hughson, Internal work and physiological responses during concentric and eccentric cycle ergometry. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 1986. 55(3): p. 295-301.

65. Abbott, B.C., B. Bigland, and J.M. Ritchie, The physiological cost of negative work. *J physiol*, 1952. 117(3): p. 380-390.
66. Cavagna, G.A., *Musculo e locomozione*, ed. R. C1988. 157.
67. Hesser, C.M., Energy Cost of Alternating Positive and Negative Work. *Acta Physiologica Scandinavica*, 1965. 63(1-2): p. 84-93.
68. Cavanagh, P.R. and P.V. Komi, Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 1979. 42(3): p. 159-63.
69. Kamon, E., Negative and positive work in climbing a laddermill. *J Appl Physiol*, 1970. 29(1): p. 1-5.
70. Karpovich, P.V. and W.E. Sinning, *Physiology of Muscular Activity*. 1971, London: WB Saunders.
71. Margaria, R., Positive and negative work performances and their efficiencies in human locomotion. *Int. Z. angew. Physiol. einsch. Arbeitsphysiol*, 1968. 25(4): p. 339-351.
72. Pandolf, K.B., E. Kamon, and B.J. Noble, Perceived exertion and physiological responses during negative and positive work in climbing a laddermill. *J Sports Med Phys Fitness*, 1978. 18(3): p. 227-36.
73. Rorke, S.C., Positive (Concentric) and negative (Eccentric) muscular activity: A review. *Research in Sports Medicine: An International Journal* 1995. 6(2): p. 147 - 165.
74. Aura, O. and P.V. Komi, Mechanical Efficiency of Pure Positive and Pure Negative Work with Special Reference to the Work Intensity. *Int J Sports Med*, 1986. 07(01): p. 44-49.

75. Wilkie, D.R., Heat, work, and phosphorylcreatine break-down in muscle. *J. Physiol*, 1968. 195: p. 157-183.
76. McInnes, S.E., J.S. Carlson, C.J. Jones, and M.J. McKenna, The physiological load imposed on basketball players during competition. *J Sports Sci*, 1995. 13(5): p. 387-397.
77. Minetti, A.E., C. Moia, G.S. Roi, D. Susta, and G. Ferretti, Energy cost of walking and running at extreme uphill and downhill slopes. *J Appl Physiol*, 2002. 93(3): p. 1039-1046.
78. di Prampero, P.E., S. Fusi, and G. Antonutto, Of sprint running or running uphill. *J physiol*, 2002. 543P(S307): p. 198.
79. Margaria, R., *Biomechanics and Energetics of Muscular Exercise* 1976: Oxford University Press, USA. 156.
80. Minetti, A.E., L.P. Ardigò, and F. Saibene, Mechanical determinants of the minimum energy cost of gradient running in humans. *J Exp Biol*, 1994. 195(1): p. 211-25.
81. Hall, C., A. Figueroa, B. Fernhall, and J.A. Kanaley, Energy expenditure of walking and running: comparison with prediction equations. *Med Sci Sports Exerc*, 2004. 36(12): p. 2128-34.
82. Léger, L. and D. Mercier, Gross Energy Cost of Horizontal Treadmill and Track Running. *Sports Med*, 1984. 1: p. 270-277.
83. Pinnington, H.C. and B. Dawson, The energy cost of running on grass compared to soft dry beach sand. *J Sci Med Sport*, 2001. 4(4): p. 416-30.
84. Bloomfield, J., R. Polman, and P. O'Donoghue, Physical demands of different positions in FA Premier League soccer. *J sports Sci Med*, 2007. 6: p. 63-70.

85. Bisciotti, N., J. Sagnol, and E. Filare, Aspectos Bioenergéticos de la Carrera Fraccionada en el Fútbol. SdS-Scuola della Sport, 2000b. anno XIX(50): p. 21-27.
86. Bartlett's, Bartlett's Roget's Thesaurus 1996: Little, Brown and Company.
87. Brughelli, M., J. Cronin, G. Levin, and A. Chaouachi, Understanding change of direction ability in sport: a review of resistance training studies. *Sports Medicine*, 2008. 38(12): p. 1045-63.
88. Buttifant, D., K. Graham, and K. Cross, Agility and speed in soccer players are two different performance parameters, in *Science and football IV*, W. Spinks, Reilly, T. and Murphy, A., Editor 2002, London, Routledge. p. 329-332.
89. Cazorla, G., L. Benzezzeddine-Boussaidi, J. Maillot, and M. J., Physical qualities carried out on swerve sprint in team sports. *Science & Sports*, 2008. 23: p. 19-21.
90. Jones, P., T.M. Bampouras, and K. Marrin, An investigation into the physical determinants of change of direction speed. *J Sports Med Phys Fitness*, 2009. 49(1): p. 97-104.
91. Sheppard, J.M. and W.B. Young, Agility literature review: classifications, training and testing. *Journal of Sports Sciences*, 2006. 24(9): p. 919-32.
92. Dellal, A., D. Keller, C. Carling, A. Chaouachi, and D.P. Wong, Physiologic effects of directional changes in intermittent exercise in soccer players. *J Strength Cond Res*, 2010. 24(12): p. 3219-26.
93. Léger, L., D. Mercier, C. Gadoury, and J. Lambert, The multistage 20 metre shuttle run test for aerobic fitness. *J Sports Sci*, 1988. 6: p. 93-101.

94. Léger, L. and R. Boucher, An indirect continuous running multistage field test: the Université de Montréal Track Test. *Can J App Sports Sci*, 1980. 6(2): p. 77-84.
95. Hewitt, A., R. Withers, and K. Lyons, Match analyses of Australian international women soccer players using an athlete tracking device. [abstract]. *J Sports Sci Med* 2007. 6 p. Suppl. 10: 107.
96. Hiilloskorpi, H.K., M.E. Pasanen, M.G. Fogelholm, R.M. Laukkanen, and A.T. Mänttari, Use of Heart Rate to Predict Energy Expenditure from Low to High Activity Levels. *Int J Sports Med*, 2003. 24(05): p. 332,336.
97. Guyton, A.C. and J.E. Hall, *Textbook Of Medical Physiology*, ed. E. Saunders. 2006.

Annexe A Étude no 1

Bekraoui¹, N., M.-A. Fargeas-Gluck^{2,3}, and L. Léger¹, *Oxygen uptake and heart rate response of 6 standardized tennis drills*. *Appl Physiol Nutr Metab*, 2012. **37**(5): p. 982-989.