



UBFC



# TERRIEN ET AÉRIEN

## CONCEPT, VALIDATION ET IMPLICATIONS

### THÈSE EN SCIENCES DU SPORT

Présentée par  
THIBAUT LUSSIANA

Soutenue le  
9 NOVEMBRE 2016

VOLODALEN  
UNIVERSITÉ DE BOURGOGNE FRANCHE-COMTÉ

En vue de l'obtention du grade de  
DOCTEUR D'UNIVERSITÉ

Devant le Jury composé de

**Laurent Mourot**  
PhD HDR | Université de Bourgogne Franche-Comté | Co-Directeur

**Cyrille Gindre**  
PhD | Société Volodalen | Co-Directeur

**Guillaume Millet**  
PU | University of Calgary | Rapporteur

**Daniel Theisen**  
PhD | Luxembourg Institute of Health | Rapporteur

**Kim Hébert-Losier**  
PhD | University of Waikato | Examinatrice

**Alain Gros Lambert**  
PU | Université de Bourgogne Franche-Comté | Examineur

---



---

## **CADRE DE THESE**

La présente thèse a été réalisée dans le cadre d'une bourse CIFRE (Conventions Industrielles de Formation par la Recherche) et s'est inscrite entre l'Université de Bourgogne Franche-Comté et la société Volodalen®. La question du conflit d'intérêt peut être posée de par la relation financière qui lie Volodalen® au doctorant.

---

## REMERCIEMENTS

Nous marchons ensemble depuis un bon nombre d'années déjà. Avec toi Laurent, je suis sûr, précis et stable. Avec toi Cyrille, je suis vacillant, flou et bousculé. N'est-ce pas là, un duo idéal ? Être solidement enraciné tout en gardant la possibilité de rebondir ? Vous êtes différents et la trace que vous laissez sur moi l'est également. En revanche, il est certain que vous êtes tous deux des personnes formidables et de très bons amis. Merci d'être à mes côtés.

Guillaume Millet et Daniel Theisen, un grand merci pour avoir accepté d'expertiser ce travail.

Merci Alain de me faire l'honneur de participer à ce jury de thèse en qualité d'examineur.

Kim, merci pour ta rigueur, ta pertinence et ta fiabilité dans les commentaires scientifiques mais également pour les mois passés à tes côtés, en Malaisie. C'est au fil des mails que s'est construit le respect que j'ai à ton égard mais c'est bien dans ce pays au bout du monde que s'est tissée mon amitié. Cette amitié je la garde précieusement.

"Conscientieux" rime parfois avec "fâcheux". Vous avez subi plusieurs fois cette rime ces dernières années. Le ton monte mais au fond, rien ne change. La famille ne frémit pas. Merci pour cette sécurité qui m'est tellement importante.

Mélissa, la distance rend les choses difficiles. Les weekends passés derrière l'ordinateur aussi. En attendant la stabilité, on ne se lâche pas et on tient le coup. Merci d'être encore et toujours là.

---

## TABLE DES MATIERES

|  |           |
|--|-----------|
| PREAMBULE .....  | 10        |
| <b>1. INTRODUCTION GENERALE .....</b>                              | <b>11</b> |
| 1.1. SE DEPLACER SUR TERRE .....                                   | 11        |
| 1.1.1. D'UN POINT DE VUE MECANIQUE .....                           | 11        |
| 1.1.2. D'UN POINT DE VUE ENERGETIQUE.....                          | 12        |
| 1.2. COURIR "A LA MODE" .....                                      | 13        |
| 1.2.1. COURIR EFFICACEMENT SERAIT REBONDIR.....                    | 13        |
| 1.2.2. ... ET IMITER LE MODELE MASSE-RESSORT .....                 | 13        |
| 1.2.3. LES VARIABLES D'AJUSTEMENT.....                             | 14        |
| 1.3. COURIR A SA FAÇON .....                                       | 16        |
| 1.3.1. LA FOULEE IDEALE N'EXISTE PAS .....                         | 16        |
| 1.3.2. APPROCHE SYSTEMIQUE DE LA FOULEE .....                      | 17        |
| 1.3.3. ANALYSE PAR CLUSTERS .....                                  | 18        |
| 1.4. COURIR A LA VERTICALE OU A L'HORIZONTALE .....                | 19        |
| 1.4.1. L'APPROCHE VOLODALEN®.....                                  | 19        |
| 1.4.2. IMPLICATIONS POUR L'ENVIRONNEMENT .....                     | 20        |
| 1.4.3. IMPLICATIONS POUR L'ENTRAINEMENT .....                      | 22        |
| 1.5. PROBLEMATIQUES ET HYPOTHESES DE TRAVAIL.....                  | 23        |
| 1.5.1. LE MODELE TERRIEN .....                                     | 23        |
| 1.5.2. VALIDATION D'UNE ECHELLE SIMPLE D'IDENTIFICATION .....      | 24        |
| 1.5.3. IDENTIFICATION DES PROCESSUS D'OPTIMISATION .....           | 24        |
| 1.5.4. IMPLICATIONS POUR LA VITESSE DE COURSE .....                | 25        |
| 1.5.5. IMPLICATIONS POUR L'ENTRAINEMENT .....                      | 25        |
| <b>2. METHODOLOGIE GENERALE .....</b>                              | <b>26</b> |
| 2.1. EVALUATION SUBJECTIVE DE LA FOULEE : ECHELLE VOLODALEN® ..... | 26        |
| 2.2. EVALUATION OBJECTIVE DES CARACTERISTIQUES BIOMECANIQUES ..... | 27        |
| 2.2.1. PARAMETRES SPATIO-TEMPORELS .....                           | 27        |
| 2.2.2. PARAMETRES CINEMATIQUES 2D .....                            | 27        |
| 2.2.3. PARAMETRES CINEMATIQUES 3D .....                            | 28        |
| 2.2.4. ACTIVITES NEUROMUSCULAIRES .....                            | 29        |
| 2.3. EVALUATION DES FACTEURS DE PERFORMANCES .....                 | 30        |
| 2.3.1. EVALUATION DE L'EFFICACITE DE COURSE.....                   | 30        |
| 2.3.2. EVALUATION DU MAXIMUM AEROBIE .....                         | 30        |

|        |   |    |
|--------|---|----|
| 2.3.3. | EVALUATION DE LA PUISSANCE MUSCULAIRE .....                           | 30 |
| 2.4.   | PERIODE ET SUIVI D'ENTRAINEMENT .....                                 | 31 |
| 2.5.   | ANALYSES STATISTIQUES UTILISEES .....                                 | 32 |
| 2.5.1. | COMPARAISONS DE GROUPE .....  | 32 |
| 2.5.2. | RELATIONS INTER-VARIABLES .....                                       | 33 |
| 3.     | RESULTATS ET ETUDES REALISEES .....                                   | 34 |
| 3.1.   | INTRODUCTION D'UN MODELE TERRIEN (ETUDE N°1).....                     | 34 |
| 3.1.1. | OBJECTIF.....   | 34 |
| 3.1.2. | PROCEDURE.....  | 34 |
| 3.1.3. | RESULTATS.....  | 34 |
| 3.1.4. | CONCLUSION .....  | 36 |
| 3.2.   | VALIDATION D'UNE ECHELLE SIMPLE D'IDENTIFICATION I (ETUDE N°2) .....  | 36 |
| 3.2.1. | OBJECTIF.....   | 36 |
| 3.2.2. | PROCEDURE.....  | 36 |
| 3.2.3. | RESULTATS.....  | 37 |
| 3.2.4. | CONCLUSION .....  | 39 |
| 3.3.   | VALIDATION D'UNE ECHELLE SIMPLE D'IDENTIFICATION II (ETUDE N°3) ..... | 40 |
| 3.3.1. | OBJECTIF.....   | 40 |
| 3.3.2. | PROCEDURE.....  | 40 |
| 3.3.3. | RESULTATS.....  | 40 |
| 3.3.4. | CONCLUSION .....  | 41 |
| 3.4.   | IDENTIFICATION DES PROCESSUS D'OPTIMISATION (ETUDE N°4) .....         | 42 |
| 3.4.1. | OBJECTIF.....   | 42 |
| 3.4.2. | PROCEDURE.....  | 42 |
| 3.4.3. | RESULTATS.....  | 42 |
| 3.4.4. | CONCLUSION .....  | 45 |
| 3.5.   | IMPLICATION FACE A LA VITESSE DE COURSE (ETUDE N°5).....              | 45 |
| 3.5.1. | OBJECTIF.....   | 45 |
| 3.5.2. | PROCEDURE.....  | 46 |
| 3.5.3. | RESULTATS.....  | 46 |
| 3.5.4. | CONCLUSION .....  | 47 |
| 3.6.   | IMPLICATIONS POUR L'ENTRAINEMENT (ETUDE N°6).....                     | 47 |
| 3.6.1. | OBJECTIF.....   | 47 |
| 3.6.2. | PROCEDURE.....  | 48 |
| 3.6.3. | RESULTATS.....  | 49 |

|           |  |           |
|-----------|--|-----------|
| 3.6.4.    | CONCLUSION .....   | 52        |
| <b>4.</b> | <b>DISCUSSION GENERALE.....</b>  | <b>54</b> |
| 4.1.      | FOULEES TERRIENNE ET AERIENNE : DEUX MODELES D'EFFICACITE .....                        | 55        |
| 4.1.1.    | VERTICALITE – HORIZONTALITE ET SYMETRIE – ASYMETRIE DE LA FOULEE .....                 | 55        |
| 4.1.2.    | RECRUTEMENT MUSCULAIRE .....   | 56        |
| 4.2.      | APPRECIATION SUBJECTIVE DE LA FOULEE : L'ECHELLE ET LE $V_{SCORE}^{\circledast}$ ..... | 58        |
| 4.3.      | FOULEES ET VITESSES DE COURSE .....  | 60        |
| 4.4.      | IMPLICATIONS POUR L'ENTRAINEMENT.....  | 62        |
| <b>5.</b> | <b>LIMITATIONS .....</b>   | <b>64</b> |
| 5.1.      | INHERENTES AUX PERSONNES .....   | 64        |
| 5.1.1.    | EFFET DE L'AGE SUR LES FOULEES .....   | 64        |
| 5.1.2.    | EFFET DU GENRE SUR LES FOULEES .....   | 65        |
| 5.2.      | INHERENTES A LA CLASSIFICATION VOLODALEN <sup>®</sup> .....                            | 65        |
| 5.2.1.    | EFFET PALIER DU $V_{SCORE}^{\circledast}$ .....  | 65        |
| 4.2.1     | GROUPES ET CONTINUUM .....   | 66        |
| <b>6.</b> | <b>PERSPECTIVES.....</b>   | <b>67</b> |
| 6.1.      | EN RELATION AUX PERSONNES.....   | 67        |
| 6.1.1.    | DE LA FOULEE A LA POSTURE .....  | 67        |
| 6.1.2.    | IMPACT SUR LA PREVENTION DES BLESSURES.....  | 68        |
| 6.2.      | EN RELATION A L'ENVIRONNEMENT .....  | 69        |
| 6.2.1.    | EFFETS DU TYPE D'EVENEMENT SUR LES FOULEES .....                                       | 69        |
| 6.2.2.    | EFFETS DE LA FATIGUE SUR LES FOULEES .....   | 70        |
| 6.2.3.    | OUVERTURE A D'AUTRES ACTIVITES .....   | 71        |
| <b>7.</b> | <b>CONCLUSION .....</b>  | <b>72</b> |
|           | REFERENCES .....   | 73        |
|           | LISTE DES PUBLICATIONS .....   | 86        |
|           | PUBLICATIONS EN LIEN DIRECT AVEC LA THESE .....  | 86        |
|           | PUBLICATIONS SUR D'AUTRES THEMES .....   | 86        |
|           | ARTICLES DE VULGARISATION .....  | 86        |
|           | LISTE DES COMMUNICATIONS .....   | 88        |
|           | COMMUNICATIONS EN LIEN DIRECT AVEC LA THESE .....                                      | 88        |
|           | COMMUNICATIONS SUR D'AUTRES THEMES .....   | 88        |



---

|  |     |
|--|-----|
| LISTE DES ABREVIATIONS .....                               | 89  |
| LISTE DES FIGURES.....                                     | 93  |
| LISTE DES TABLEAUX.....                                    | 98  |
| ANNEXES .....  | 101 |
| ÉTUDE ACCEPTÉE – MISE EN EVIDENCE DE DEUX FOULEES .....    | 101 |
| ÉTUDE ACCEPTÉE – FOULEES ET VITESSES PREFERENTIELLES ..... | 107 |
| ÉTUDE ACCEPTÉE – FOULEES ET ECONOMIE DE COURSE.....        | 112 |
| ÉTUDE SOUMISE – FOULEES SUBJECTIVES VS. OBJECTIVES.....    | 121 |
| ÉTUDE SOUMISE – FOULEES ET POSITION STATIQUE .....         | 130 |
| ABSTRACT.....  | 134 |

---

*"What makes it difficult is that research is immersion in the unknown."*

Martin A. Schwartz

## PREAMBULE

Les modèles d'efficacité relatifs à la motricité sont essentiellement tirés de l'observation des sportifs de haut-niveau. Le champion Olympique utilise certainement la technique idéale puisqu'il est le meilleur de sa discipline. Que le coureur soit spécialiste de 1500 mètres ou de marathon, il avance en minimisant le temps de contact au sol. Pour cela, il rigidifie son membre inférieur et attaque le sol par la partie avant du pied. Il n'est pas une foulée observable lors des Jeux Olympiques de Rio qui ne semble raser le sol à l'image de celle d'un Xavier Thévenard vainqueur de l'Ultra Trail du Mont Blanc en 2015. Pourquoi ? Car la foulée s'exprime au regard de l'environnement dans lequel elle évolue. À vitesse élevée et sur surface dure, la foulée qui minimise le temps de contact au sol semble la plus efficace. Mais est-ce toujours le cas à vitesse plus faible et dans un environnement plus incertain (montées, descentes, terrains accidentés, etc.) ?

Aujourd'hui, le modèle d'efficacité à vitesse élevée et sur surface dure tend à s'imposer quel que soit la personne et l'environnement. Les travaux de cette thèse ont porté sur la validation d'une alternative à ce modèle en étudiant les foulées spontanées des coureurs. Elle a tenté de faire le lien entre les observations de terrain et les mesures de laboratoire en testant les hypothèses formulées par l'approche Volodalen®. Afin d'éviter des optimisations contraintes entre la foulée et l'environnement, toutes les études ont été réalisées sur des coureurs entraînés habitués à s'exprimer dans différents environnements (vitesses, distances, surfaces...).

## 1. INTRODUCTION GENERALE

### 1.1. SE DEPLACER SUR TERRE

#### 1.1.1. D'UN POINT DE VUE MECANIQUE

Pour avancer sur terre, on peut balancer le corps au-dessus d'un membre inférieur relativement tendu ou rebondir sur un membre inférieur plié<sup>1</sup>. Dans le premier cas, on dit que la personne considérée marche car elle reste en contact avec le sol alors qu'elle court dans le second cas dans la mesure où chaque pas est séparé du suivant par un temps de suspension. Chez des espèces comme la caille<sup>2</sup>, le classement est plus incertain puisqu'on repère un pattern nommé "*grounded running*" utilisé aux vitesses intermédiaires entre les deux types de locomotion (Figure 1.1)<sup>2-4</sup>.

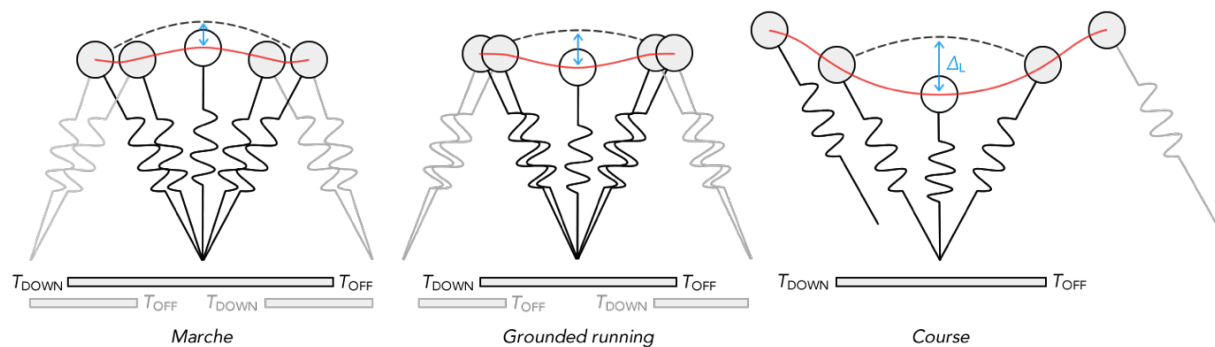


Figure 1.1 : Modélisation des trois types de locomotion allant de la marche à la course en passant par le *grounded running*. Les membres inférieurs (l'un en noir et l'autre en gris) sont représentés au moment où le pied touche le sol ( $T_{DOWN}$ ) et/ou quand il le quitte ( $T_{OFF}$ ). Les cercles correspondent au centre de masse (CoM). Le cercle blanc se situe à la moitié du temps d'appui. La courbe rouge illustre la trajectoire du CoM lors de l'appui. La courbe noire en pointillés, représente sa trajectoire virtuelle dans le cas où le membre inférieur conserverait sa longueur initiale. La différence entre ces deux courbes au moment du mi-appui est égale à la compression maximale du membre inférieur ( $\Delta_L$ , en bleu). Représentations adaptées de Andrada et al.<sup>2</sup>.

En course, une augmentation de la compression maximale du membre inférieur ( $\Delta_L$ ), permet de déployer plus de force en réaction au sol, et donne ainsi la possibilité d'ajouter une phase aérienne au déplacement ( $t_A$ )<sup>2</sup>. On observe alors le passage d'une locomotion en double appui à une locomotion en simple appui associée à une diminution du temps de contact ( $t_C$ )<sup>2</sup>. L'apparition de  $t_A$  et la diminution de  $t_C$  réduisent la proportion de temps passé au sol (duty factor, DF, où  $t_{SWING}$  est le temps de suspension du membre inférieur)<sup>5,6</sup>.

$$DF = t_C \cdot (t_{SWING} + t_C)^{-1}$$

Selon certains auteurs, ces régulations biomécaniques seraient des éléments centraux conditionnant la dépense énergétique du déplacement ( $E_C$ ).

### 1.1.2. D'UN POINT DE VUE ENERGETIQUE

L'organisation biomécanique serait sélectionnée dans le but de dépenser le moins d'énergie possible<sup>7</sup>. Il s'agit d'un processus d'optimisation qui semble être commun à différentes espèces<sup>8-10</sup>, bien que les contraintes mécaniques (au niveau des tendons, des muscles et des os) peuvent également jouer en rôle dans le changement de pattern<sup>11</sup>. Selon cette théorie de la minimisation d' $E_C$ , le passage d'un pattern à l'autre (de la marche à la course) serait conditionné par  $E_C$ <sup>12-14</sup>. La vitesse à laquelle les courbes de consommation d'oxygène ( $\dot{V}O_2$ ) mesurées en marche et en course se croisent ( $2.2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ), est en effet très proche de la vitesse à laquelle les marcheurs se mettent à courir ( $1.9$  à  $2.1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ )<sup>13</sup>. Marcher paraît plus facile que courir à vitesse faible et inversement à vitesse plus élevée. Et courir à sa façon paraît plus facile que tenter d'en copier une autre. Sur ce dernier point, des études montrent que les paramètres biomécaniques tels que la fréquence de pas ( $S_{RATE}$ )<sup>15</sup>, l'angle de pose de pied ( $\alpha_{STRIKE}$ )<sup>16</sup> ou l'oscillation verticale du CoM ( $\Delta_{Z-COM}$ )<sup>17</sup> sont spontanément ajustés pour minimiser la dépense d'énergie (Figure 1.2A). D'importantes variations autour de la valeur choisie ( $\pm 6\%$  pour  $S_{RATE}$ , par exemple) augmentent  $E_C$ <sup>18</sup>. En revanche, de légères variations ( $\pm 3\%$ ) ne semblent pas l'impacter directement<sup>19</sup> suggérant ainsi l'existence d'une zone optimale (marge de manœuvre) dans laquelle le coureur peut évoluer sans perdre son efficacité<sup>20</sup>. Les coureurs ajustent donc de manière spontanée, les paramètres de leur foulée dans une zone idéale qui leur est propre. Ces résultats supportent l'hypothèse d'une optimisation naturelle de la manière de courir<sup>20</sup>. En revanche, il semble que la finesse de cette optimisation naturelle soit liée à l'expérience de course puisque la différence entre un paramètre spontanément choisi ( $S_{RATE}$  par exemple) et sa valeur optimale (associée à une  $E_C$  minimale), est plus importante chez le coureur novice que chez le coureur entraîné ( $8$  vs.  $3\%$ )<sup>18</sup> (Figure 1.2B).

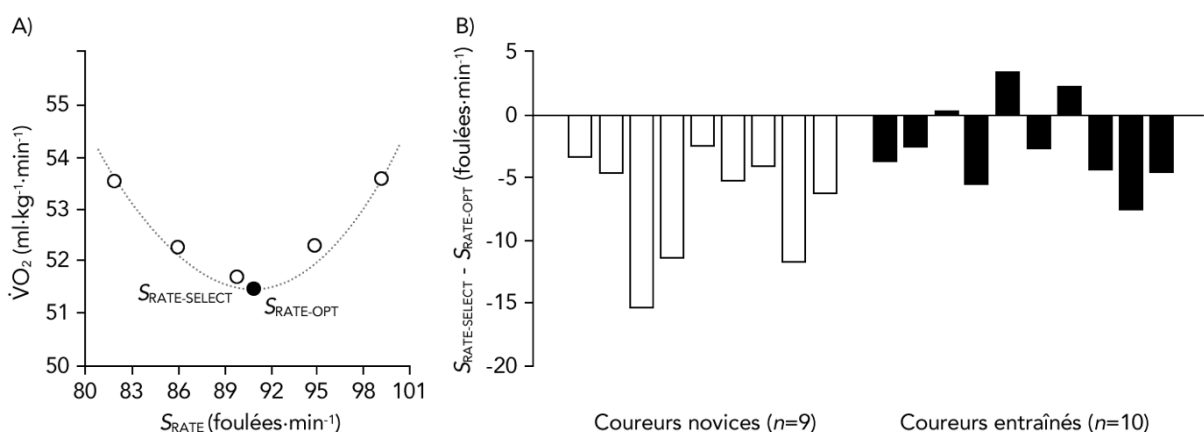


Figure 1.2 : A) Illustration de la fréquence de pas associée au minimum d'énergie ( $S_{RATE-OPT}$ ) à partir d'une équation du second degré. B) Représentation des différences individuelles entre la fréquence de pas sélectionnée spontanément ( $S_{RATE-SELECT}$ ) et  $S_{RATE-OPT}$  chez des coureurs novices et entraînés à la course à pied. Les panels A) et B) ont été adaptés et simplifiés respectivement de Hunter et Smith<sup>21</sup> et de Ruiters et al.<sup>18</sup>.

Les coureurs entraînés sélectionneraient donc des paramètres biomécaniques qui leurs conviennent. Rearfoot (RFS) ou mid-forefoot (M-FFS), ample ou fréquent, plat ou oscillant, etc. On peut même s'attendre à ce que la répartition de la population le long du continuum qui relie chaque pôle, soit relativement homogène. Dans ce contexte, on est en droit de se demander pourquoi plus de 80 % des couvertures du magazine *Runner's World* illustrent des coureurs avec une pose de pied M-FFS alors que seulement 25% des coureurs l'adoptent spontanément<sup>22-25</sup>.

## 1.2. COURIR "A LA MODE"

### 1.2.1. COURIR EFFICACEMENT SERAIT REBONDIR...

Depuis plusieurs décennies, les spécialistes de la course à pied prônent un  $t_c$  le plus bref possible<sup>26</sup> donc une pose de pied M-FFS pour diminuer  $E_c$  qui est considérée comme un facteur de performance important<sup>27</sup>. Ce type d'appui permettrait de bénéficier d'une meilleure restitution d'énergie élastique ( $E_{EL}$ )<sup>28</sup>. Plusieurs méthodes de course allant dans ce sens sont apparues récemment. La plus populaire a été introduite par Nicolas Romanov sous le nom de *Pose® Running*<sup>29</sup>. D'après cette approche la foulée doit s'opérer en fréquence, courte à l'appui, en pose de pied M-FFS et sans grande action de poussée. Selon Romanov, le CoM doit passer la majeure partie de son temps en avant de la jambe d'appui, permettant de profiter de la gravité pour avancer tout en limitant l'action des extenseurs de jambe<sup>29</sup>. En résumé, les consignes techniques associées à cette méthode demandent de : 1) se laisser chuter en avant, 2) rattraper le mouvement grâce à la gravité et 3) retirer le pied du sol grâce aux muscles postérieurs de la cuisse. De la même façon, le *ChiRunning*, formalisé par Danny Dreyer, décrit la foulée comme un système qui doit rester aligné et court à l'appui<sup>30</sup>. Mais aucune publication scientifique de description ou d'influence n'est encore disponible. Enfin, l'approche *Midstance to Midstance Running* insiste sur la fréquence de pas et la symétrie entre la phase de réception ( $t_{BRAKE}$ ) et la phase de poussée ( $t_{PUSH}$ ) de l'appui<sup>19</sup>. Malgré les différentes dénominations, ces trois approches prônent une évolution du pattern de course vers une foulée courte au sol et symétrique illustrant parfaitement le modèle théorique masse-ressort<sup>31,32</sup> et la propriété de stockage-restitution d' $E_{EL}$ <sup>33</sup>.

### 1.2.2. ... ET IMITER LE MODELE MASSE-RESSORT

Pour se mouvoir à vitesse élevée, les animaux terrestres utilisent un pattern oscillant. Ce constat est à l'origine du modèle masse-ressort utilisé en course à pied<sup>34</sup>. Ce modèle permet d'appliquer des lois physiques simples en faisant l'hypothèse que les variables prises en compte reflètent le comportement d'un système masse-ressort dont le déplacement suit une courbe sinusoïdale<sup>31,32,35</sup>. Le modèle masse-ressort est présenté comme le paradigme principal d'analyse de la course à pied<sup>36,37</sup>. Les postulats de base stipulent que le muscle squelettique animal agit comme un poids rebondissant passivement de manière symétrique sur un ressort sans masse. Le modèle impose également que le point de contact

entre la masse et le ressort reste fixe, que la force verticale maximale de compression ( $F_{MAX}$ ) est atteinte au milieu de l'appui, moment où la vitesse verticale ( $V_{Z-COM}$ ) est nulle et l'abaissement du CoM ( $\Delta y$ ) maximal. Enfin les pertes d'énergie liées à la viscosité des structures sont nulles (Figure 1.3)<sup>31,32</sup>.

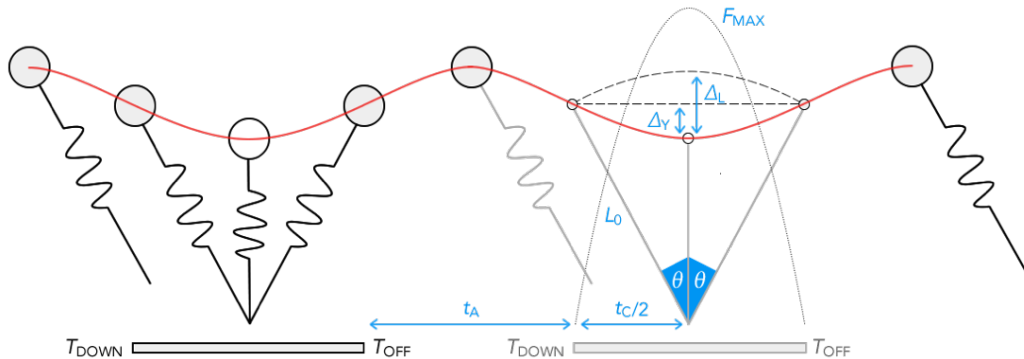


Figure 1.3 : Illustration schématique du modèle masse-ressort en course (un membre inférieur en noir et l'autre en gris) et représentation de la géométrie du système avec comme paramètres : le temps de vol ( $t_A$ ), le temps de contact ( $t_c$ ), la longueur initiale du membre inférieur ( $L_0$ ), la compression maximale du membre inférieur ( $\Delta_L$ ), l'abaissement ( $\Delta_y$ ) du centre de masse (CoM), l'angle total couvert par le membre inférieur durant l'appui ( $2\theta$ ) et la force verticale maximale atteinte au milieu de l'appui ( $F_{MAX}$ ).

Bien que ces postulats ne reflètent pas la réalité complexe de la course à pied, ils permettent de prendre en compte la part d' $E_{EL}$  dans la description de la locomotion animale. Observée depuis longtemps dans des activités comme le saut<sup>38</sup>, la propriété de stockage-restitution d' $E_{EL}$  s'applique également en course. Stockées lors de  $t_{BRAKE}$ , les énergies cinétique ( $E_{KIN}$ ) et potentielle ( $E_{POT}$ ) sont restituées sous forme d' $E_{EL}$  lors de  $t_{PUSH}$ <sup>37</sup>. Afin que cette énergie ne soit pas dissipée sous forme de chaleur, le temps de transition entre les deux phases ( $t_{COUPLING}$ ) doit être suffisamment court donc le membre inférieur suffisamment raide<sup>39</sup>. Dans ces conditions, un travail mécanique peut être produit sans utilisation supplémentaire d'énergie métabolique<sup>33,40,41</sup>. Rappelons que l'économie de course (RE) est définie comme la distance parcourue pour une  $\dot{V}O_2$  donnée ( $m \cdot ml^{-1} \cdot kg^{-1}$ ). Elle est un facteur déterminant de la performance en endurance<sup>42</sup> et serait favorablement affectée par la restitution d' $E_{EL}$ .

### 1.2.3. LES VARIABLES D'AJUSTEMENT

L'assimilation du membre inférieur à un ressort implique la prise en compte de la raideur et de la déformation. En effet, l'application d'une force de compression entraîne une déformation du ressort en lien direct avec sa raideur. L'équation suivante définit cette relation où la force ( $F$ ) est égale à la variation de longueur du ressort ( $x$ ) multipliée par la constante de raideur ( $k$ ).

$$F = k \cdot x$$

En réponse à une force de compression donnée, un ressort possédant une raideur importante se déformera moins qu'un ressort moins raide. En course à pied, la raideur du système est dite musculo-tendineuse<sup>31</sup>. Elle est appréhendée selon deux notions distinctes : la raideur du membre inférieur ( $k_{\text{LEG}}$ ) et la raideur verticale ( $k_{\text{VERT}}$ ).  $k_{\text{LEG}}$  fait référence au rapport entre  $F_{\text{MAX}}$  et  $\Delta_L$  atteints au milieu de l'appui donc quand la longueur du membre inférieur est minimale<sup>32,43</sup> :

$$k_{\text{LEG}} = F_{\text{MAX}} \cdot \Delta_L^{-1}$$

Pour sa part,  $k_{\text{VERT}}$  renseigne sur les liens entre  $F_{\text{MAX}}$  et  $\Delta_Y$ , autrement dit, elle illustre la notion d'écrasement du corps lors de la première phase de contact<sup>44-46</sup> :

$$k_{\text{VERT}} = F_{\text{MAX}} \cdot \Delta_Y^{-1}$$

Notons que certains auteurs préfèrent parler de *quasi-raideur* tant le comportement du membre inférieur lors de la course est éloigné d'un simple ressort linéaire<sup>47</sup>. Toutefois, la simplicité et la puissance prédictive du modèle dans les études visant à comprendre et analyser la course à pied, surpassent les limitations rapportées<sup>48</sup>. L'évaluation indépendante de ces deux raideurs musculo-tendineuses est importante dans le sens où elles renvoient à des réalités et à des adaptations différentes à l'environnement<sup>45,49-51</sup>.

La raideur musculo-tendineuse est étroitement dépendante de  $t_C$  comme l'attestent les méthodes de détermination proposées par Morin et al.<sup>48</sup>. 90 % de la variance de  $k_{\text{LEG}}$  peut être expliquée par la variation de  $t_C$ <sup>52</sup>. Une diminution de 10 % de  $t_C$  correspond à une augmentation d'environ 20 % de  $k_{\text{LEG}}$ <sup>52</sup>. De plus,  $t_C$  est associé à  $\alpha_{\text{STRIKE}}$  ( $t_C$  plus grand lors d'une pose de pied RFS comparé aux poses de pied M-FFS)<sup>53</sup> et à  $t_{\text{COUPLING}}$  ( $r > 0.90$ , avec des corrélations qui varient en fonction de la valeur de  $t_C$ )<sup>54,55</sup> qui sont deux paramètres essentiels de l'utilisation d' $E_{\text{EL}}$ <sup>39</sup>. Un  $t_{\text{COUPLING}}$  faible et une pose de pied M-FFS sont associés à une meilleure efficacité musculaire<sup>39,56</sup>. Etant donné que l'utilisation d' $E_{\text{EL}}$  participe à l'amélioration de RE<sup>20,26</sup>, les relations entre ces paramètres mécaniques suggèrent des corrélations directes avec RE. Ainsi selon le modèle masse-ressort, réduire  $t_C$ ,  $t_{\text{COUPLING}}$  et  $\alpha_{\text{STRIKE}}$  (pose de pied davantage M-FFS) et augmenter  $k_{\text{LEG}}$ , donc "courir à la mode" est la manière la plus efficace pour qui veut se déplacer économiquement. Toutefois, certains auteurs soulignent que les modèles actuels rendant compte de la biomécanique et de RE ne peuvent expliquer complètement les patterns observés<sup>57</sup>. Des conclusions inverses sont parfois rapportées dans la littérature suggérant des relations plus complexes entre RE et la biomécanique de course<sup>20</sup>.



## 1.3. COURIR A SA FAÇON

### 1.3.1. LA FOULEE IDEALE N'EXISTE PAS

Habituellement, les scientifiques tentent de justifier l'influence des paramètres biomécaniques de la foulée sur RE à partir de corrélations simples. Or, des études ont associé RE à un  $t_c$  long<sup>58-60</sup> ou à un  $t_c$  court<sup>26</sup>, à une pose de pied RFS<sup>61</sup> ou à une pose M-FFS<sup>56</sup>. Dans le même temps, Larson et al.<sup>24</sup> ne rapportaient aucune différence de performance sur marathon entre les coureurs RFS et FFS. Théoriquement, une pose de pied M-FFS permettrait d'augmenter la capacité des structures élastiques à stocker  $E_{EL}$  dans le tendon d'Achille et l'arche plantaire durant  $t_{BRAKE}$ <sup>28,62</sup>. Associée à un  $t_{COUPLING}$  court ( $t_c$  court), cette énergie stockée serait restituée lors de  $t_{PUSH}$  ce qui améliorerait RE<sup>20,39</sup>. Mais une pose de pied RFS limiterait l'énergie verticale du CoM ( $E_{VERT}$ ) en favorisant l'énergie horizontale du CoM ( $E_{HOR}$ ) et la poussée du corps vers l'avant<sup>61,63</sup>. De plus, selon les études de biologie comparative, un  $t_c$  long permettrait à la force d'être générée sur une plus longue période<sup>58</sup> limitant ainsi le recrutement de fibres musculaires rapides supposées être plus gourmandes en énergie<sup>64</sup>. Ces explications sont toutefois à pondérer puisqu'une étude récente souligne les effets indépendants de ces deux paramètres sur RE<sup>56</sup>. D'après les auteurs, le  $t_c$  court ne serait corrélé à RE que par l'intermédiaire d'une pose de pied FFS alors qu'à l'inverse, une pose de pied RFS ne serait corrélée à RE que par l'intermédiaire d'un  $t_c$  long (Figure 1.4). Ce résultat laisse à penser qu'il ne convient pas tant de penser chaque paramètre indépendamment des autres, mais en termes de système capable de relier les paramètres dans un ensemble cohérent et efficace. Les auteurs soulignent la notion de *trade off* (compromis) dans les relations entre la biomécanique et RE<sup>56</sup>.

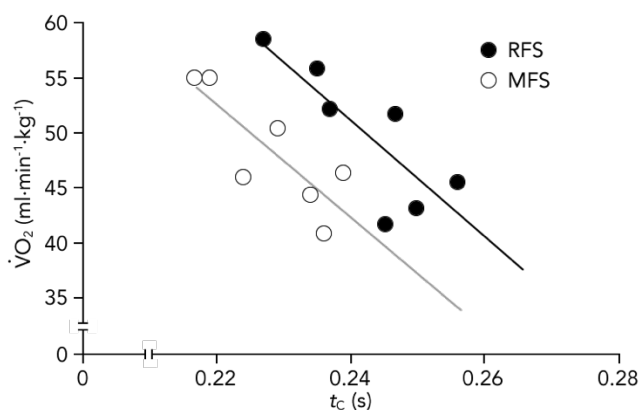


Figure 1.4 : Relation entre la consommation d'oxygène ( $\dot{V}O_2$ ) et le temps de contact ( $t_c$ ) chez des coureurs qui présentent une pose de pied spontanée rearfoot (RFS) ou midfoot (MFS). Figure adaptée de Di Michele et al.<sup>56</sup>.

Des corrélations rapportées entre la biomécanique et RE montrent qu'il convient de pousser vers le haut pour être efficace alors que d'autres corrélations rapportent qu'il faut plutôt pousser vers l'avant<sup>63,65</sup>. En effet, un angle d'envol ( $\alpha_{STRIDE}$  défini comme l'angle formé par la tangente de la parabole du CoM en fin de poussée) davantage orienté vers le haut a été associé à une meilleure RE<sup>65</sup> alors qu'une étude reliait récemment l'amélioration de RE après entraînement, à une orientation plus

horizontale des forces de réaction du sol<sup>63</sup>. Ainsi, les résultats qui relient la biomécanique et RE sont contradictoires et les applications pratiques incertaines. Il paraît difficile d'identifier une manière de courir idéale qui soit la plus économique possible pour tous les coureurs<sup>20,66</sup>. En cherchant à relier l'économie à un paramètre unique sorti de son contexte global (la foulée), les scientifiques n'oublient-ils pas une part essentielle du système ?

### 1.3.2. APPROCHE SYSTEMIQUE DE LA FOULEE

L'absence de prise en compte des interactions entre les éléments qui participent d'une foulée, pourrait être le principal facteur confondant des études cherchant à établir un absolu entre un paramètre biomécanique et RE. La foulée étant un système dynamique, chaque paramètre est susceptible d'impacter les autres (Figure 1.5).

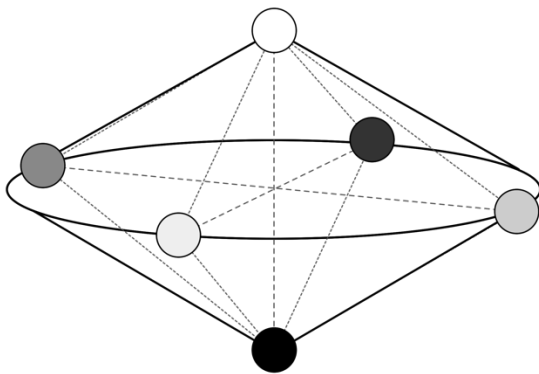


Figure 1.5 : La pensée systémique stipule que chaque élément est relié directement et/ou indirectement aux autres éléments composant le système. Chaque élément peut présenter un comportement variant en fonction des conditions rencontrées, tout en gardant l'ensemble optimisé.

Une diminution de  $t_c$  sans ajustement de fréquence induit une augmentation de  $t_A$  qui favorise le déplacement vers le haut<sup>16</sup>. Une altération de la largeur du pas et du mouvement des bras changent la foulée en modifiant l'équilibre latéral<sup>67</sup>. Une pronation excessive est associée à une réduction du pic d'adduction et à une augmentation de flexion du genou ( $\alpha_{KNEE}$  faible) alors que ce dernier a également été relié à  $\alpha_{STRIKE}$ <sup>68</sup>. Pris conjointement les paramètres biomécaniques génèrent un style de course. McMahon et al.<sup>44</sup> ont par exemple associé une flexion du genou importante ( $\alpha_{KNEE}$  faible) lors de l'appui à un  $t_c$  long, à une longueur de pas ( $S_{LENGTH}$ ) élevé et à de faibles  $t_A$  et  $\Delta_{Z-COM}$ . Les auteurs nommaient ce style de course *groucho running* (Figure 1.6). Pour leur part, Arendse et al.<sup>69</sup> ont caractérisé la foulée *Pose® Running* par de faibles  $\alpha_{STRIKE}$  (pose de pied MFS ou FFS) et  $t_c$  ainsi que des  $S_{RATE}$  et  $\alpha_{KNEE}$  élevés (peu de flexion de genou) (Figure 1.6). Quelle que soit la foulée considérée, voir la biomécanique de course comme un système capable de générer une forme globale permettrait d'éviter les conclusions biaisées par l'absence de prise en compte des processus d'optimisation inter-variables (*trade off*) comme souligné précédemment pour le  $t_c$  et la pose de pied<sup>56</sup>.

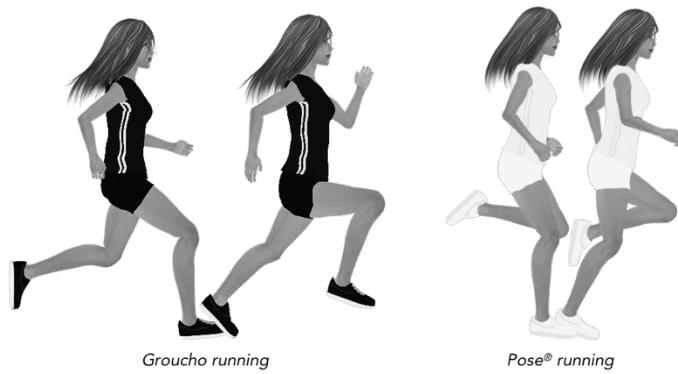


Figure 1.6 : Visualisation de deux types de foulées. La foulée *groucho* associe un temps élevé passé au sol à une faible oscillation du centre de masse. La foulée *Pose®* associe une pose de pied mid ou forefoot à une extension du corps.

### 1.3.3. ANALYSE PAR CLUSTERS

Se concentrer sur les individus afin de comprendre comment chacun s'organise dans le mouvement prend de l'importance dans la recherche<sup>66</sup>. A ce titre, l'analyse par clusters est utilisée pour mettre en évidence des groupes d'individus démontrant des patterns communs. Il s'agit de réaliser des regroupements homogènes à partir d'une large population hétérogène. En appliquant cette méthode à un échantillon de 88 coureurs, Hoerzer et al.<sup>70</sup> ont identifié huit groupes fonctionnels présentant des patterns de course distincts. Ces groupes constitués selon des critères biomécaniques communs, se différencient en termes d'âge et de sexe mais également sur des paramètres plus inattendus comme la sensation de confort ou d'inconfort liée aux types de chaussure<sup>70</sup>. De même, Phinyomark et al.<sup>71</sup> ont dégagé deux groupes fonctionnels à l'intérieur d'un échantillon de 121 coureurs, sur la base des angles du genou dans les plans frontal et sagittal (Figure 1.7)<sup>71</sup>.

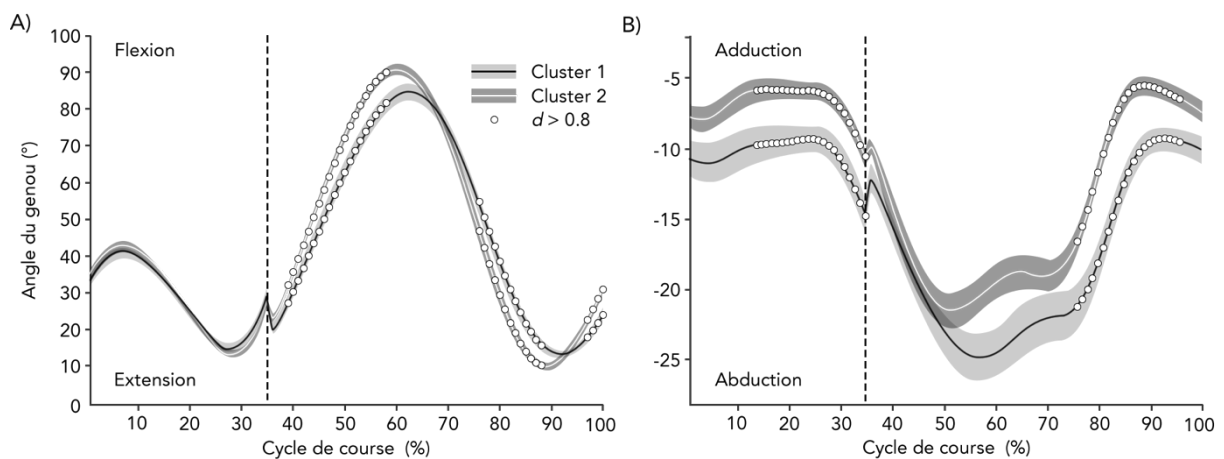


Figure 1.7 : Evolution de l'angle du genou dans le plan A) sagittal et B) frontal durant la phase d'appui (1-35%) et la phase oscillante (36-100%) du membre inférieur. Les deux groupes (cluster 1 et 2) sont issus d'une analyse statistique sur la base des données biomécaniques. Le  $d$  de Cohen renseigne sur la grandeur de la différence entre les deux groupes. Figures adaptées de Phinyomark et al.<sup>72</sup>.

Ces résultats suggèrent que la variabilité du pattern de course est suffisamment importante pour reconnaître que les individus utilisent des foulées différentes ( $\alpha_{KNEE}$  plus ou moins important lors du  $t_{SWING}$  par exemple)<sup>70,71</sup>. En revanche, bien que ces approches statistiques aident à identifier des groupes de course spécifiques et permettent une meilleure compréhension des caractéristiques individuelles, elles restent difficiles d'utilisation pour la plupart des entraîneurs et des athlètes.

## 1.4. COURIR A LA VERTICALE OU A L'HORIZONTALE

### 1.4.1. L'APPROCHE VOLODALEN®

Volodalen® est une société spécialisée dans l'entraînement du coureur à pied ([www.volodalen.com](http://www.volodalen.com)). Elle a développé depuis 20 ans une approche visant à comprendre le fonctionnement du coureur pour mieux adapter son entraînement. Cette approche fait l'hypothèse d'une optimisation biomécanique propre à chaque personne. Elle stipule qu'une même tâche motrice peut être réalisée différemment par des personnes différentes. On peut courir avec un  $t_c$  court et une pose de pied FFS ou à l'inverse avec un  $t_c$  long et une pose de pied RFS. On peut également courir en bondissant à l'instar du coureur *Pose*® ou en poussant à l'image du coureur *groucho*. S'agissant de la marche, Sohier et Haye<sup>73</sup> décrivent une marche "qui vient d'en bas" et une marche "qui vient d'en haut". Ces auteurs constatent que la position du CoM par rapport à l'axe *tronc-tête-bras* varie en fonction des individus. Les études soulignent la grande variabilité interindividuelle de la projection antéro-postérieur (A-P) du CoM (nommé centre de pression [CoP])<sup>74,75</sup>. Une position du CoM en arrière impliquerait une marche par le bas par laquelle le bassin avance sous l'effet d'une poussée du pied et de toute la jambe. La tête et le poids du corps resteraient dans un premier temps en arrière avant de suivre le mouvement. A l'inverse, une position du CoM en avant induirait un déséquilibre donc un mouvement initié par le haut du corps. Les membres inférieurs ne feraient alors que rattraper le déséquilibre ainsi créé, en amortissant un poids qui se déplace de haut en bas. Le mouvement de course par le haut serait plus vertical et la trajectoire de son CoM plus ondulante. Le mouvement de course enclenché par le bas serait plus horizontal avec une trajectoire du CoM plus aplatie.

Partant de ces manières de bouger, de la représentation de la foulée comme système, de la théorie d'une optimisation naturelle de la biomécanique de course<sup>20</sup> et relevant l'ensemble des contradictions scientifiques rapportées à l'échelle d'un groupe, l'approche Volodalen® soutient l'existence de deux grands processus d'optimisation : *aérien* et *terrien*. Pour être efficace, les aériens utiliseraient une biomécanique de course basée sur le stockage et la restitution d' $E_{EL}$  faisant ainsi référence aux variables du modèle masse-ressort ( $t_c$  et  $\alpha_{STRIKE}$  faibles et  $t_A$ ,  $k_{LEG}$ ,  $\alpha_{KNEE}$  et  $\Delta_{Z-COM}$  élevés). Les terriens favoriseraient une biomécanique de course diminuant  $E_{VERT}$  et faisant référence à un nouveau modèle d'efficacité plus horizontal ( $t_c$  et  $\alpha_{STRIKE}$  élevés et  $t_A$ ,  $k_{LEG}$ ,  $\alpha_{KNEE}$  et  $\Delta_{Z-COM}$  faibles) (Figure 1.8).

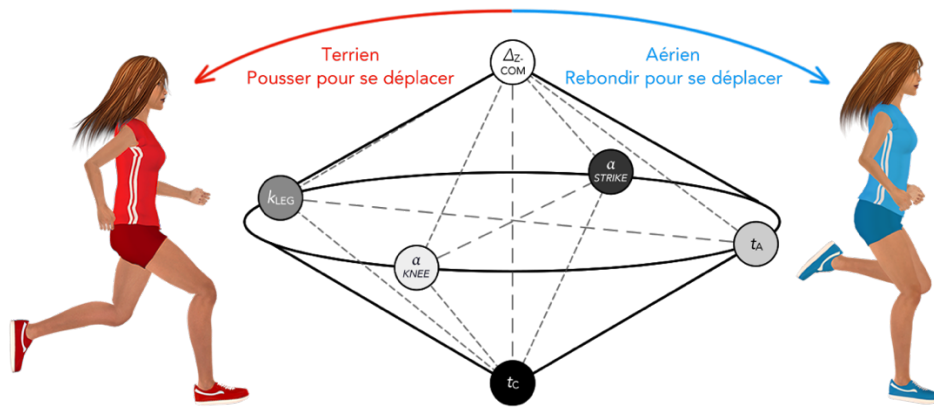


Figure 1.8 : Illustration de l'approche Volodalen®. Les paramètres biomécaniques du système optimisé font émerger deux foulées efficaces nommées terrienne et aérienne. La liste des paramètres biomécaniques rapportés dans le système n'est pas exhaustive : oscillation verticale du centre de masse ( $\Delta z_{COM}$ ), raideur du membre inférieur ( $k_{LEG}$ ), angle du genou ( $\alpha_{KNEE}$ ), angle de pose de pied ( $\alpha_{STRIKE}$ ), temps de contact ( $t_c$ ) et de vol ( $t_A$ ). Un  $t_c$  court est plutôt lié à une  $k_{LEG}$  élevée, un  $\alpha_{STRIKE}$  faible, un  $\alpha_{KNEE}$  important, un  $t_A$  long et un  $\Delta z_{COM}$  ample.

Derrière ces processus d'optimisation, l'approche Volodalen® propose deux modèles d'efficacité : un modèle vertical (modèle masse-ressort) pour les aériens et un modèle horizontal pour les terriens (Tableau 1.1). Ces deux modèles impliqueraient une biomécanique différente entre les terriens et les aériens et une efficacité similaire liée aux interactions positives et négatives entre ces mêmes variables biomécaniques (*trade off*).

| Foulée                          | Terrienne              | Aérienne              |
|---------------------------------|------------------------|-----------------------|
| Déplacement préférentiel du CoM | Horizontal             | Vertical              |
| Chaînes musculaires             | Flexion                | Extension             |
| Fonctionnement musculaire       | Poussée (concentrique) | Rebond (pliométrique) |
| Modèle d'efficacité             | Roue                   | Masse ressort         |

Tableau 1.1 : Postulats de l'approche Volodalen®. Elle rapporte deux grands systèmes d'optimisation basés sur un déplacement plus vertical ou horizontal du CoM aux allures de course d'endurance. Dans la suite du propos nous parlerons indifféremment de la foulée terrienne / aérienne et du modèle d'efficacité horizontal / vertical.

Un processus d'optimisation ne s'exprimant qu'en relation à son environnement<sup>37</sup>, l'approche Volodalen® stipule qu'il existerait des environnements préférentiels et des adaptations biomécaniques différentes chez les terriens et les aériens.

### 1.4.2. IMPLICATIONS POUR L'ENVIRONNEMENT

La vitesse de course, le type de sol ou le degré de pente peuvent être assimilés à des environnements extérieurs susceptibles d'impacter les processus d'optimisation terrien et aérien. En effet, ces

environnements sont connus pour affecter des paramètres biomécaniques et donc l'organisation globale de la foulée. L'augmentation de la vitesse de course induit par exemple une augmentation de  $S_{RATE}$ , de  $S_{LENGTH}$  et de  $t_A$  conjointement à une diminution de  $t_C$ <sup>76,77</sup>. Ainsi plus la vitesse augmente, plus l'organisation globale du coureur tendra vers les caractéristiques de la foulée aérienne et inversement pour la diminution de vitesse et la foulée terrienne. De plus, des auteurs rapportent l'existence d'une vitesse de course à laquelle chaque personne aime particulièrement courir, induisant alors des différences interindividuelles quant au choix de l'intensité d'exercice (Figure 1.9A)<sup>78</sup>. On peut alors penser que des vitesses élevées qui correspondent davantage à la biomécanique de course des aériens, seraient préférentiellement choisies par ces derniers.

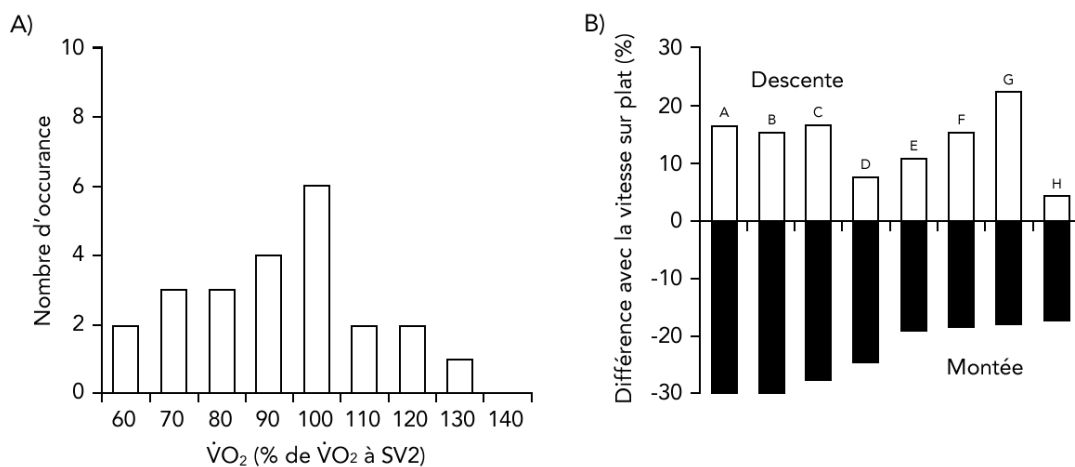


Figure 1.9 : Représentation des vitesses de course spontanément choisies par des coureurs. A) Nombre de femmes réparties en fonction de l'intensité d'effort (consommation d'oxygène [ $\dot{V}O_2$ ] exprimée en % du seuil ventilatoire [SV2] et mesurée à la 15<sup>ème</sup> minute d'une course de 20 minutes). B) Vitesses de course en descente et en montée (exprimée en % de la vitesse mesurée sur le plat) choisies par les coureurs (lettres : A à H). La pente moyenne était de 8.1% en descente et en montée. Figures adaptées A) de Lind et al.<sup>78</sup> et B) de Townshend et al.<sup>79</sup>.

Des comportements spontanés différents ont été rapportés lors de la course en descente<sup>80</sup>. Certains coureurs augmentent l'atténuation des chocs quand d'autres la réduisent en comparaison à la course sur surface plane. Au niveau biomécanique, les premiers adoptent une pose de pied moins RFS, un  $t_C$  plus court et une inclinaison du tronc vers l'avant plus importante que les seconds<sup>80</sup>. Ces stratégies pourraient être attribuées au conflit entre le besoin d'atténuer les chocs et le besoin de stabiliser le corps. Les personnes naturellement plus à l'aise avec les paramètres biomécaniques liées à une meilleure atténuation des chocs en descente (foulée aérienne) auraient moins de difficulté à gérer la stabilité de leur corps dans ces conditions et seraient alors plus économiques. Ceci expliquerait pourquoi certains coureurs choisissent de courir plus vite que d'autres en descente comme le suggère la grande variabilité interindividuelle d'allures observée dans ces conditions (Figure 1.9B)<sup>79</sup>.

A l'instar de la vitesse ou de la pente, le sol induit des adaptations de paramètres biomécaniques comme  $\alpha_{\text{STRIKE}}$  et  $\alpha_{\text{KNEE}}$ , qui peuvent différer entre les personnes<sup>81</sup>. Les auteurs suggèrent qu'il convient de prendre en compte la foulée naturelle des personnes pour devenir capable d'expliquer ces différences<sup>81</sup>. Ainsi, la différenciation des foulées aérienne et terrienne pourrait nous aider à comprendre les adaptations à l'environnement. Des caractéristiques environnementales renvoyant vers un  $t_c$  court et un faible  $\alpha_{\text{STRIKE}}$  correspondraient davantage aux aériens alors que des environnements orientant le coureur vers un  $t_A$  faible et un  $\alpha_{\text{KNEE}}$  plus fermé correspondraient davantage aux terriens. Ces correspondances pourraient ainsi orienter préférentiellement le coureur vers l'environnement qui lui convient tout en respectant l'efficacité de son mouvement. On pourrait alors s'attendre à ce que le coureur réponde bien à cet environnement un peu comme certains sportifs qui répondent bien à un type d'entraînement plutôt qu'à un autre.

### 1.4.3. IMPLICATIONS POUR L'ENTRAÎNEMENT

Il existe une grande variabilité de réponses à l'entraînement. Après un entraînement donné, certains progressent beaucoup ou peu tandis que d'autres stagnent. Les premiers sont appelés bons répondeurs et les derniers mauvais répondeurs<sup>82</sup>. En revanche, des mauvais répondeurs à un entraînement (en endurance par exemple) peuvent devenir de bons répondeurs à un autre entraînement (en force par exemple)<sup>83</sup>. Ainsi, le concept de répondeur ne semble avoir de sens qu'au regard du rapport entre les qualités du coureur et le type de sollicitation proposée.

Afin d'améliorer RE, différentes stratégies peuvent être utilisées. Le coureur peut s'entraîner en course à pied (cumul de kilomètres<sup>84</sup>, intervalles à haute intensité<sup>85</sup>, course en montée<sup>86</sup>) et améliorer ainsi significativement RE<sup>87</sup>. L'entraînement musculaire, en pliométrie (*plyometric training*, PLT, insistant sur un  $t_c$  très court) ou en puissance (*dynamic weight training*, DWT, insistant davantage sur le rapport entre  $t_c$  et  $F$ ), utilisé en parallèle d'un entraînement en endurance ont également démontré leur efficacité (Figure 1.10)<sup>87</sup>. En effet, ces deux méthodes induisent une amélioration de RE allant jusqu'à 8 % après 8-9 semaines d'entraînement<sup>26,88,89</sup>. Mais le caractère individuel des réponses à ces différentes stratégies reste marqué<sup>87</sup>.

Au-delà des aspects génétiques généralement évoqués, le niveau de performance d'un individu à un instant  $t$  pourrait contribuer à la variabilité des réponses<sup>82</sup>. De plus, un sportif au  $t_c$  court (théoriquement aérien), à qui on impose un  $t_c$  court sur la base d'un entraînement en PLT serait sollicité dans ses forces. Un travail en résistance ou en DWT avec un  $t_c$  plus long mobiliserait ses faiblesses. Dès lors se pose la question qui taraude tout technicien de l'entraînement. Faut-il travailler dans les forces ou les faiblesses du sportif pour optimiser ses progrès ? A ce jour, les publications scientifiques

ne nous apportent pas de réponse. L'identification des foulées naturelles via l'approche Volodalen® pourrait pallier ce manque.

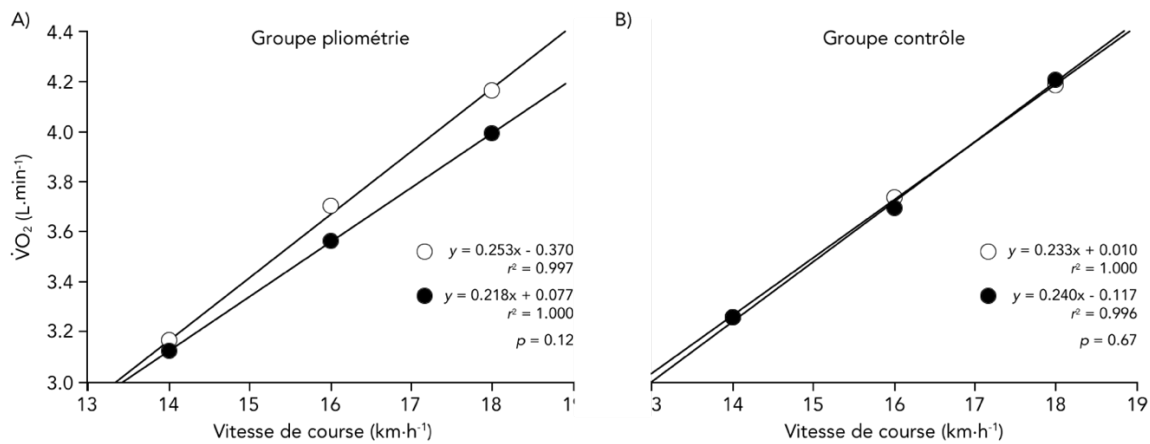


Figure 1.10 : Comparaison de la consommation d'oxygène ( $\dot{V}O_2$ ) à différentes vitesses avant (cercles blancs) et après (cercles noirs) une période de 6 semaines d'entraînement A) en course à pied associée à des exercices de pliométrie et B) en course à pied uniquement. Panels adaptés de Saunders et al.<sup>90</sup>.

## 1.5. PROBLEMATIQUES ET HYPOTHESES DE TRAVAIL

Les contradictions inter-études et les différences interindividuelles nous poussent à repenser les modèles de compréhension de la course à pied. L'approche Volodalen® fait l'hypothèse d'un deuxième modèle d'efficacité de la course basé non pas sur le stockage-restitution d' $E_{EL}$  (modèle aérien – masse-ressort) mais sur la réduction du travail contre la gravité (modèle terrien). Elle suppose également d'appréhender la foulée de manière globale afin de prendre en compte les compromis inter-paramètres. Enfin, l'approche Volodalen® soutient l'existence d'environnements préférentiels différents chez les coureurs terrien et aérien.

Au travers de six expérimentations, ce travail de thèse visait à tester ces différentes hypothèses. Les différentes étapes consistaient donc à mettre en évidence le modèle terrien ainsi que ses variables d'ajustement (venant en complémentarité au modèle aérien), à valider une échelle simple permettant l'identification des deux modèles d'efficacité aérien et terrien puis à identifier leur effet respectif sur le choix de la vitesse de course (environnement aigu) et les réponses à l'entraînement (environnement chronique).

### 1.5.1. LE MODELE TERRIEN

**Etude n°1** - Le modèle masse-ressort suggère qu'une  $k_{LEG}$  infinie et un  $\theta$  égal à zéro minimisent  $E_C$ <sup>1</sup> car un membre inférieur raide et un angle faible à l'appui réduisent nécessairement la variation de vitesse horizontale ( $V_{HOR}$ ) et d' $E_{KIN}$ <sup>57</sup>. Or, partant du principe d'auto-optimisation, il paraît surprenant



que certaines espèces qui se déplacent en *grounded running*, soient moins économiques du fait d'un membre inférieur plus compliant. Daley et al.<sup>57</sup> ont tenté d'expliquer ce paradoxe en suggérant l'existence d'un compromis entre l'économie et la stabilité. Dans ce compromis, la compliance optimale est dépendante de la masse viscérale et de son hystérésis (pour l'économie) ainsi que du type de terrain (pour la stabilité). Par une approche intégrant la phase de vol, on pourrait penser qu'un membre inférieur compliant, qui augmente  $\theta$ , réduit  $t_A$  limitant ainsi la part d' $E_{VERT}$  et l' $E_C$  qui en est liée. Sur ces bases nous faisons l'hypothèse que l'économie de course d'un groupe possédant un DF élevée (personnes restant plus longtemps en contact avec le sol) n'est pas différente de celle d'un groupe au DF court (personnes restant moins longtemps en contact avec le sol). Ce processus d'optimisation serait alors basé sur la maximalisation du déplacement horizontal du CoM ( $\Delta_{Z,COM}$  faible) et la réduction de la durée de la phase aérienne ( $t_A$  faible). Cette étude transversale est en court d'écriture et n'a pas encore fait l'objet d'une publication scientifique.

### 1.5.2. VALIDATION D'UNE ECHELLE SIMPLE D'IDENTIFICATION

**Etude n°2 et 3** - L'identification de la foulée des coureurs peut se faire a posteriori avec des analyses statistiques en clusters<sup>70,71</sup>. Toutefois, ces approches restent difficiles d'utilisation pour la plupart des entraîneurs et des athlètes. Elles sont même impossibles à réaliser sur le lieu d'entraînement. Une évaluation subjective in-situ est souvent utilisée par les cliniciens pour évaluer le mouvement<sup>91</sup>. Elle montre généralement une bonne validité en comparaison à des mesures objectives<sup>91</sup>. De plus, une étude récente a montré que l'observation subjective de la biomécanique de foulée était une méthode d'évaluation reproductible (intra et inter-évaluateur)<sup>92</sup>. Ainsi, nous faisons l'hypothèse que l'utilisation d'une échelle simple basée sur l'observation de paramètres cinématiques est une méthode valide pour l'identification des foulées aériennes et terriennes (corrélations et différences entre les groupes). En ce sens, on pourrait faire les sous hypothèses suivantes : 1) les paramètres biomécaniques mesurés objectivement seraient significativement corrélés à ces mêmes paramètres évalués subjectivement et 2) l'évaluation subjective permettrait d'identifier des différences entre les deux groupes comme un  $\Delta_{Z,COM}$  plus important un  $\alpha_{STRIKE}$  plus faible,  $t_C$  plus court, un  $t_A$  plus long et une  $k_{LEG}$  plus grande pour la foulée aérienne. Parmi ces deux études transversales, l'une a été acceptée dans la revue International Journal of Sports Medicine (version complète en annexe) et l'autre est en cours d'expertise par la revue Human Movement Science (version complète en annexe).

### 1.5.3. IDENTIFICATION DES PROCESSUS D'OPTIMISATION

**Etude n°4** - Selon les études, un paramètre biomécanique isolé peut être relié à une foulée plus ou moins économique (voir chapitre 1.3.1). Il paraît donc difficile d'identifier une manière de courir idéale, économique pour tous les coureurs<sup>20</sup>. En prenant en compte la globalité de la foulée et les interactions entre les paramètres biomécaniques, l'approche Volodalen® avance deux processus d'optimisation de

RE. Nous faisons l'hypothèse que les aériens et les terriens ont une RE similaire en dépit de paramètres biomécaniques et neuromusculaires différents renvoyant d'un côté à l'utilisation d' $E_{EL}$  (modèle vertical aérien) et de l'autre à la minimisation d' $E_C$  contre la gravité (modèle horizontal terrien). Cette étude transversale a été acceptée dans la revue *International Journal of Sports Physiology and Performance* (version complète en annexe).

#### 1.5.4. IMPLICATIONS POUR LA VITESSE DE COURSE

**Etude n°5** - Il existe une vitesse à laquelle chaque personne aime particulièrement courir<sup>78</sup>. L'optimisation entre la distance parcourue et l'énergie dépensée<sup>93</sup> semble être un facteur explicatif alors que chaque personne choisit  $S_{LENGTH}$  et  $DF$  de manière à assurer l'efficacité de sa foulée<sup>93</sup>. Ainsi, on peut se poser la question du rôle des paramètres biomécaniques dans le choix de la vitesse de course. De plus, un  $t_C$  plus court et un  $t_A$  plus long sont progressivement adoptés avec l'augmentation de la vitesse<sup>77</sup>. Ces caractéristiques liées à une vitesse accrue semblent correspondre à celles observées chez les aériens. Inversement, les caractéristiques associées à la baisse de vitesse semblent davantage correspondre à la foulée terrienne. Ainsi, nous faisons l'hypothèse que les aériens choisissent spontanément une allure de course plus élevée (en réponse à une consigne de plaisir) que les terriens afin de faire correspondre leur foulée naturelle à l'environnement. Cette étude transversale a été acceptée dans la revue *Biology Open* (version complète en annexe).

#### 1.5.5. IMPLICATIONS POUR L'ENTRAÎNEMENT

**Etude n°6** - Différentes stratégies d'entraînement permettent d'améliorer RE<sup>87</sup>. En revanche, les réponses interindividuelles à l'entraînement suggèrent l'importance de l'individualisation du travail physique<sup>82</sup>. La prise en compte des foulées naturelles des coureurs pourrait améliorer la progression des sportifs et réduire la variabilité de leurs réponses. Bien qu'il semble difficile de dire si un type d'entraînement (PLT ou DWT) convient mieux à un groupe de coureur (aérien ou terrien) tant les spécificités et besoins de chacun peuvent varier à l'intérieur d'un même groupe, nous faisons l'hypothèse que les progressions de RE sont plus grandes pour les associations aériens/PLT et terriens/DWT comparées aux associations aériens/DWT, terriens/PLT. Cette étude expérimentale contrôlée et randomisée est en court d'écriture et n'a pas encore fait l'objet d'une publication scientifique.

## 2. METHODOLOGIE GENERALE

Les descriptions méthodologiques qui suivent ont été utilisées dans une étude au moins parmi celles décrites dans les parties qui suivent.

### 2.1. EVALUATION SUBJECTIVE DE LA FOULEE : ECHELLE VOLODALEN®

**Etudes n°2, 3, 4, 5 et 6** - Les foulées aériennes et terriennes sont repérables in-situ à partir d'une échelle permettant de déterminer un score subjectif global ( $V^{\text{SCORE}}$ ). Cette classification est habituellement réalisée lors de l'échauffement des coureurs. Elle peut également se faire a posteriori à partir de vidéos enregistrées dans les plans sagittaux et/ou frontaux. L'observation de la foulée est opérée selon cinq paramètres clés de la course en partie basés sur ceux définis par Thomson et al.<sup>94</sup> (Figure 2.1). Chaque paramètre est noté de 1 à 5 par l'observateur. Leur somme donne la valeur de  $V^{\text{SCORE}}$ . Un  $V^{\text{SCORE}} \leq 15$  classe le coureur dans la catégorie terrienne alors qu'un  $V^{\text{SCORE}} > 15$  le classe dans la catégorie aérienne. L'échelle a montré une validité adéquate avec des coefficients de variation (CV) intra et inter expérimentateur de  $6.1 \pm 7.0 \%$  et  $6.6 \pm 6.5 \%$ , respectivement et sans biais systématiques (t-test appariés :  $p = 0.927$  et  $0.250$  respectivement)<sup>95</sup>. On peut préciser que la comparaison inter expérimentateur a été réalisée entre un entraîneur expert (>20 ans d'expérience) et un entraîneur débutant (<2 ans d'expérience) ce qui souligne sa facilité d'utilisation.

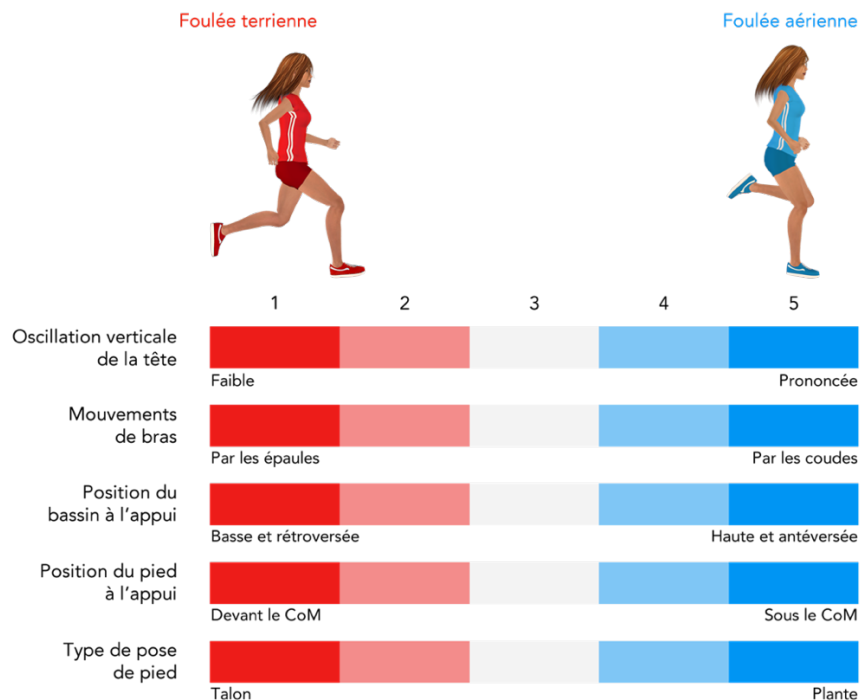


Figure 2.1 : Echelle subjective d'évaluation des foulées terrienne et aérienne. Une somme des scores de chaque item ( $V^{\text{SCORE}}$ ) inférieure ou égale à 15 classe le coureur en foulée terrienne alors qu'un  $V^{\text{SCORE}}$  supérieur à 15 renvoie à une foulée aérienne.

## 2.2. EVALUATION OBJECTIVE DES CARACTERISTIQUES BIOMECHANIQUES

### 2.2.1. PARAMETRES SPATIO-TEMPORELS

**Etudes n°3, 4, 5 et 6** - Les paramètres spatio-temporels  $t_C$  et  $t_A$  ont été calculés à une fréquence de 1000 Hz grâce au système Optojump<sup>®96,97</sup>. Lors des tests en laboratoire, deux mètres du système ont été placés de chaque côté du tapis. Lors des tests sur piste d'athlétisme, vingt mètres ont été déployés permettant l'analyse d'un maximum de pas. Comme décrit par Morin et al.<sup>48</sup>, les caractéristiques du modèle masse-ressort ont été estimées à partir de la vitesse de course,  $t_C$ ,  $t_A$ , le poids du coureur (m) et sa longueur de jambe ( $L_0$ , distance entre le grand trochanter et le sol mesurée sur le sujet debout et pieds nus). Les équations ont précédemment été décrites par Morin et al.<sup>48</sup>.

$$k_{\text{VERT}} = mg \cdot \frac{\pi}{2} \cdot \left( \frac{t_A}{t_C} + 1 \right) \cdot \left( \left| -\frac{F_{\text{MAX}}}{m} \cdot \frac{t_C^2}{\pi^2} + g \cdot \frac{t_C^2}{8} \right| \right)^{-1}$$

$$k_{\text{LEG}} = mg \cdot \frac{\pi}{2} \cdot \left( \frac{t_A}{t_C} + 1 \right) \cdot \left( L_0 - \sqrt{L_0^2 - \left( \frac{v \cdot t_C - d}{2} \right)^2} + \Delta_Z \right)^{-1}$$

$d$  représente la longueur du déplacement du point de force. Elle est estimée comme étant égale à 18 % de  $L_0$  de chacun des coureurs<sup>98</sup>.

### 2.2.2. PARAMETRES CINEMATIQUES 2D

**Etudes n°4 et 6** - Une caméra à haute fréquence (Sony HDRSR7E, Sony Corporation, Tokyo, Japan) était placée de manière perpendiculaire à 2 m de la zone d'acquisition. La caméra était placée sur un support d'une hauteur de 0.45 et capturait le mouvement à 200 Hz. Des marqueurs de 9 mm de diamètre étaient positionnés sur le membre inférieur droit au niveau du grand trochanter, du condyle externe du fémur, de la malléole externe et de l'articulation du 5<sup>ème</sup> métatarse afin d'aider au calcul des angles. Les vidéos étaient ensuite analysées à posteriori grâce au logiciel Dartfish 5.5 (Dartfish, Fribourg, Switzerland) afin de déterminer  $\alpha_{\text{KNEE}}$ , l'angle de la cheville ( $\alpha_{\text{ANKLE}}$ ) et  $\alpha_{\text{STRIKE}}$  lors du contact du pied avec le sol.  $\alpha_{\text{KNEE}}$  était déterminé à partir des lignes reliant la malléole externe et le condyle externe du fémur avec celle reliant le condyle externe du fémur et le grand trochanter.  $\alpha_{\text{ANKLE}}$  était déterminé à partir des lignes connectant le condyle externe du fémur et la malléole externe avec la ligne reliant la malléole externe et l'articulation du 5<sup>ème</sup> métatarse.  $\alpha_{\text{STRIKE}}$  était déterminé à partir des lignes connectant l'articulation du 5<sup>ème</sup> métatarse et la malléole externe avec la parallèle au sol. La procédure avait précédemment été analysée et montrait des ICC et SEM allant de 0.88-0.98 et 1.1-1.3° pour  $\alpha_{\text{KNEE}}$ ,  $\alpha_{\text{ANKLE}}$  et  $\alpha_{\text{STRIKE}}$ . Le type de pose de pied était classé comme décrit par Altman et Davis : MFS =  $-1.6^\circ < \alpha_{\text{STRIKE}} < 8.0^\circ$ , RFS =  $\alpha_{\text{STRIKE}} > 8.0^\circ$  et FFS =  $\alpha_{\text{STRIKE}} < -1.6^\circ$ <sup>99</sup>.

### 2.2.3. PARAMETRES CINEMATIQUES 3D

**Etudes n°1 et 2** - La biomécanique 3D du corps entier des coureurs a été collectée à 200 Hz et analysée à partir de 7 caméras infrarouge Oqus (5 Oqus 300+, 1 Oqus 310+, and 1 Oqus 311+), du logiciel Qualisys Track Manager 2.11 (Build 2902) et du pack Project Automation Running 4.4 de Qualisys AB (Gothenburg, Sweden). Trente-cinq marqueurs retro réflecteurs de 12 mm de diamètre ont été fixés sur la peau et les chaussures des coureurs en suivant les recommandations du pack Project Automation Running (Figure 2.2). Un modèle corporel avec six degrés de liberté et 15 segments rigides a ainsi pu être reconstruit via le logiciel Visual3D 5.02.25 (C-Motion Inc., Germantown, MD). Les segments incluaient la tête, les bras, les avant-bras, les mains, le thorax, le bassin, les cuisses, les jambes et les pieds.

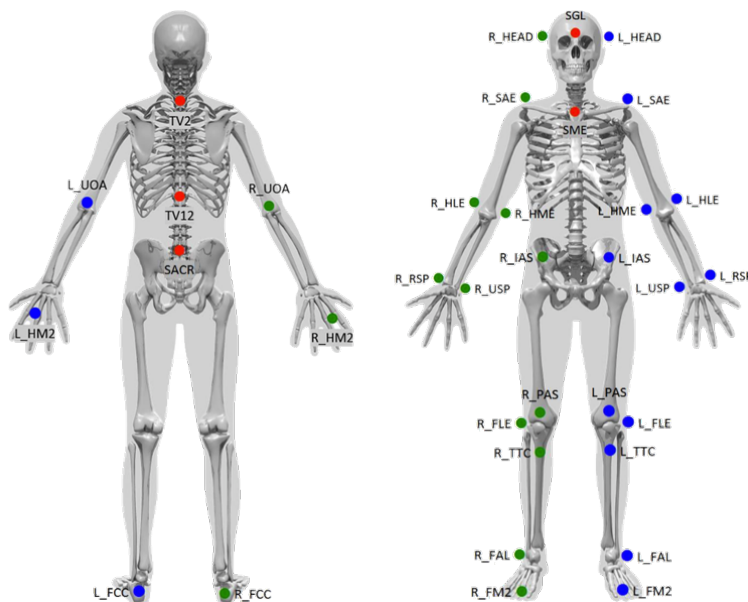


Figure 2.2 : Positionnement des marqueurs retro réflecteurs à partir des recommandations du pack Project Automation Running.

L'espace de mesure a été calibré avant chaque test en utilisant une baguette de 749.9 mm et un cadre en forme de L placé sur le tapis définissant les origines Cartésiennes de la zone de mesure. Chaque participant s'est tenu debout au milieu de la zone pendant 1 s pour permettre de créer un modèle statique spécifique au sujet, servant ensuite de référence. Les données de marqueurs étaient exportées en .c3d et analysées sous Visual3D. Elles étaient ensuite interpolées en utilisant un algorithme du 3<sup>ème</sup> degré permettant le remplissage des données manquantes et filtrées par un passe-bas de 20 Hz (filtre de Butterworth du 4<sup>ème</sup> degré). Les événements  $T_{DOWN}$  et  $T_{OFF}$  étaient dérivés des données cinématiques en suivant les procédures rapportées dans la littérature<sup>100,101</sup>. Premièrement, un marqueur a été généré au milieu du pied, à mi-distance entre le marqueur du talon et celui des orteils. Ensuite,  $T_{DOWN}$  était défini comme le moment où le milieu du pied atteignait sa vitesse verticale ( $V_{VERT}$ ) minimale précédant un pic de vitesse verticale.  $T_{OFF}$  était défini comme le moment où le

marqueur des orteils atteint un pic d'accélération verticale avant qu'il ne dépasse une position verticale de 7 cm. Tous les événements ont été vérifiés et ajustés manuellement si nécessaire.

Les paramètres cinématiques ont été calculés en utilisant les angles *Euler* obtenus lors de la calibration statique. L'angle du pelvis ( $\alpha_{PELVIS}$ ) et  $\alpha_{STRIKE}$  ont été calculés en utilisant une séquence Cardan x-y-z équivalente au *Joint Coordinate System*<sup>102</sup> avec les coordonnées du laboratoire comme référence.  $\alpha_{STRIKE}$  a été ajusté par rapport à la position enregistrée en statique. Un angle de 0° représentait donc un pied qui touche le sol à plat. Un  $\alpha_{STRIKE}$  positif indiquait une flexion dorsale et un  $\alpha_{STRIKE}$  négatif indiquait une flexion plantaire<sup>99</sup>. L'angle de tilt du bassin ( $\alpha_{PELVIS}$ ) correspondait au tilt A-P avec un angle positif renvoyant vers un plus grand tilt antérieur.

#### 2.2.4. ACTIVITES NEUROMUSCULAIRES

**Etude n°4** - Les activités électromyographiques (EMG) des muscles rectus femoris (RF), semitendinosus (ST), tibialis anterior (TA) et gastrocnemius (GL) du membre inférieur droit ont été évaluées avec des électrodes simples, de surfaces, pré amplifiées (Trigno Wireless, EMG, Delsys Inc, Natick, MA, USA). La peau était préalablement préparée en suivant les recommandations du SENIAM<sup>103</sup>. Les EMG et les événements temporeux ( $T_{DOWN}$  et  $T_{OFF}$  identifiés par l'Optojump®) étaient synchronisés grâce au système ADInstrument (Labchart 7.0, ADInstruments Ltd, Oxford, United Kingdom). Un script *maison* développé sous Matlab (MathWorks) était ensuite utilisé pour le traitement des signaux EMG. Dans un premier temps, les signaux étaient filtrés en utilisant une bande passante de Butterworth du 2<sup>nd</sup> degré de 20 à 480 Hz. Afin de générer le profil EMG, les signaux étaient rectifiés et de nouveau filtrés (passe-bas) avec un découpage de 20 Hz pour créer une enveloppe. Pour produire un pattern d'EMG représentatif, 70 pas consécutifs étaient pris en compte dans l'analyse<sup>104</sup> puis normalisés par rapport au cycle de course.

L'activité EMG de chaque muscle a été quantifiée en utilisant l'amplitude root mean square (microvolt) exprimée en pourcentage du pic (RMS) obtenu lors de la course pour chaque individu. Le temps d'atteinte du pic d'activité était également calculé et exprimé en pourcentage du cycle de course (PEAK). De plus, la moyenne et la déviation standard ( $\pm$  SD) de l'activité musculaire étaient calculées pour différentes sous-phases du cycle de course : 0 à 50 % du  $t_C$  ( $t_{BRAKE-50}$ ), 50 à 100 % du  $t_C$  ( $t_{PUSH-50}$ ), 0 à 80 % du  $t_A$  ( $t_{ELEV-80}$ ) et 80 à 100 % du  $t_A$  ( $t_{DROP-80}$ ). Les co-activations (CO), exprimées en pourcentage, entre les muscles RF et ST ( $CO_{RF/ST}$ ) et TA et GL ( $CO_{TA/GL}$ ) étaient calculées lors des 4 sous-phases en suivant la méthode proposée par Winter<sup>105</sup>. Plus précisément, les muscles agonistes et antagonistes qui montrent une zone d'activité commune définissent la co-activation :

$$CO = 2 \cdot \frac{\text{surface commune (agoniste et antagoniste)}}{\text{surface agoniste} + \text{surface antagoniste}} \cdot 100\%$$

## 2.3. EVALUATION DES FACTEURS DE PERFORMANCES

### 2.3.1. EVALUATION DE L'EFFICACITE DE COURSE

**Etudes n°1, 4 et 6** - La vitesse de course servant à l'analyse de RE (entre 10 et 14 km·h<sup>-1</sup>) a été choisie par rapport au niveau des participants pour éviter les efforts au-dessus du SV2. Les échanges gazeux ont été mesurés en utilisant un système breath-by-breath (Cortex Metamax 3B, Cortex Biophysik, Leipzig, Germany) puis moyennés sur des intervalles de 10 s. Avant chaque test, l'analyseur de gaz était calibré en suivant les recommandations du fabricant : air ambiant (O<sub>2</sub> : 20.93 % and CO<sub>2</sub> : 0.03 %) et mélange gazeux (O<sub>2</sub> : 15.00 % and CO<sub>2</sub> : 5.00 %). Le spiromètre était également calibré grâce à une seringue de 3 L. Le quotient respiratoire (RER),  $\dot{V}O_2$  et le rejet de dioxyde de carbone ( $\dot{V}CO_2$ ) ont été moyennés sur la dernière minute du temps d'effort (5 min). L'état stable était confirmé à partir d'une vérification visuelle des courbes  $\dot{V}O_2$  et  $\dot{V}CO_2$ . RER devait rester en dessous de 1.0 pour que le test soit inclus dans l'analyse. RE était exprimée comme la distance parcouru par  $\dot{V}O_2$  et par kilo (m·ml<sup>-1</sup>·kg<sup>-1</sup>)<sup>106</sup> et comme  $E_c$ , la quantité de kilocalorie dépensée par distance et par kilo (kcal·km<sup>-1</sup>·kg<sup>-1</sup>)<sup>107</sup>.

### 2.3.2. EVALUATION DU MAXIMUM AEROBIE

**Etudes n°4, 5 et 6** - Pour évaluer la VMA et la consommation maximale d'oxygène ( $\dot{V}O_{2MAX}$ ), un test maximal incrémental a été réalisé soit sur piste d'athlétisme (évaluation de VMA uniquement) soit sur tapis. La vitesse de départ était fixée à 10 km·h<sup>-1</sup> avec ensuite, une incrémentation de 0.5 km·h<sup>-1</sup> par minute jusqu'à épuisement. Le coureur recevait des encouragements afin de favoriser l'atteinte de ses valeurs maximales. La  $\dot{V}O_{2MAX}$ , moyennée sur 30 s, était dite atteinte lorsqu'au moins deux des critères suivants étaient rencontrés : une augmentation de  $\dot{V}O_2$  inférieure à 2.1 ml·min<sup>-1</sup>·kg<sup>-1</sup> entre deux paliers consécutifs<sup>108</sup>, un RER supérieur à 1.10<sup>109</sup> et/ou une fréquence cardiaque (HR) de  $\pm 10$  battements par minute de la valeur maximale prédictible (220 moins l'âge)<sup>109</sup>. La vitesse maximale soutenue durant 1 min était enregistrée comme étant la VMA. Dans le cas où la participant ne réussissait pas à compléter le dernier palier (< 1 min), la VMA était calculée en utilisant la fraction du temps maintenue lors du dernier palier, multipliée par le taux d'incrément de la vitesse<sup>110</sup>.

### 2.3.3. EVALUATION DE LA PUISSANCE MUSCULAIRE

**Etude n°6** - Le Squat Jump (SJ) a été utilisé pour évaluer la force explosive concentrique des membres inférieurs. Lors de ce test, il a été demandé aux participants de sauter (verticalement) aussi haut que possible à partir d'une position statique en squat et d'atterrir dans une position identique à celle adoptée lors du décollage (genoux et chevilles étendus). La profondeur du squat n'était pas imposée. En revanche, les participants devaient tenir la position pendant 2 s avant le saut. La hauteur de saut

( $SJ_H$ ) était calculée à partir du  $t_A$  mesuré grâce à l'Optojump®. Le test de 5 rebonds (5RJ) était quant à lui utilisé pour évaluer l'efficacité du cycle étirement-raccourcissement des membres inférieurs<sup>111,112</sup>. Les participants devaient rebondir (verticalement) le plus haut possible tout en minimisant le  $t_C$ . Pour cela la réduction de l'action des genoux (flexion et extension) était nécessaire. Lors des rebonds, le vol ( $5RJt_A$ ) et le contact ( $5RJt_C$ ) étaient mesurés par l'Optojump®. La puissance mécanique durant le travail concentrique ( $5RJ_P$ ) était ensuite calculée à partir de la méthode décrite par Bosco et al.<sup>111</sup> :

$$5RJ_P = 9.81^2 \cdot t_A \cdot (t_C + t_A) \cdot 4t_C^{-1}$$

Tous les sauts devaient être réalisés avec les mains posées sur les hanches. Après, 5 essais d'échauffement et de familiarisation, les participants ont réalisé 3 répétitions de chaque type de saut avec 30 s de récupération entre chaque saut et 2 min de récupération entre les tests SJ et 5RJ. Seuls les meilleurs essais parmi les SJ (basés sur  $t_A$ ) et les 5RJ (basés sur  $5RJ_P$ ) étaient pris en compte dans les analyses.

## 2.4. PERIODE ET SUIVI D'ENTRAINEMENT

**Etude n°6** - Deux types d'entraînement ont été proposés associant 70% de course à pied et 30% de renforcement musculaire sur une période totale de 8 semaines. Les séances de renforcement étaient orientées sur des exercices de rebonds (PLT) ou sur des exercices de poussées (DWT) (Figure 2.3).

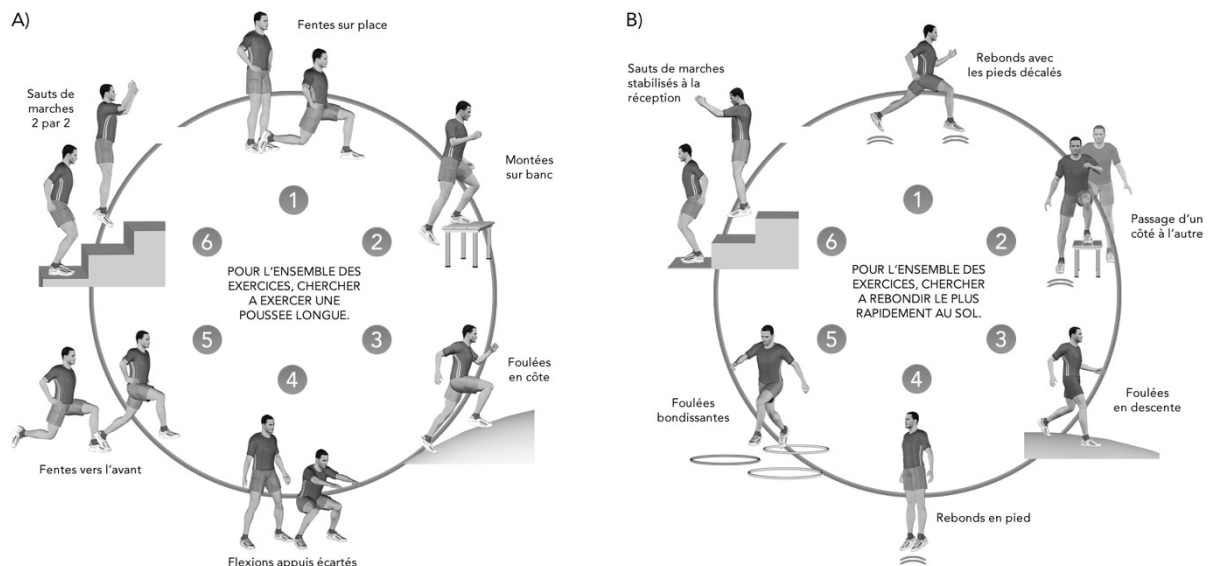


Figure 2.3 : Séances de renforcement musculaire A) en poussée (*dynamic weight training*, DWT) et B) en rebond (*plyometric training*, PLT).

Les types d'entraînement ont été attribués aux participants en cherchant à respecter des proportions identiques entre les groupes sur les paramètres suivants : type de foulée (aérienne ou terrienne), genre



et niveau de performance. Il était strictement interdit aux participants de programmer une compétition sportive ou une séance autre que celles proposées dans le protocole durant la durée d'entraînement. La quantité était identique pour les deux types d'entraînement à savoir 3 séances par semaine sur 8 semaines, chaque séance étant d'une durée comprise entre 40 et 90 minutes. La qualité d'entraînement était identique à 70 % d'un entraînement à l'autre avec une répartition en 3 intensités : < 80 % VMA, 80 % < VMA < 95 %, 95 % < VMA < 105 %. Les 30 % restant correspondaient aux séances de renforcement musculaire spécifiques PLT ou DWT (Tableau 2.1).

Les séances hebdomadaires étaient transmises aux participants sous forme de fiche, deux jours avant le début de la semaine. Durant la période d'entraînement, des suivis téléphoniques et par mails ont été mis en place entre l'expérimentateur et le participant.

| Semaines                               | 1   | 2   | 3       | 4       | 5       | 6       | 7     | 8     |
|--|-----|-----|---------|---------|---------|---------|-------|-------|
| Entraînement en endurance              |     |     |         |         |         |         |       |       |
| Volume (min)                           | 130 | 135 | 145     | 150     | 160     | 165     | 170   | 175   |
| Intensité < 80% VMA (min)              | 104 | 106 | 113     | 114     | 121     | 121     | 122   | 123   |
| 80% < Intensité < 95% VMA (min)        | 17  | 19  | 21      | 24      | 27      | 30      | 33    | 35    |
| 95% < Intensité < 105% VMA (min)       | 9   | 10  | 11      | 12      | 13      | 14      | 16    | 17    |
| Entraînement musculaire (PLT et DWT)   |     |     |         |         |         |         |       |       |
| Volume (min)                           | 40  | 40  | 62      | 62      | 62      | 62      | 80    | 80    |
| Session * cycle par semaine            | 1*4 | 1*4 | 1*4+1*2 | 1*4+1*2 | 1*4+1*2 | 1*4+1*2 | 2 * 4 | 2 * 4 |
| Echauffement (min)                     | 7   | 7   | 7       | 7       | 7       | 7       | 7     | 7     |
| Temps par exercice (sec)               | 20  | 25  | 30      | 30      | 35      | 35      | 40    | 40    |
| Récupération entre les exercices (sec) | 40  | 35  | 30      | 30      | 25      | 25      | 20    | 20    |
| Récupération entre les cycles (min)    | 3   | 3   | 3       | 3       | 3       | 3       | 3     | 3     |

Tableau 2.1 : Caractéristiques détaillées de la période de 8 semaines d'entraînement. VMA est la vitesse maximale aérobie.

## 2.5. ANALYSES STATISTIQUES UTILISEES

### 2.5.1. COMPARAISONS DE GROUPE

**Etudes n°1, 2, 3, 4, 5** - Des t-tests ont généralement été utilisés pour comparer les scores de l'échelle subjective, les caractéristiques anthropométriques des terriens et des aériens ou le plaisir et les vitesses préférentielles de course. Dans le cas où différentes vitesses étaient analysées, des ANOVA deux facteurs (foulée x vitesse) à mesures répétées et des procédures Holm-Sidak, ont été utilisées

pour identifier l'effet des groupes de course (aérien et terrien) sur les paramètres biomécaniques. Les effets d'interaction entre la foulée et la vitesse de course étaient également quantifiés. La significativité des différences a été fixée à  $p < 0.05$ .

**Etude n°6** - Les statistiques dites "progressives" d'Hopkins<sup>72</sup> ont été utilisées en plus des t-tests de manière à comparer les effets d'entraînement sur les facteurs de performance en leur attribuant une dimension clinique. Les comparaisons de changements entre les groupes ont été faites avec la feuille Excel *before and after parallel-group*. L'efficacité (estimée) des variations pré-post entraînement était exprimée comme potentiellement bénéfique, insignifiante ou potentiellement délétère. Ces probabilités étaient utilisées pour présenter une évaluation qualitative des inférences cliniques probables sur les effets d'entraînement. Un effet *non défini* était identifié pour les paramètres dont le ratio bénéfice/risque était inférieur à 66<sup>72</sup>. Pour les effets *définis*, les probabilités étaient rapportées de manière qualitative en utilisant l'échelle suivante : 25-75 % = possible, 75-95 % = probable, 95-99.5 % très probable et >99.5 % = le plus probable<sup>113</sup>.

## 2.5.2. RELATIONS INTER-VARIABLES

**Etudes n°2 et 4** - Des corrélations de Pearson  $\pm$  90 CI ont été calculées pour rendre compte des relations entre les différentes données (mesures subjectives et objectives,  $V^{\text{SCORE}}$  et RE par exemple). Les critères suivants ont été utilisés pour interpréter la grandeur des corrélations :  $\leq 0.1$ , *aucune* ;  $>0.1-0.3$ , *faible* ;  $>0.3-0.5$ , *modérée* ;  $>0.5-0.7$ , *élevée* ;  $>0.7-0.9$ , *très élevée* ; et  $>0.9-1.0$ , *presque parfaite*<sup>72</sup>. Une corrélation était dite *indéfinie* lorsque les limites d'agrément étaient à la fois positives et négatives.

**Etude n°2** - Une analyse en régression linéaire multiple a été réalisée afin d'identifier les influences relatives des paramètres objectifs liés à l'échelle Volodalen<sup>®</sup> dans la détermination du  $V^{\text{SCORE}}$ . Les variables biomécaniques prises en comptes dans l'analyse présentaient au moins une corrélation *faible* avec le score subjectif et une différence significative entre les groupes terriens et aériens. Les coefficients de détermination ( $R^2$ ) et les erreurs standards estimées (SEE) étaient calculés pour quantifier la puissance prédictive des analyses à chaque vitesse. La contribution de chaque paramètre était exprimée en valeur absolue (coefficient) et relative (%).

### 3. RESULTATS ET ETUDES REALISEES

#### 3.1. INTRODUCTION D'UN MODELE TERRIEN (ETUDE N°1)

##### 3.1.1. OBJECTIF

L'objectif de cette étude était de comparer l'économie de course d'un groupe possédant un DF élevée celle d'un groupe au DF faible afin de tester l'efficacité d'un modèle biomécanique basé sur le déplacement horizontal du CoM ( $\Delta z_{COM}$  faible) et la réduction de la durée de la phase aérienne ( $t_A$  faible). Cette étude est en cours d'écriture pour The Journal of Experimental Biology.

##### 3.1.2. PROCEDURE

Quarante coureurs entraînés (femmes [n = 16] : âge  $33 \pm 9$  ans, taille  $162 \pm 4$  cm, poids  $52 \pm 6$  kg et ; hommes [n = 24] : âge  $30 \pm 8$  ans, taille  $174 \pm 7$  cm, poids  $64 \pm 8$ ) ont volontairement participé à cette étude. Un niveau de performance minimum était requis pour pouvoir être intégré : 50 min sur 10 km, 1h50 sur semi-marathon ou 3h50 sur marathon. L'échauffement se composait de 3 x 400 m sur piste à vitesse préférentielle ( $12.7 \pm 1.3$  km·h<sup>-1</sup>) et de 2 min à 9 km·h<sup>-1</sup> sur tapis. Les coureurs ont ensuite réalisé 3 courses de 4 min à 10 km·h<sup>-1</sup>, 12 km·h<sup>-1</sup> et 14 km·h<sup>-1</sup> sur tapis roulant durant lesquelles RE était calculée. Le protocole comprenait ensuite 3 courses de 30 sec à 10, 12 et 14 km·h<sup>-1</sup> durant lesquelles les paramètres biomécaniques 3D étaient mesurés (dernière 10 sec soit entre 20 et 30 cycles de course en fonction de la vitesse). Pour l'analyse, les participants ont été répartis en 2 catégories en fonction du DF moyen des 3 vitesses de course. Les 20 coureurs au DF les plus élevés étaient associés au groupe DF+ et les 20 autres au groupe DF- (médiane). Des ANOVA 2 facteurs à mesures répétées (groupe DF x vitesse) ont été utilisées dans cette étude.

##### 3.1.3. RESULTATS

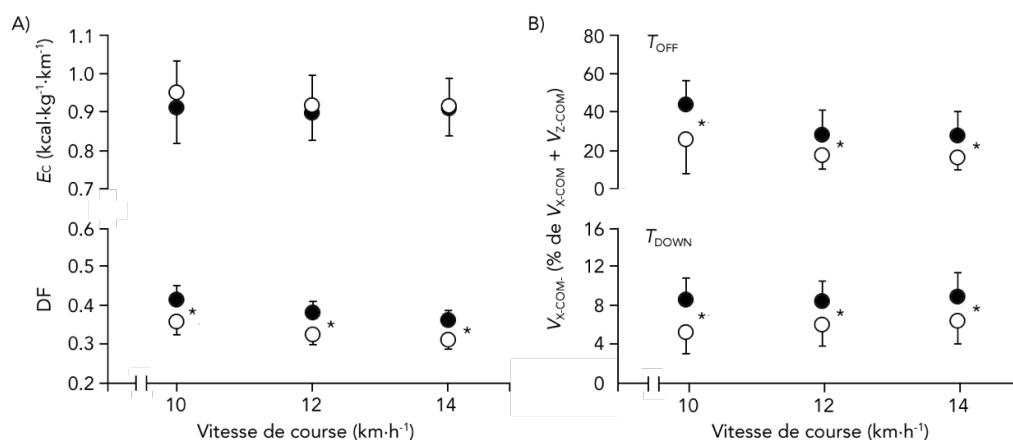


Figure 3.1 : Caractéristiques énergétiques et biomécaniques mesurées à 10, 12 et 14 km·h<sup>-1</sup>, des groupes au duty factor élevé (DF+ cercles noirs) et faible (DF-, cercles blancs). A) Dépense énergétique ( $E_c$ ) et DF. B) Proportion

de vitesse horizontale du centre de masse ( $V_{X.COM}$ ) par rapport à la vitesse totale du centre de masse ( $V_{X.COM} +$  vitesse verticale du centre de masse [ $V_{Z.COM}$ ]) au moment où le pied touche le sol ( $T_{DOWN}$ ) et au moment où il le quitte ( $T_{OFF}$ ). (\*) indique une différence significative entre DF+ et DF-.

Une interaction entre les groupes et la vitesse était repérée pour  $E_C$  allant dans le sens d'une meilleure efficacité pour le groupe DF- avec l'augmentation de vitesse ( $p = 0.025$ ) (Figure 3.1A). La procédure Holm-Sidak montrait une différence significative entre  $E_C$  mesurée à 10 et à 12 km·h<sup>-1</sup> ( $p = 0.004$ ) et mesurée à 10 et 14 km·h<sup>-1</sup> ( $p = 0.008$ ) pour le groupe DF- uniquement. L' $E_C$  du groupe DF+ n'était pas différente du groupe DF- quelle que soit la vitesse de course.

DF ainsi que la proportion de vitesse horizontale du CoM ( $V_{X.COM}$ ) par rapport à la vitesse totale du CoM ( $V_{X.COM} +$  vitesse verticale du CoM [ $V_{Z.COM}$ ]) au moment du  $T_{DOWN}$  et au moment du  $T_{OFF}$  étaient plus élevés pour le groupe DF+ suggérant une part d'énergie horizontale plus importante chez ce groupe. De ce fait,  $\Delta_{Z.COM}$  était plus grand chez le groupe DF- alors que le déplacement horizontal sur l'appui ( $\Delta_{X.COM}$ ) était plus grand pour le groupe DF+ (Figure 3.2).

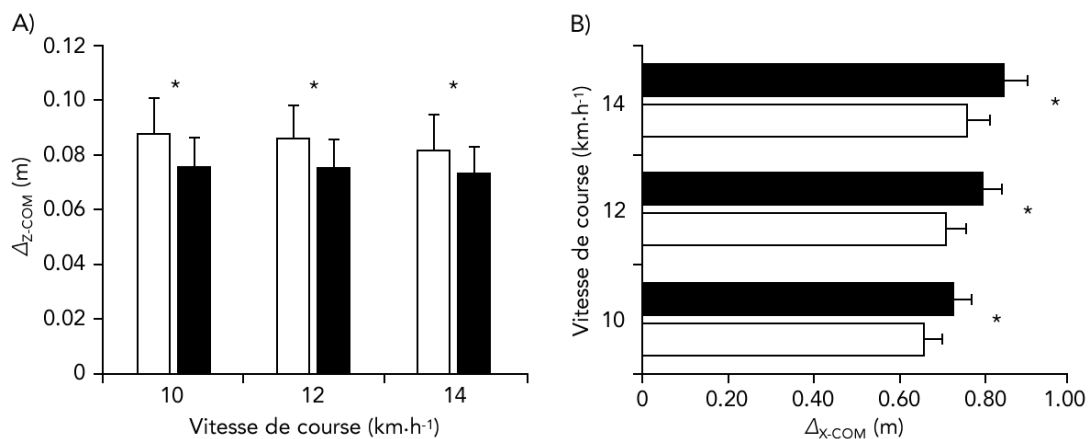


Figure 3.2 : Histogrammes représentant les déplacements A) verticaux ( $\Delta_{Z.COM}$ ) et B) horizontaux ( $\Delta_{X.COM}$ ) du centre de masse (CoM) à 10, 12 et 14 km·h<sup>-1</sup>. (\*) indique une différence significative entre DF+ et DF-.

| Vitesses              | Groupes | $t_c$ (s)      | $t_A$ (s)      | $t_{BRAKE} / t_{PUSH}$ | $t_{ELEV} / t_{DROP}$ |
|-----------------------|---------|----------------|----------------|------------------------|-----------------------|
| 10 km·h <sup>-1</sup> | DF-     | 0,252 ± 0,016  | 0,101 ± 0,023  | 0,635 ± 0,083          | 0,323 ± 0,236         |
|                       | DF+     | 0,288 ± 0,025* | 0,059 ± 0,024* | 0,594 ± 0,058          | 0,046 ± 0,060*        |
| 12 km·h <sup>-1</sup> | DF-     | 0,223 ± 0,014  | 0,120 ± 0,016  | 0,702 ± 0,074          | 0,524 ± 0,165         |
|                       | DF+     | 0,255 ± 0,019* | 0,080 ± 0,020* | 0,630 ± 0,060*         | 0,205 ± 0,139*        |
| 14 km·h <sup>-1</sup> | DF-     | 0,205 ± 0,013  | 0,126 ± 0,016  | 0,745 ± 0,077          | 0,616 ± 0,155         |
|                       | DF+     | 0,234 ± 0,018* | 0,091 ± 0,018* | 0,683 ± 0,067*         | 0,340 ± 0,182*        |

Tableau 3.1 : Temps de contact ( $t_c$ ) et de vol ( $t_A$ ), rapport entre la durée de la première phase de contact (entre la pose de pied et le milieu de l'appui,  $t_{BRAKE}$ ) et la deuxième (entre le milieu de l'appui et la fin de poussée,  $t_{PUSH}$ )

et rapport entre la durée de la première phase de vol (entre la fin de poussée et le point haut du vol,  $t_{ELEV}$ ) et la deuxième (entre le point haut du vol et la pose de pied,  $t_{DROP}$ ). Le milieu de l'appui étant le moment où le centre de masse est à la verticale du centre de masse du segment pied. Le point haut du vol étant le moment où le centre de masse est au maximum de sa hauteur. (\*) indique une différence significative entre DF+ et DF-.

Enfin, la symétrie de la foulée lors de  $t_C$  et de  $t_A$ , c'est-à-dire, le rapport entre la durée de  $t_{BRAKE}$  et de  $t_{PUSH}$  pour le contact et de  $t_{ELEV}$  et de  $t_{DROP}$  pour le vol, étaient tous deux plus faibles chez les DF+. Ce résultat signe une poussée plus longue suivie d'une élévation plus courte dans ce groupe en comparaison du groupe DF- (Tableau 3.1).

### 3.1.4. CONCLUSION

Cette étude montre que les groupes, DF+ et DF- possèdent une  $E_C$  similaire alors que les paramètres biomécaniques associés au groupe DF- renvoient davantage au modèle aérien favorisant la restitution d' $E_{EL}$ . Un second modèle d'efficacité suggère une durée de  $t_{PUSH}$  plus longue que celle de  $t_{BRAKE}$  suivie d'une  $V_{X-COM}$  au  $T_{OFF}$  élevée, un  $t_A$  court et un  $\Delta_{Z-COM}$  faible. La foulée terrienne minimiserait le travail contre la gravité en orientant l'énergie davantage vers l'avant. Elle serait aussi efficace que la foulée aérienne basée sur une augmentation d' $E_{EL}$ .

## 3.2. VALIDATION D'UNE ECHELLE SIMPLE D'IDENTIFICATION I (ETUDE N°2)

### 3.2.1. OBJECTIF

Les objectifs de cette étude étaient 1) de vérifier que les paramètres de l'échelle Volodalen® étaient différents entre les terriens et les aériens et 2) d'évaluer l'efficacité de l'appréciation subjective de la foulée en confrontant le score subjectif de chaque item à leur mesure objective réalisée par un gold standard (voir partie 1.5.2). Cette étude consistait en une étape de validation de l'approche Volodalen®. Elle a été soumise en octobre 2016 (voir article placé en annexe).

### 3.2.2. PROCEDURE

Cinquante-quatre sportifs (femmes [n = 21] : âge  $32 \pm 7$  ans, taille  $162 \pm 3$  cm, poids  $52 \pm 4$  kg et ; hommes [n = 33] : âge  $31 \pm 8$  ans, taille  $175 \pm 6$  cm, poids  $66 \pm 9$ ) ont volontairement participé à cette étude. L'échauffement se composait de 3 x 400 m sur piste à vitesse préférentielle ( $12.7 \pm 1.3$  km·h<sup>-1</sup>) et 2 min à 9 km·h<sup>-1</sup> sur tapis roulant. Les sportifs ont ensuite réalisé 5 courses de 30 sec sur tapis à 10, 12, 14, 16 et 18 km·h<sup>-1</sup> avec 1 min de récupération entre chaque course. La foulée des coureurs a été évaluée subjectivement grâce à l'échelle Volodalen® par deux observateurs (1 expérimenté et 1 découvrant la méthode) et objectivement grâce à l'analyse vidéo 3D. En termes statistiques, des

ANOVA 2 facteurs à mesures répétées (foulée x vitesse), des corrélations simples et des analyses en régressions linéaires multiples ont été utilisées.

### 3.2.3. RESULTATS

Les aériens démontraient une oscillation verticale de la tête ( $\Delta_{Z-HEAD}$ ) et une position verticale du bassin ( $Z_{PELVIS}$ ) plus importants que les terriens (Tableau 3.2). Les aériens présentaient également une distance entre le pied et le bassin à l'appui ( $X_{FOOT-PELVIS}$ ), un  $\alpha_{STRIKE}$  et un déplacement horizontal des épaules ( $\Delta_{X-ELBOWS}$ ) plus faibles que les terriens. De plus, des interactions entre le type de foulée et la vitesse de déplacement étaient présentes pour  $\alpha_{STRIKE}$  ( $p < 0.001$ ),  $X_{FOOT-PELVIS}$  ( $p = 0.016$ ) et  $\Delta_{X-ELBOWS}$  ( $p < 0.001$ ).

| Paramètres                        | Groupes | 10 km·h <sup>-1</sup> | 12 km·h <sup>-1</sup> | 14 km·h <sup>-1</sup> | 16 km·h <sup>-1</sup> | 18 km·h <sup>-1</sup> |
|-----------------------------------|---------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| $\Delta_{Z-HEAD}$<br>(norm.)      | Aérien  | 0.051 ± 0.005         | 0.049 ± 0.005         | 0.046 ± 0.005         | 0.043 ± 0.006         | 0.039 ± 0.006         |
|                                   | Terrien | 0.059 ± 0.006*        | 0.057 ± 0.006*        | 0.054 ± 0.005*        | 0.051 ± 0.005*        | 0.046 ± 0.005*        |
| $\Delta_{X-SHOULDERS}$<br>(norm.) | Aérien  | 0.250 ± 0.052         | 0.262 ± 0.052         | 0.276 ± 0.055         | 0.288 ± 0.048         | 0.293 ± 0.046         |
|                                   | Terrien | 0.242 ± 0.040         | 0.255 ± 0.046         | 0.271 ± 0.050         | 0.283 ± 0.049         | 0.290 ± 0.047         |
| $\Delta_{X-ELBOWS}$<br>(norm.)    | Aérien  | 0.939 ± 0.171         | 1.007 ± 0.196         | 1.072 ± 0.203         | 1.152 ± 0.233         | 1.225 ± 0.264         |
|                                   | Terrien | 0.808 ± 0.133*        | 0.865 ± 0.149*        | 0.904 ± 0.149*        | 0.946 ± 0.157*        | 0.995 ± 0.157*        |
| $\alpha_{PELVIS}$<br>(°)          | Aérien  | 15.5 ± 2.6            | 15.8 ± 2.6            | 16.3 ± 2.9            | 17.2 ± 2.7            | 17.4 ± 2.2            |
|                                   | Terrien | 15.9 ± 3.3            | 16.4 ± 3.4            | 16.8 ± 3.2            | 17.3 ± 2.9            | 17.6 ± 3.2            |
| $Z_{PELVIS}$<br>(norm.)           | Aérien  | 0.999 ± 0.009         | 0.990 ± 0.010         | 0.983 ± 0.010         | 0.980 ± 0.012         | 0.975 ± 0.013         |
|                                   | Terrien | 1.008 ± 0.007*        | 1.000 ± 0.006*        | 0.995 ± 0.006*        | 0.991 ± 0.006*        | 0.986 ± 0.008*        |
| $X_{FOOT-PELVIS}$<br>(norm.)      | Aérien  | 0.169 ± 0.020         | 0.204 ± 0.021         | 0.237 ± 0.022         | 0.272 ± 0.029         | 0.291 ± 0.028         |
|                                   | Terrien | 0.147 ± 0.024*        | 0.182 ± 0.025*        | 0.214 ± 0.027*        | 0.239 ± 0.027*        | 0.261 ± 0.029*        |
| $\alpha_{STRIKE}$<br>(°)          | Aérien  | 11.2 ± 3.2            | 13.3 ± 3.7            | 15.8 ± 4.1            | 19.7 ± 5.4            | 20.1 ± 5.3            |
|                                   | Terrien | 6.9 ± 4.8*            | 8.2 ± 4.9*            | 9.3 ± 5.1*            | 10.8 ± 5.8*           | 11.9 ± 6.4*           |

Tableau 3.2 : L'oscillation verticale de la tête ( $\Delta_{Z-HEAD}$ ), le déplacement horizontal des épaules ( $\Delta_{X-SHOULDERS}$ ) et des coudes ( $\Delta_{X-ELBOWS}$ ), le tilt ( $\alpha_{PELVIS}$ ) et la position verticale ( $Z_{PELVIS}$ ) du bassin lors de la pose de pied, la distance entre le talon et le bassin à la pose de pied ( $X_{FOOT-PELVIS}$ ) et l'angle de pose de pied ( $\alpha_{STRIKE}$ ) mesurés objectivement grâce à l'analyse vidéo 3D pour les aériens et les terriens à 10, 12, 14, 16 et 18 km·h<sup>-1</sup> (\*) présentent une différence significative ( $p < 0.05$ ) identifiée par la procédure Holm-Sidak entre les deux groupes de coureurs.

A toutes les vitesses de course, les relations entre les mesures objectives et subjectives étaient très élevées pour  $\Delta_{Z-HEAD}$  ( $p < 0.001$ ),  $\Delta_{X-ELBOWS}$  ( $p < 0.001$ ) et  $\alpha_{STRIKE}$  ( $p < 0.001$ ) (Figure 3.3). Les corrélations étaient élevées à modérées pour  $X_{FOOT-PELVIS}$  ( $p < 0.002$ ) et uniquement modérées pour  $Z_{PELVIS}$  ( $p < 0.001$ ). En revanche, des corrélations modérées à petites et banales étaient observées pour le

déplacement horizontal des épaules ( $\Delta_{X-SHOULDERS}$ ) ( $0.004 \leq p \leq 0.150$ ) et  $\alpha_{PELVIS}$  ( $0.267 \leq p \leq 0.491$ ), respectivement.

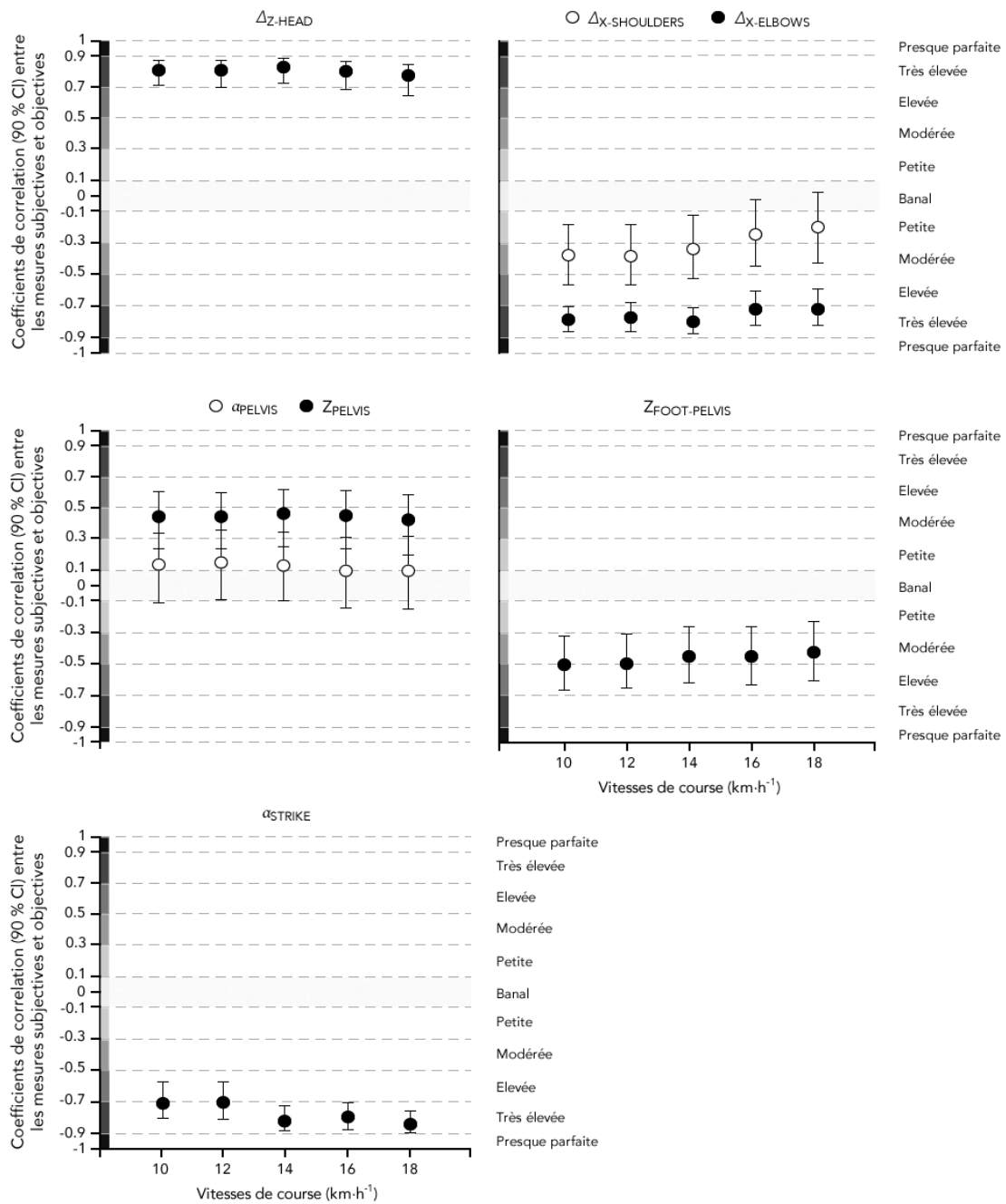


Figure 3.3 : Coefficients de corrélations  $\pm$  90% de limite d'agrément (CI) entre les paramètres évalués subjectivement et objectivement : oscillation verticale de la tête ( $\Delta_{Z-HEAD}$ ), déplacement horizontal des épaules ( $\Delta_{X-SHOULDERS}$ ) et des coudes ( $\Delta_{X-ELBOWS}$ ), tilt ( $\alpha_{PELVIS-TILT}$ ) et position verticale ( $Z_{PELVIS}$ ) du bassin lors de la pose de pied, distance entre le talon et le bassin à la pose de pied ( $X_{FOOT-PELVIS}$ ) et angle de pose de pied ( $\alpha_{STRIKE}$ ), mesurés objectivement et subjectivement à différentes vitesses.

D'après les analyses en régressions linéaires multiples, à la vitesse la plus faible (10 km·h<sup>-1</sup>),  $\Delta_{Z-HEAD}$  (29.5 %) et  $Z_{PELVIS}$  (22.5 %) étaient les prédicteurs les plus importants du  $V_{SCORE}^{\otimes}$  (Tableau 3.3). En

revanche, à la vitesse la plus élevée (18 km·h<sup>-1</sup>), les paramètres les plus représentatifs du V<sup>®</sup><sub>SCORE</sub> étaient  $\Delta_{X-ELBOWS}$  (32.3 %) et  $\alpha_{STRIKE}$  (31.9 %).  $\alpha_{STRIKE}$  ne constituait pas un prédicteur significatif à 10 km·h<sup>-1</sup> et 12 km·h<sup>-1</sup> avec une contribution relative au V<sup>®</sup><sub>SCORE</sub> faible. Sa participation V<sup>®</sup><sub>SCORE</sub> devenait significative aux vitesses plus élevées. A l'inverse,  $X_{FOOT-PELVIS}$  était significatif aux faibles vitesses et devenait non-significatif à 16 km·h<sup>-1</sup> et 18 km·h<sup>-1</sup> avec une diminution progressive de sa puissance prédictive au V<sup>®</sup><sub>SCORE</sub>.

| Vitesses              | R <sup>2</sup> | SEE  | Analyses          | C.   | $\Delta_{Z-HEAD}$ | $\Delta_{X-ELBOWS}$ | Z <sub>PELVIS</sub> | X <sub>FOOT-PELVIS</sub> | $\alpha_{STRIKE}$ |
|-----------------------|----------------|------|-------------------|------|-------------------|---------------------|---------------------|--------------------------|-------------------|
| 10 km·h <sup>-1</sup> | 0.69           | 2.67 | Coefficients      | 16.0 | 1.93              | -1.47               | 1.48                | -1.06                    | -0.62             |
|                       |                |      | Contributions (%) |      | 29.5              | 22.4                | 22.5                | 16.2                     | 9.5               |
|                       |                |      | p                 |      | <0.001            | 0.002               | 0.001               | 0.016                    | 0.143             |
| 12 km·h <sup>-1</sup> | 0.69           | 2.68 | Coefficients      | 16.0 | 1.88              | -1.37               | 1.51                | -1.33                    | -0.70             |
|                       |                |      | Contributions (%) |      | 28.5              | 20.9                | 22.9                | 20.2                     | 10.6              |
|                       |                |      | p                 |      | <0.001            | 0.003               | 0.001               | 0.002                    | 0.104             |
| 14 km·h <sup>-1</sup> | 0.75           | 2.49 | Coefficients      | 15.4 | 2.14              | -1.20               | 1.49                | -1.19                    | -1.09             |
|                       |                |      | Contributions (%) |      | 32.5              | 18.3                | 22.6                | 18.1                     | 16.5              |
|                       |                |      | p                 |      | <0.001            | 0.006               | <0.001              | 0.004                    | 0.008             |
| 16 km·h <sup>-1</sup> | 0.75           | 2.75 | Coefficients      | 14.4 | 1.95              | -1.59               | 1.59                | -0.90                    | -1.68             |
|                       |                |      | Contributions (%) |      | 29.7              | 24.2                | 24.2                | 13.7                     | 25.4              |
|                       |                |      | p                 |      | <0.001            | 0.002               | <0.001              | 0.066                    | <0.001            |
| 18 km·h <sup>-1</sup> | 0.76           | 2.65 | Coefficients      | 14.6 | 1.45              | -2.12               | 1.49                | -0.81                    | -2.10             |
|                       |                |      | Contributions (%) |      | 22.1              | 32.3                | 22.7                | 12.3                     | 31.9              |
|                       |                |      | p                 |      | 0.002             | <0.001              | <0.001              | 0.071                    | <0.001            |

Tableau 3.3 : Résultats des analyses en régressions linéaires multiples évaluant l'influence relative des paramètres cinématiques objectifs dans la détermination du V<sup>®</sup><sub>SCORE</sub> pour chaque vitesse de course. R<sup>2</sup> = coefficient de détermination, SSE = erreur standard estimée et C. = constante.

### 3.2.4. CONCLUSION

Les aériens et les terriens démontrent des différences significatives sur les cinq catégories de l'échelle Volodalen<sup>®</sup>. On retrouvait par exemple un  $\Delta_{Z-HEAD}$  plus important et un  $\Delta_{X-ELBOWS}$  plus faible chez les aériens. L'appréciation subjective de la foulée à partir de l'échelle Volodalen<sup>®</sup> a montré une adéquation avec les paramètres biomécaniques de course mesurés par l'analyse vidéo 3D avec des corrélations allant de banales à très élevées selon le paramètre. En revanche 2 catégories de l'échelle



étaient déterminées par un double item. A chaque fois un item parmi les deux ne montrait pas de différences significatives entre les groupes terriens et aériens.

### 3.3. VALIDATION D'UNE ECHELLE SIMPLE D'IDENTIFICATION II (ETUDE N°3)

#### 3.3.1. OBJECTIF

L'objectif de cette étude était de comparer des paramètres biomécaniques visiblement non dépendants de l'échelle subjective Volodalen® ( $t_C$ ,  $t_A$ , ou  $F_{MAX}$ ) chez des coureurs aériens et terriens (voir partie 1.5.2). Cette étude consistait également en une étape de validation de l'approche Volodalen®. Elle visait à souligner l'aspect global de la foulée. Sa publication a été acceptée en juin 2015. La version complète est en annexe<sup>95</sup>.

#### 3.3.2. PROCEDURE

Quatre-vingt-onze sportifs (femmes [ $n = 14$ ] : âge  $32 \pm 13$  ans, taille  $166 \pm 6$  cm, poids  $60 \pm 9$  kg et entraînement  $9.1 \pm 4.6$  h·semaine<sup>-1</sup> ; hommes [ $n = 77$ ] : âge  $29 \pm 11$  ans, taille  $178 \pm 6$  cm, poids  $72 \pm 8$  kg et entraînement  $6.7 \pm 4.3$  h·semaine<sup>-1</sup>) ont volontairement participé à cette étude. Après un échauffement à vitesse préférentielle (entre 9 et 12.5 km·h<sup>-1</sup>), les participants ont réalisé 3 courses de 50 m, départ arrêté, à 12, 15 et 18 km·h<sup>-1</sup>. La vitesse de course devait être stabilisée à l'allure cible avant le 20<sup>ème</sup> mètre. Elle était ensuite contrôlée par des cellules photoélectriques placées aux 20<sup>ème</sup> et 40<sup>ème</sup> mètres. L'essai était validé si la vitesse réelle était égale à la vitesse cible  $\pm 5\%$ . La foulée a été évaluée via l'échelle Volodalen® et les paramètres biomécaniques par l'Optojump®. Au niveau statistique, des t-tests et des ANOVA 2 facteurs à mesures répétées (foulée x vitesse) ont été utilisées dans cette étude.

#### 3.3.3. RESULTATS

Sur les 91 participants de l'étude, 48 ( $n = 5$  femmes) ont été classés en coureurs aériens et 43 ( $n = 9$  femmes) en coureurs terriens. Les aériens avaient un  $V^{\circ}_{SCORE}$  plus important que les terriens ( $18.4 \pm 2.0$  vs.  $12.1 \pm 2.3$ ) de même qu'un score plus important sur chaque paramètre de l'échelle d'évaluation (**Erreur ! Nous n'avons pas trouvé la source du renvoi.**). Aucune différence significative en termes de caractéristique de base n'a été relevée entre les terriens et les aériens.

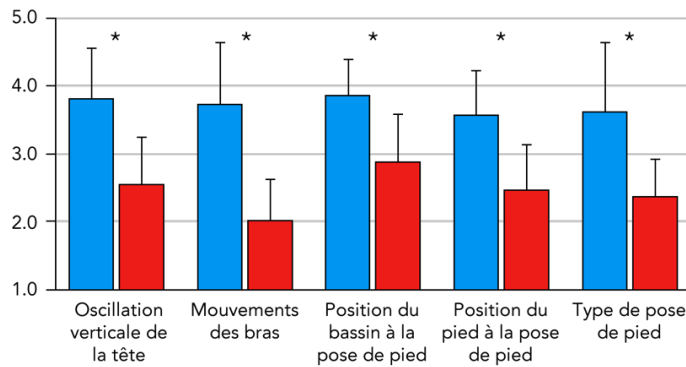


Figure 3.4 : Scores subjectifs pour chacun des paramètres évalués par l'entraîneur pour les aériens et les terriens. (\*) indique une différence significative ( $p < 0.05$ ) entre les deux groupes.

Les valeurs de  $t_C$ ,  $t_A$ ,  $S_{RATE}$ ,  $\Delta_Y$ ,  $\Delta_L$ ,  $F_{MAX}$ ,  $k_{LEG}$  et  $k_{VERT}$ , sont rapportées dans le Tableau 3.4. Aucun effet d'interaction (foulée x vitesse,  $p \geq 0.569$ ) n'a été observé.  $t_C$  et  $\Delta_L$  étaient plus faibles alors que  $t_A$ ,  $\Delta_Y$ ,  $F_{MAX}$  et  $k_{LEG}$  étaient plus élevés chez les aériens comparés aux terriens.

|                                   | 12 km·h <sup>-1</sup> |              | 15 km·h <sup>-1</sup> |              | 18 km·h <sup>-1</sup> |              |
|-----------------------------------|-----------------------|--------------|-----------------------|--------------|-----------------------|--------------|
|                                   | Aérien                | Terrien      | Aérien                | Terrien      | Aérien                | Terrien      |
| $t_C$ (ms)                        | 257 ± 18              | 273 ± 20*    | 222 ± 16              | 236 ± 18*    | 198 ± 13              | 209 ± 16*    |
| $t_A$ (ms)                        | 111 ± 19              | 91 ± 20*     | 134 ± 17              | 116 ± 17*    | 143 ± 17              | 127 ± 16*    |
| $S_{RATE}$ (pas·s <sup>-1</sup> ) | 2.73 ± 0.12           | 2.76 ± 0.17  | 2.81 ± 0.12           | 2.84 ± 0.17  | 2.95 ± 0.14           | 3.00 ± 0.21  |
| $\Delta_Y$ (cm)                   | 6.7 ± 0.6             | 6.3 ± 0.8*   | 6.3 ± 0.5             | 6.2 ± 0.7    | 5.7 ± 0.5             | 5.6 ± 0.7    |
| $\Delta_L$ (cm)                   | 13.5 ± 1.3            | 14.2 ± 1.8   | 14.5 ± 1.6            | 15.5 ± 2.0*  | 15.0 ± 1.6            | 16.3 ± 2.2*  |
| $F_{MAX}$ (kN)                    | 1.54 ± 0.21           | 1.47 ± 0.22* | 1.73 ± 0.23           | 1.62 ± 0.23* | 1.86 ± 0.25           | 1.74 ± 0.23* |
| $k_{VERT}$ (kN·m <sup>-1</sup> )  | 23.3 ± 3.4            | 23.0 ± 3.5   | 27.6 ± 4.2            | 26.5 ± 3.8   | 31.4 ± 5.0            | 31.4 ± 4.7   |
| $k_{LEG}$ (kN·m <sup>-1</sup> )   | 11.6 ± 2.0            | 10.4 ± 2.0*  | 12.2 ± 2.4            | 10.6 ± 2.0*  | 12.6 ± 2.5            | 10.9 ± 1.8*  |

Tableau 3.4 : Temps de contact ( $t_C$ ) et de vol ( $t_A$ ), fréquence de pas ( $S_{RATE}$ ), abaissement du centre de masse ( $\Delta_Y$ ) et compression de jambe ( $\Delta_L$ ) à l'appui, force maximale ( $F_{MAX}$ ), raideur verticale ( $k_{VERT}$ ) et du membre inférieur ( $k_{LEG}$ ) mesurés aux 3 vitesses (12, 15 et 18 km·h<sup>-1</sup>) évalués chez les aériens et les terriens. (\*) indique une différence significative ( $p < 0.05$ ) identifiée par la procédure Holm-Sidak entre les deux groupes de coureurs.

### 3.3.4. CONCLUSION

Les paramètres biomécaniques indépendants de l'échelle Volodalen® mesurés chez des coureurs classés subjectivement aériens et terriens par un entraîneur utilisant l'échelle Volodalen®, sont différents. Les terriens démontrent un  $\Delta_L$  élevé suivi d'un  $t_A$  faible alors que les aériens présentent un  $t_C$  court, une  $k_{LEG}$ , une  $F_{MAX}$  et un  $\Delta_Y$  importants. Ces résultats sont en accord avec les postulats de l'approche Volodalen® et soulignent combien la foulée est un système global émergent de paramètres locaux optimisés.

### 3.4. IDENTIFICATION DES PROCESSUS D'OPTIMISATION (ETUDE N°4)

#### 3.4.1. OBJECTIF

L'objectif de cette étude était de tester si RE des foulées aériennes et terriennes étaient similaires. Il s'agissait également de tenter de relier les paramètres biomécaniques et neuromusculaires spécifiques à chaque catégorie, aux modèles d'efficacité (voir partie 1.5.3). Cette étude a été acceptée en juillet 2016. La version complète est en annexe<sup>114</sup>.

#### 3.4.2. PROCEDURE

Lors d'une même session, cinquante-huit coureurs masculins (âge  $30 \pm 8$  ans, taille  $177 \pm 5$  cm et poids  $72 \pm 9$  kg) ont réalisé 5 minutes d'échauffement à  $10 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ , 5 minutes de course à  $12 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  durant lesquelles RE, la biomécanique de course et l'activité EMG étaient mesurées. Les coureurs ont poursuivi par un test incrémental jusqu'à épuisement. Des t-tests ainsi que des corrélations de Pearson ont été utilisés pour analyser ces données. RE et les données du test incrémental ont également été comparés entre les coureurs possédant des  $V^{\circ}_{\text{SCORE}}$  extrêmes (aérien ( $n = 14$ ),  $V^{\circ}_{\text{SCORE}} = 21.5 \pm 1.6$  ; terrien ( $n = 14$ ),  $V^{\circ}_{\text{SCORE}} = 9.6 \pm 1.5$ ).

#### 3.4.3. RESULTATS

RE mesurée à  $12 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ , VMA et  $\dot{V}O_{2\text{MAX}}$  étaient similaires entre les coureurs aériens et terriens (histogrammes de la Figure 3.5,  $p > 0.120$ ). Ce résultat se vérifiait également lorsque l'analyse statistique était réalisée uniquement sur les coureurs aux  $V^{\circ}_{\text{SCORE}}$  les plus extrêmes (cercles de la Figure 3.5,  $p > 0.101$ ). A titre indicatif, RE du coureur aérien le plus efficace n'était pas différente de celle du coureur terrien le plus efficace ( $6.00$  vs.  $5.94 \text{ m}\cdot\text{ml}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$ , respectivement).

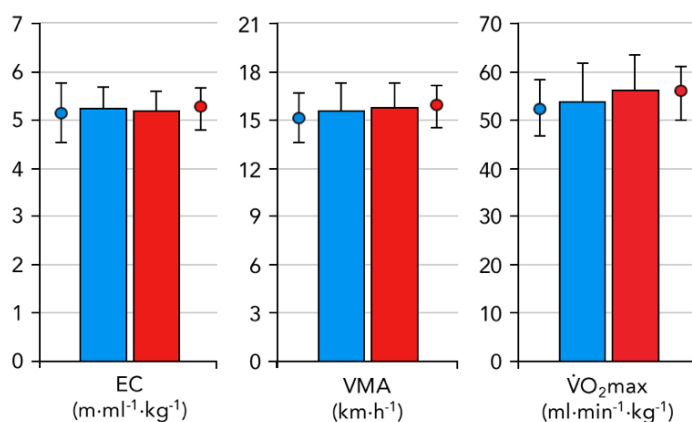


Figure 3.5 : Economie de course (RE), vitesse maximale aérobie (VMA) et consommation maximale d'oxygène ( $\dot{V}O_{2\text{MAX}}$ ) chez le groupe des aériens (bleu) et le groupe des terriens (rouge). Les cercles (bleu : aériens, rouge : terriens) représentent les valeurs obtenues après exclusion de 30 participants dont le  $V^{\circ}_{\text{SCORE}}$  était intermédiaire.

Le coefficient de corrélation entre  $V^{\text{SCORE}}$  et RE était *indéfini* ( $r = -0.08 [-0.29 ; 0.11]$ ,  $p = 0.523$ ). Les coefficients de corrélation entre  $V^{\text{SCORE}}$  et VMA ( $r = -0.27 [-0.45 ; -0.07]$ ,  $p = 0.035$ ) et  $V^{\text{SCORE}}$  et  $\dot{V}O_{2\text{MAX}}$  ( $r = -0.29 [-0.47 ; -0.10]$ ,  $p = 0.027$ ) étaient *faibles*.

Les valeurs de  $t_C$ ,  $t_A$ ,  $S_{\text{RATE}}$ ,  $\Delta_Y$ ,  $\Delta_L$ ,  $F_{\text{MAX}}$ ,  $k_{\text{LEG}}$ ,  $k_{\text{VERT}}$ ,  $\alpha_{\text{KNEE}}$ ,  $\alpha_{\text{ANKLE}}$  et  $\alpha_{\text{STRIKE}}$  sont rapportées en Tableau 3.5 et Tableau 3.6.  $t_C$  et  $\Delta_L$  étaient plus faibles chez les aériens alors que  $t_A$ ,  $\Delta_Y$ ,  $F_{\text{MAX}}$  et  $k_{\text{LEG}}$  étaient plus faibles chez les terriens.  $\alpha_{\text{ANKLE}}$  était plus grand et  $\alpha_{\text{STRIKE}}$  plus petit chez les aériens comparativement aux terriens.

|         | $t_C$ (s)     | $t_A$ (s)     | $S_{\text{RATE}}$ (pas·s <sup>-1</sup> ) | $\alpha_{\text{KNEE}}$ (°) | $\alpha_{\text{ANKLE}}$ (°) | $\alpha_{\text{STRIKE}}$ (°) |
|---------|---------------|---------------|--|----------------------------|-----------------------------|------------------------------|
| Aérien  | 0.268 ± 0.020 | 0.092 ± 0.021 | 2.79 ± 0.18                              | 168 ± 4                    | 117 ± 10                    | 9.8 ± 9.2                    |
| Terrien | 0.287 ± 0.022 | 0.069 ± 0.022 | 2.83 ± 0.14                              | 167 ± 4                    | 111 ± 5                     | 16.9 ± 6.4                   |
| $p$     | <0.001*       | <0.001*       | 0.161                                    | 0.236                      | 0.002*                      | <0.001*                      |

Tableau 3.5 : Temps de contact ( $t_C$ ), de vol ( $t_A$ ), fréquence de pas ( $S_{\text{RATE}}$ ), angle du genou ( $\alpha_{\text{KNEE}}$ ), de la cheville ( $\alpha_{\text{ANKLE}}$ ) et de pose de pied ( $\alpha_{\text{STRIKE}}$ ) mesurés pendant le test de course sous-maximale à 12 km·h<sup>-1</sup> chez les aériens et les terriens. (\*) indique une différence significative ( $p < 0.05$ ) entre les deux groupes.

|         | $\Delta_Y$ (m) | $\Delta_L$ (m) | $F_{\text{MAX}}$ (kN) | $k_{\text{VERT}}$ (kN·m <sup>-1</sup> ) | $k_{\text{LEG}}$ (kN·m <sup>-1</sup> ) |
|---------|----------------|----------------|-----------------------|---|--|
| Aérien  | 0.062 ± 0.009  | 0.131 ± 0.015  | 1.49 ± 0.25           | 24.2 ± 2.7                              | 11.5 ± 2.3                             |
| Terrien | 0.058 ± 0.007  | 0.139 ± 0.013  | 1.36 ± 0.21           | 23.6 ± 3.5                              | 9.8 ± 1.6                              |
| $p$     | 0.013*         | 0.016*         | 0.011*                | 0.275                                   | <0.001*                                |

Tableau 3.6 : Abaissement du centre de masse ( $\Delta_Y$ ) compression de jambe ( $\Delta_L$ ) à l'appui, force maximale ( $F_{\text{MAX}}$ ), raideur verticale ( $k_{\text{VERT}}$ ) et du membre inférieur ( $k_{\text{LEG}}$ ) calculés pendant le test de course sous-maximale à 12 km·h<sup>-1</sup> chez les aériens et les terriens. (\*) indique une différence significative ( $p < 0.05$ ) entre les deux groupes.

Les profils d'activation des muscles RF, ST, TA et GL d'un coureur aérien et terrien enregistrés pendant la course sous-maximale sont représentés en Figure 3.6.

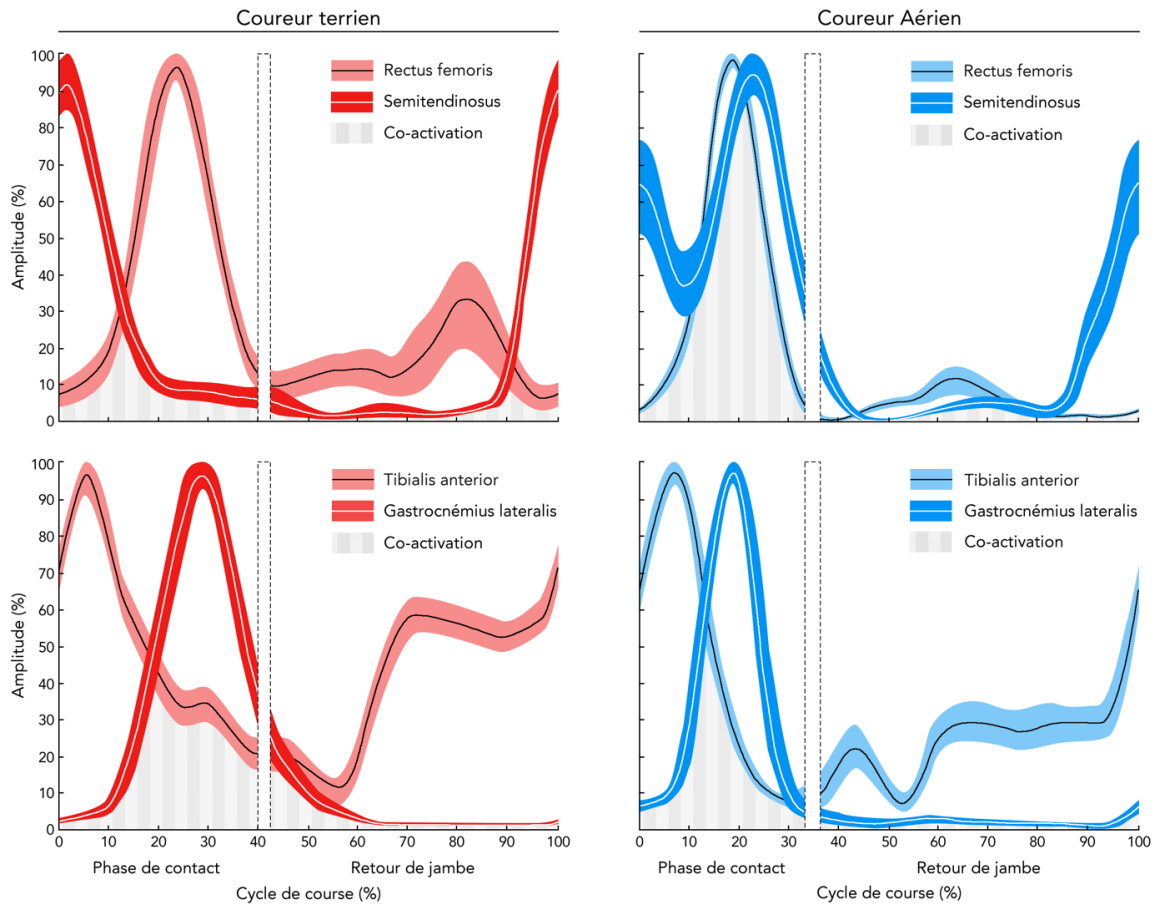


Figure 3.6 : Illustration des courbes moyennes ( $\pm$  SD) des activations musculaires enregistrées lors de la course sous-maximale ( $12 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ) et exprimées en % du cycle de course chez un terrien et un aérien représentatifs.

Les aériens montraient un pic d'activation plus précoce du GL et un pic retardé du TA comparativement aux terriens (Figure 3.7).

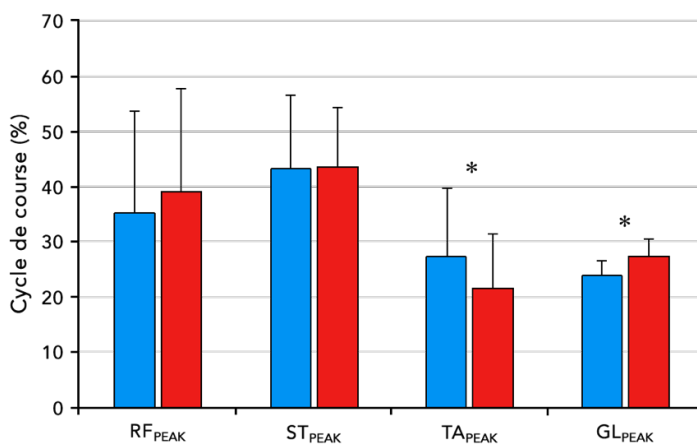


Figure 3.7 : Temps d'atteinte du pic d'activation des muscles rectus femoris ( $\text{RF}_{\text{PEAK}}$ ), semitendinosus ( $\text{ST}_{\text{PEAK}}$ ), tibialis anterior ( $\text{TA}_{\text{PEAK}}$ ) et gastrocnemius lateralis ( $\text{GL}_{\text{PEAK}}$ ) obtenus lors de la course sous-maximale à  $12 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ , exprimés en % du cycle de course pour les groupes, terrien et aérien. (\*) indique une différence significative ( $p < 0,05$ ) entre les 2 groupes.

L'activation musculaire (RMS) et les indices de co-contraction (CO) détaillés en 4 sous-phases du cycle de course sont rapportés dans le Tableau 3.7. Comparés aux aériens, les terriens avaient un plus grand

$ST_{RMS}$  lors des phase  $t_{BRAKE-50}$  et  $t_{DROP-80}$ , tandis que les aériens montraient un  $GL_{RMS}$  plus important que les terriens lors de la phase  $t_{BRAKE-50}$ . De plus,  $CO_{RF/ST}$  était plus important chez les aériens durant les deux phases de contact ( $t_{BRAKE-50}$  et  $t_{PUSH-50}$ ).

|                |         | RF <sub>RMS</sub> (%) | ST <sub>RMS</sub> (%) | TA <sub>RMS</sub> (%) | GL <sub>RMS</sub> (%) | CO <sub>RF/ST</sub> (%) | CO <sub>TA/GL</sub> (%) |
|----------------|---------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-------------------------|-------------------------|
| $t_{BRAKE-50}$ | aérien  | 45.4 ± 15.6           | 64.2 ± 10.7           | 72.0 ± 9.2            | 46.7 ± 12.7           | 61.9 ± 13.0             | 62.2 ± 11.5             |
|                | terrien | 47.3 ± 12.0           | 68.2 ± 12.2 *         | 72.0 ± 6.1            | 41.8 ± 11.7 *         | 55.1 ± 8.2 *            | 58.4 ± 12.3             |
| $t_{PUSH-50}$  | aérien  | 59.2 ± 12.8           | 52.3 ± 18.3           | 46.4 ± 17.4           | 76.9 ± 4.5            | 69.0 ± 11.6             | 67.2 ± 16.3             |
|                | terrien | 56.3 ± 12.7           | 50.3 ± 23.9           | 38.9 ± 19.4           | 76.3 ± 3.9            | 59.5 ± 15.6 *           | 59.8 ± 17.6             |
| $t_{ELEV-80}$  | aérien  | 38.9 ± 13.8           | 29.5 ± 22.4           | 34.4 ± 10.8           | 13.2 ± 6.4            | 47.6 ± 14.5             | 43.2 ± 13.5             |
|                | terrien | 40.2 ± 13.3           | 33.1 ± 30.7           | 37.2 ± 10.4           | 14.8 ± 8.7            | 41.4 ± 15.9             | 43.0 ± 14.7             |
| $t_{DROP-80}$  | aérien  | 15.8 ± 9.2            | 59.9 ± 13.7           | 46.7 ± 14.6           | 10.3 ± 8.3            | 40.2 ± 15.5             | 33.0 ± 16.4             |
|                | terrien | 17.4 ± 9.7            | 65.3 ± 13.2 *         | 46.5 ± 13.4           | 8.4 ± 5.1             | 40.9 ± 10.6             | 31.2 ± 16.7             |

Tableau 3.7 : Amplitude d'activation (RMS) en % du pic fonctionnel, pendant les 4 sous-phases du cycle de course ( $t_{BRAKE-50}$ ,  $t_{PUSH-50}$ ,  $t_{ELEV-80}$  et  $t_{DROP-80}$  pour les 1<sup>er</sup> et 2<sup>ème</sup> 50 % du contact et les 80 % et 20 % du vol) pour les muscles rectus femoris (RF), semitendinosus (ST), tibialis anterior (TA) et gastrocnemius lateralis (GL) ainsi que les indices de co-contraction (CO) pour les muscles rectus femoris et semitendinosus (RF/ST) et tibialis anterior et gastrocnemius lateralis (TA/GL) chez les aériens et les terriens. (\*) indique une différence significative ( $p < 0,05$ ) entre les aériens et les terriens.

### 3.4.4. CONCLUSION

Cette étude montre que les aériens et les terriens possèdent une RE similaire malgré des caractéristiques biomécaniques et électromyographiques différentes. Les aériens montrent une activation plus précoce du GL, un  $\alpha_{ANKLE}$  plus grand, un  $CO_{RF/ST}$  plus important et davantage de  $k_{LEG}$  que les terriens. Ces derniers montrent un recrutement du ST lors de  $t_{DROP-80}$  et de  $t_{BRAKE-50}$ , un  $t_c$  plus long et une  $\Delta_L$  plus importante que les aériens. En résumé, ces résultats sont en accord avec les postulats de l'approche Volodalen® selon lesquels les aériens bénéficient davantage du stockage et de la restitution d' $E_{EL}$  (modèle masse-ressort) que les terriens qui minimisent davantage  $E_{VERT}$  et favorisent la poussée vers l'avant (modèle horizontal).

## 3.5. IMPLICATION FACE A LA VITESSE DE COURSE (ETUDE N°5)

### 3.5.1. OBJECTIF

L'objectif de cette étude était de tester l'hypothèse du rôle des paramètres biomécaniques et du type de foulée, aérienne ou terrienne, dans le choix de la vitesse de course en réponse à une consigne de

plaisir (voir partie 1.5.4). Cette étude a été acceptée en décembre 2015. La version complète est en annexe<sup>115</sup>.

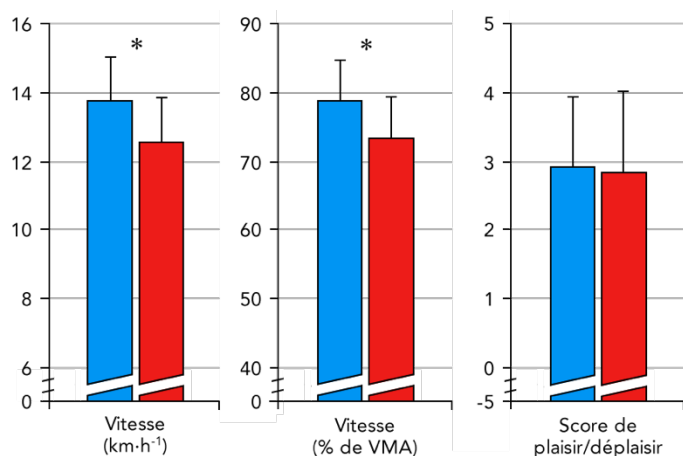
### 3.5.2. PROCEDURE

Trente et un coureurs masculins (âge  $33 \pm 9$  ans, taille  $177 \pm 5$  cm et poids  $71 \pm 8$  kg) ont réalisé un test incrémental sur piste jusqu'à épuisement pour évaluer leur VMA. Une semaine plus tard et après 10 minutes d'échauffement (entre 9 et  $12.5 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ), les participants ont réalisé une course de 15 minutes à vitesse préférentiellement choisie. La seule consigne proposée était de courir à la vitesse préférée synonyme de maximum de plaisir. Chaque participant courait seul sur la piste (400 m) pour ne pas subir d'influence. La vitesse de course était évaluée à chaque tour de piste par des cellules photoélectrique (Microgate, Bolzano, Italie). Seule la moyenne des vitesses sur les 15 minutes a été prise en compte dans l'analyse statistique. Le plaisir et le déplaisir liés à l'allure de course étaient évalués immédiatement après les 15 minutes de course, à partir d'une échelle en 11 points (de +5 à -5)<sup>116</sup>. Des t-tests et des corrélations de Pearson ont été utilisés pour examiner les données.

### 3.5.3. RESULTATS

Qu'elle soit exprimée en  $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$  ou en % de VMA, les aériens ont choisi une vitesse de course, plus élevée que les terriens pour un même score de plaisir/déplaisir (Figure 3.8).

Figure 3.8 : Vitesse préférentiellement choisie exprimée de manière absolue ( $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ ) ou relative (% de VMA) et score de plaisir/déplaisir chez les aériens (bleu) et les terriens (rouge). (\*) indique une différence significative ( $p < 0,05$ ) entre les 2 groupes.



A leur vitesse préférentielle, les aériens et les terriens optent pour des paramètres biomécaniques différents (aérien vs. terrien :  $t_C$   $255 \pm 25$  vs.  $284 \pm 27$  ms ;  $p = 0.003$ ,  $t_A$   $101 \pm 24$  vs.  $80 \pm 31$  ms ;  $p = 0.026$ ,  $k_{LEG}$   $9.8 \pm 1.1$  vs.  $8.9 \pm 1.1 \text{ kN}\cdot\text{m}^{-1}$  ;  $p = 0.037$ ). De manière intéressante, des coefficients de corrélations élevé et modéré étaient présents entre le score de plaisir/déplaisir et  $t_C$  ( $r = -0.60$  (-0.82 ; -0.23),  $p = 0.015$ ) et  $k_{LEG}$  ( $r = 0.49$  (0.08 ; 0.76),  $p = 0.054$ ) respectivement, pour le groupe des aériens.

Chez les terriens, une corrélation élevée était observée entre le score de plaisir/déplaisir et  $t_A$  ( $r = -0.58$  (-0.81 ; -0.18),  $p = 0.024$ ). Les autres corrélations étaient *indéfinies*.

Aucune différence de caractéristique morphologique, de performance et d'habitude d'entraînement n'était observée entre les aériens et les terriens (Tableau 3.8).

|  | Aérien     | Terrien    | $p$      |
|--|------------|------------|----------|
| $V^{\circ}_{SCORE}$                              | 19.3 ± 2.5 | 10.6 ± 3.9 | < 0.001* |
| Age (année)                                      | 33 ± 10    | 34 ± 9     | 0.381    |
| Poids (kg)                                       | 70 ± 9     | 71 ± 6     | 0.259    |
| Taille (cm)                                      | 177 ± 7    | 177 ± 4    | 0.454    |
| VMA (km·h <sup>-1</sup> )                        | 17.4 ± 0.9 | 17.1 ± 0.9 | 0.113    |
| Volume d'entraînement (h·semaine <sup>-1</sup> ) | 3.9 ± 1.7  | 4.3 ± 1.5  | 0.279    |
| Intensité d'entraînement :                       |            |            |          |
| < 80% VMA (% du volume)                          | 60 ± 27    | 65 ± 23    | 0.116    |
| ≤ 95% VMA (% du volume)                          | 32 ± 21    | 26 ± 16    | 0.137    |
| > 95% VMA (% du volume)                          | 8 ± 6      | 9 ± 7      | 0.267    |

Tableau 3.8 : Score subjectif global ( $V^{\circ}_{SCORE}$ ), âge, poids, taille, vitesse maximale aérobie (VMA) ainsi que volume et intensité d'entraînement chez les aériens et les terriens. (\*) indique une différence significative ( $p < 0,05$ ) entre les 2 groupes.

### 3.5.4. CONCLUSION

Cette étude montre que les aériens et les terriens choisissent spontanément des vitesses de course différentes ; plus élevée chez les aériens comparativement aux terriens. Conjointement, les deux groupes présentent des paramètres biomécaniques différents. Un  $t_C$  plus long, un  $t_A$  plus court et une  $k_{LEG}$  plus faible chez les terriens comparés aux aériens. Nous suggérerons ainsi l'existence d'un système complexe alliant la vitesse de course, la foulée du coureur, le plaisir ressenti et les paramètres biomécaniques.

## 3.6. IMPLICATIONS POUR L'ENTRAINEMENT (ETUDE N°6)

### 3.6.1. OBJECTIF

L'objectif de cette étude était de tester si des coureurs terriens et aériens voient RE progresser dans des proportions différentes en réponse à des entraînements DWT ( $t_C$  long orienté poussée) et PLT ( $t_C$



court orienté rebond) (voir partie 1.5.5). Cette étude est en cours d'écriture pour le journal *Medicine & Science in Sports and Exercise*.

### 3.6.2. PROCEDURE

Quarante-deux coureurs ont été répartis en 4 catégories dont les caractéristiques sont rapportées dans le Tableau 3.9. La différence de progression entre un groupe de bon répondeur et de non-répondeur à l'entraînement peuvent être estimée à 7-8 % avec des variations allant d'une augmentation de 21.2 % pour un individu dit bon répondeur et une diminution de 3,9 % pour un non-répondeur <sup>117</sup>. A supposer que les bons répondeurs et les non-répondeurs s'apparentent aux terriens et aériens respectivement pour un entraînement DWT (ou inversement pour un entraînement PLT), nous sommes susceptibles d'attendre une différence de progression de l'ordre de 7-8 % entre nos catégories pour un entraînement donné avec une variation autour de la moyenne de 10 % pour chaque groupe. Ajouter à cela un seuil alpha à 5% et une puissance de 90%, le nombre minimum d'inclusion devait être de 32. Dans la présente étude, le nombre d'inclusion a été majorée afin de pallier aux éventuels sortie d'étude.

Avant et après la période d'entraînement, les participants ont réalisé des tests de sauts, une course sous-maximale sur tapis avec mesure de RE, de la biomécanique de course et de l'activité EMG, le tout à 12 km·h<sup>-1</sup>, ainsi qu'un test sur tapis jusqu'à épuisement pour évaluer les paramètres liés au maximum aérobie. Cinq coureurs masculins (2 dans le groupe aérien-PLT, 1 dans le groupe terrien-PLT et 2 dans le groupe terrien-DWT) n'ont pas accompli la totalité de la période d'entraînement à cause d'une blessure ( $n = 2$ ) ou d'un abandon ( $n = 3$ ). Aucun participant n'avait déjà entrepris d'entraînement structuré en pliométrie ou en puissance. Suite à une explication complète des séances, les participants suivaient le programme d'entraînement de manière individuel et auto-administré. Un minimum d'un échange par semaine était en revanche réalisé durant toute la période d'entraînement.

|   | aérien-PLT<br>$n = 8$ H et 1 F | aérien-DWT<br>$n = 9$ H et 1 F | terrien-PLT<br>$n = 8$ H et 1 F | terrien-DWT<br>$n = 7$ H et 2 F |
|---|--------------------------------|--------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|
| $V^{\circ}_{SCORE}$                     | 19.0 ± 2.2                     | 19.1 ± 3.3                     | 12.1 ± 2.3                      | 11.8 ± 1.7                      |
| Age (années)                            | 28.3 ± 7.5                     | 28.6 ± 11.2                    | 27.3 ± 8.5                      | 33.3 ± 8.8                      |
| Taille (cm)                             | 178.9 ± 8.6                    | 173.4 ± 9.2                    | 176.6 ± 6.4                     | 174.6 ± 8.0                     |
| Poids (kg)                              | 75.2 ± 10.3                    | 69.0 ± 14.4                    | 72.8 ± 14.7                     | 69.3 ± 10.9                     |
| Masse grasse (%)                        | 17.5 ± 6.7                     | 17.7 ± 5.8                     | 19.0 ± 4.2                      | 18.7 ± 6.1                      |
| Entraînement (h.semaine <sup>-1</sup> ) | 2.4 ± 1.3                      | 2.6 ± 1.1                      | 2.5 ± 1.6                       | 2.6 ± 1.3                       |

Tableau 3.9 : Caractéristiques et répartition des participants dans les différents groupes. Le % de masse grasse a été calculé grâce à une pince d'Harpenden, à l'équations à 4 plis de Durnin et Womersley pour l'évaluation de la densité corporelle puis à l'équation de Siri pour la conversion en % de masse grasse. PLT = entraînement en pliométrie et DWT = entraînement en puissance. H = homme et F = femme.

A posteriori et à partir de vidéos enregistrées avant la période d'entraînement, les participants ont été répartis subjectivement par un entraîneur expert en deux groupes : entraînement supposé bon pour l'individu (GOOD) et entraînement supposé à risque pour l'individu (BAD). De manière précise, l'entraîneur s'est basé sur un ratio perceptif *bénéfice potentiel / risque de blessure* de l'entraînement sur l'individu avec un ratio en faveur du bénéfice pour le groupe GOOD et en faveur du risque pour le groupe BAD. Les données pré et post entraînement et les comparaisons entre les groupes d'entraînement ont été réalisés à partir des statistiques progressives développées par Hopkins <sup>72</sup>.

### 3.6.3. RESULTATS

En moyenne, une augmentation de RE ( $m \cdot ml^{-1} \cdot kg^{-1}$ ) a été observée dans tous les groupes (entre 1.1 à 3.9 %). La comparaison des méthodes ne présentait pas de différence en fonction de la foulée des coureurs même si une légère tendance était observée en faveur de l'entraînement DWT chez les aériens (Figure 3.9). En revanche, RE du groupe BAD a significativement été améliorée en comparaison au groupe GOOD mais avec un effet clinique nul (Hopkins, dernier chiffre entre crochet).

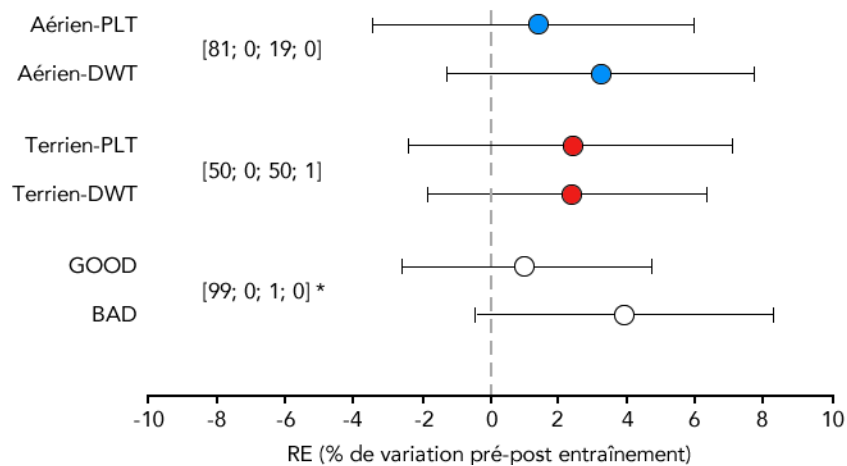


Figure 3.9 : Pourcentage de variation pré-post entraînement pour les différents groupes. PLT = pliométrie et DWT = puissance. Les comparaisons PLT vs. DWT chez les terriens et chez les aériens et GOOD vs. BAD sont évaluées sous formes d'inférences, considérées comme ayant ou non un impact clinique : [potentiellement positif ; insignifiant ; potentiellement négatif ; ratio bénéfice/risque d'Hopkins]. (\*) indique une différence significative ( $p < 0,05$ ) entre les pourcentages de variation de deux groupes.

Chez les coureurs aériens, les comparaisons entre PLT et DWT montrent des évolutions plus marquées des variables de performance (VMA,  $\dot{V}O_{2MAX}$  et  $SJ_H$ ) après un entraînement PLT (Tableau 3.10). Toutefois seul l'effet clinique sur  $SJ_H$  était présenté comme *probable*. Par rapport aux variables biomécaniques, seules  $S_{RATE}$  et  $k_{VERT}$  montraient des différences entre les méthodes avec des effets respectivement très probable et probable suite à l'entraînement PLT (augmentation de  $S_{RATE}$  et de  $k_{VERT}$ ).

|  | Aérien-PLT      |                  | Aérien-DWT      |                  | PLT vs. DWT          |                       |
|--|-----------------|------------------|-----------------|------------------|----------------------|-----------------------|
|  | Valeurs de base | Pré vs. post (%) | Valeurs de base | Pré vs. post (%) | Différences absolues | Inférence qualitative |
| Variables de performance   |                 |                  |                 |                  |                      |                       |
| VMA ( $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ )                                  | 15.1 ± 1.9      | 5.7 ± 2.7        | 15.7 ± 1.6      | 4.6 ± 4.1        | 1.0 ± 2.6            | [24; 0; 76; 9]        |
| $\dot{V}O_{2MAX}$ ( $\text{m}\cdot\text{ml}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$ ) | 52.2 ± 7.4      | 6.1 ± 4.0        | 54.7 ± 8.3      | 3.9 ± 6.8        | 2.2 ± 4.2            | [10; 20; 70; 20]      |
| $SJ_H$ (cm)  | 30.9 ± 5.3      | 3.0 ± 7.1        | 32.4 ± 6.3      | -1.4 ± 8.4       | 4.5 ± 5.9            | [11; 0; 89; 71]       |
| 5RJ <sub>P</sub> ( $\text{W}\cdot\text{kg}^{-1}$ )                     | 37.5 ± 6.4      | 0.3 ± 8.8        | 40.1 ± 5.5      | -3.8 ± 10.3      | 4.4 ± 7.6            | [17; 0; 83; 24]       |
| Variables biomécaniques  |                 |                  |                 |                  |                      |                       |
| $t_C$ (s)  | 0.28 ± 0.02     | -2.2 ± 4.6       | 0.26 ± 0.01     | -1.2 ± 3.6       | -1.0 ± 3.6           | [69; 0; 31; 0]        |
| $t_A$ (s)  | 0.08 ± 0.02     | -10.8 ± 14.4     | 0.09 ± 0.02     | 0.1 ± 15.1       | -12.4 ± 14.9         | [93; 0; 7; 0]         |
| $S_{RATE}$ ( $\text{step}\cdot\text{s}^{-1}$ )                         | 2.72 ± 0.15     | 3.4 ± 3.6        | 2.82 ± 0.19     | 1.0 ± 2.1        | 2.3 ± 2.3            | [5; 0; 95; 322]*      |
| $k_{VERT}$ ( $\text{kN}\cdot\text{m}^{-1}$ )                           | 23.9 ± 5.1      | 7.4 ± 12.1       | 23.5 ± 3.8      | 1.3 ± 2.5        | 5.1 ± 6.5            | [9; 0; 91; 93]        |
| $k_{LEG}$ ( $\text{kN}\cdot\text{m}^{-1}$ )                            | 11.1 ± 2.2      | 5.5 ± 13.7       | 11.1 ± 2.0      | 1.7 ± 7.0        | 3.1 ± 7.8            | [25; 0; 75; 9]        |
| $\alpha_{KNEE}$ (°)  | 168 ± 4         | 0.4 ± 1.4        | 167 ± 4         | 0.7 ± 1.1        | -0.2 ± 1.1           | [63; 0; 37; 0]        |
| $\alpha_{ANKLE}$ (°)   | 114 ± 8         | -1.5 ± 3.5       | 119 ± 11        | -1.9 ± 2.6       | 0.4 ± 2.6            | [39; 0; 61; 2]        |
| $\alpha_{STRIKE}$ (°)  | 13.4 ± 6.8      | -9.1 ± 39.5      | 7.8 ± 10.6      | -11.9 ± 27.1     | 3.0 ± 27.7           | [43; 0; 57; 2]        |

Tableau 3.10 : Valeurs de base et pourcentages de variation pré-post entraînement pour chacun des groupes et comparaison des variations pré-post (effets et inférences) entre les aériens ayant réalisés un entraînement en pliométrie (PLT) et les aériens ayant réalisés un entraînement en puissance (DWT). Les variables de performance sont : vitesse maximale aérobie (VMA), consommation maximale d'oxygène ( $\dot{V}O_{2MAX}$ ), hauteur atteinte en squat jump ( $SJ_H$ ) et puissance dégagée lors des sauts en rebond (5RJ<sub>P</sub>). Les variables biomécaniques sont : temps de contact ( $t_C$ ) et de vol ( $t_A$ ), fréquence de pas ( $S_{RATE}$ ), raideur verticale ( $k_{VERT}$ ) et du membre inférieur ( $k_{LEG}$ ), angle du genou ( $\alpha_{KNEE}$ ), de la cheville ( $\alpha_{ANKLE}$ ) et pied-sol ( $\alpha_{STRIKE}$ ) au moment de pose de pied. Les détails sur les inférences cliniques sont présentés en partie méthodologie. (\*) indique une différence significative ( $p < 0,05$ ) entre les pourcentages de variation des deux groupes.

Chez les coureurs terriens, les comparaisons entre PLT et DWT montrent des gains de hauteur et de puissance plus importants en saut ( $SJ_H$  et  $5RJ_P$ ) après un entraînement PLT (Tableau 3.11). Aucune variable biomécanique n'était impactée différemment avec les entraînements PLT et DWT.

|   | Terrien-PLT     |                  | Terrien-DWT     |                  | PLT vs. DWT          |                       |
|---|-----------------|------------------|-----------------|------------------|----------------------|-----------------------|
|   | Valeurs de base | Pré vs. post (%) | Valeurs de base | Pré vs. post (%) | Différences absolues | Inférence qualitative |
| Variables de performance  |                 |                  |                 |                  |                      |                       |
| VMA ( $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ )   | $15.5 \pm 1.6$  | $2.7 \pm 4.1$    | $15.0 \pm 1.8$  | $3.9 \pm 3.9$    | $-2.0 \pm 3.3$       | [69; 0; 31; 0]        |
| $\dot{V}O_{2\text{MAX}}$ ( $\text{m}\cdot\text{ml}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$ ) | $55.1 \pm 8.4$  | $1.8 \pm 6.7$    | $54.5 \pm 9.2$  | $3.0 \pm 6.5$    | $-1.2 \pm 5.5$       | [64; 0; 36; 0]        |
| $SJ_H$ (cm)   | $29.3 \pm 4.3$  | $8.3 \pm 7.8$    | $30.8 \pm 5.6$  | $3.0 \pm 10.5$   | $5.1 \pm 6.8$        | [11; 0; 89; 68]       |
| $5RJ_P$ ( $\text{W}\cdot\text{kg}^{-1}$ )                                     | $32.7 \pm 8.6$  | $12.0 \pm 17.3$  | $33.9 \pm 6.5$  | $1.6 \pm 16.2$   | $9.3 \pm 11.8$       | [10; 0; 90; 76]       |
| Variables biomécaniques   |                 |                  |                 |                  |                      |                       |
| $t_C$ (s)   | $0.30 \pm 0.02$ | $0.5 \pm 3.1$    | $0.29 \pm 0.01$ | $-0.4 \pm 3.2$   | $0.9 \pm 2.5$        | [26; 0; 74; 8]        |
| $t_A$ (s)   | $0.06 \pm 0.02$ | $-6.1 \pm 25.4$  | $0.06 \pm 0.02$ | $-5.3 \pm 23.3$  | $-0.9 \pm 22.0$      | [53; 0; 47; 1]        |
| $S_{\text{RATE}}$ ( $\text{step}\cdot\text{s}^{-1}$ )                         | $2.77 \pm 0.13$ | $1.3 \pm 2.5$    | $2.84 \pm 0.13$ | $-0.2 \pm 5.7$   | $1.7 \pm 3.9$        | [23; 0; 77; 11]       |
| $k_{\text{VERT}}$ ( $\text{kN}\cdot\text{m}^{-1}$ )                           | $23.3 \pm 4.5$  | $0.0 \pm 5.0$    | $22.5 \pm 4.2$  | $2.6 \pm 6.9$    | $-2.6 \pm 5.5$       | [80; 0; 20; 0]        |
| $k_{\text{LEG}}$ ( $\text{kN}\cdot\text{m}^{-1}$ )                            | $9.8 \pm 1.6$   | $-3.0 \pm 4.1$   | $9.3 \pm 1.7$   | $0.9 \pm 7.5$    | $4.0 \pm 5.4$        | [89; 0; 11; 0]        |
| $\alpha_{\text{KNEE}}$ ( $^\circ$ )   | $167 \pm 4$     | $-0.3 \pm 1.1$   | $169 \pm 4$     | $0.0 \pm 1.3$    | $-0.3 \pm 1.0$       | [71; 0; 29; 0]        |
| $\alpha_{\text{ANKLE}}$ ( $^\circ$ )  | $111 \pm 3$     | $-4.2 \pm 6.0$   | $111 \pm 9$     | $-1.4 \pm 3.5$   | $-3.1 \pm 4.7$       | [87; 0; 13; 0]        |
| $\alpha_{\text{STRIKE}}$ ( $^\circ$ )   | $17.4 \pm 4.5$  | $2.8 \pm 13.5$   | $20.4 \pm 8.0$  | $-2.4 \pm 18.2$  | $5.9 \pm 12.5$       | [22; 0; 78; 13]       |

Tableau 3.11 : Valeurs de base et pourcentages de variation pré-post entraînement pour chacun des groupes et comparaison des variations pré-post (effets et inférences) entre les terriens ayant réalisés un entraînement en pliométrie (PLT) et les terriens ayant réalisés un entraînement en puissance (DWT). Les variables de performance sont : vitesse maximale aérobie (VMA), consommation maximale d'oxygène ( $\dot{V}O_{2\text{MAX}}$ ), hauteur atteinte en squat jump ( $SJ_H$ ) et puissance dégagée lors des sauts en rebond ( $5RJ_P$ ). Les variables biomécaniques sont : temps de contact ( $t_C$ ) et de vol ( $t_A$ ), fréquence de pas ( $S_{\text{RATE}}$ ), raideur verticale ( $k_{\text{VERT}}$ ) et du membre inférieur ( $k_{\text{LEG}}$ ), angle du genou ( $\alpha_{\text{KNEE}}$ ), de la cheville ( $\alpha_{\text{ANKLE}}$ ) et pied-sol ( $\alpha_{\text{STRIKE}}$ ) au moment de la pose de pied. Les détails sur les inférences cliniques sont présentés en partie méthodologie.

Des différences significatives ont été observées entre les groupes GOOD et BAD sur les variables de performance bien que les statistiques progressives ne montraient pas d'effets cliniques sur ces différences (Tableau 3.12). Des augmentations plus prononcées de VMA et de  $\dot{V}O_{2\text{MAX}}$  ont été observées pour le groupe GOOD. En revanche, l'augmentation de  $SJ_H$  était plus prononcée chez le groupe BAD. Aucune différence n'était observée pour les variables biomécaniques.

|  | GOOD            |                  | BAD             |                  | GOOD vs. BAD         |                       |
|--|-----------------|------------------|-----------------|------------------|----------------------|-----------------------|
|  | Valeurs de base | Pré vs. post (%) | Valeurs de base | Pré vs. post (%) | Différences absolues | Inférence qualitative |
| <b>Variables de performance</b>                            |                 |                  |                 |                  |                      |                       |
| VMA (km·h <sup>-1</sup> )                                  | 15.1 ± 1.7      | 5.3 ± 3.2        | 15.7 ± 1.6      | 2.9 ± 4.0        | -2.6 ± 2.8           | [35; 0; 65; 3]*       |
| VO <sub>2MAX</sub> (m·ml <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> ) | 53.0 ± 7.6      | 5.7 ± 5.2        | 55.4 ± 8.7      | 1.4 ± 6.4        | -4.4 ± 4.6           | [43; 0; 57; 2]*       |
| SJ <sub>H</sub> (cm)                                       | 31.1 ± 5.3      | 0.2 ± 9.6        | 30.6 ± 5.6      | 6.4 ± 6.8        | 5.7 ± 8.4            | [89; 0; 11; 0]*       |
| 5RJ <sub>P</sub> (W·kg <sup>-1</sup> )                     | 36.2 ± 7.6      | 1.3 ± 13.1       | 36.1 ± 7.0      | 3.5 ± 15.8       | 5.9 ± 9.3            | [14; 0; 86; 33]       |
| <b>Variables biomécaniques</b>                             |                 |                  |                 |                  |                      |                       |
| t <sub>C</sub> (s)   | 0.29 ± 0.02     | -1.3 ± 3.6       | 0.28 ± 0.03     | -0.4 ± 3.8       | 0.3 ± 2.9            | [58; 0; 42; 1]        |
| t <sub>A</sub> (s)   | 0.07 ± 0.02     | -7.3 ± 18.7      | 0.08 ± 0.03     | -3.1 ± 20.0      | -1.2 ± 13.7          | [43; 0; 57; 2]        |
| S <sub>RATE</sub> (step·s <sup>-1</sup> )                  | 2.78 ± 0.13     | 2.2 ± 3.4        | 2.80 ± 0.19     | 0.3 ± 4.2        | -1.7 ± 3.7           | [21; 0; 79; 14]       |
| k <sub>VERT</sub> (kN·m <sup>-1</sup> )                    | 23.4 ± 4.2      | 4.3 ± 9.2        | 23.2 ± 4.4      | 1.3 ± 5.2        | -0.3 ± 4.9           | [44; 0; 56; 2]        |
| k <sub>LEG</sub> (kN·m <sup>-1</sup> )                     | 10.3 ± 2.1      | 2.7 ± 9.9        | 10.4 ± 1.9      | 0.1 ± 8.0        | -1.5 ± 6.1           | [33; 0; 67; 4]        |
| α <sub>KNEE</sub> (°)                                      | 168 ± 4         | 0.2 ± 1.4        | 167 ± 5         | 0.2 ± 1.1        | 0.8 ± 0.9            | [94; 0; 6; 0]         |
| α <sub>ANKLE</sub> (°)                                     | 113 ± 8         | -2.5 ± 4.4       | 115 ± 10        | -1.9 ± 3.7       | 0.6 ± 3.1            | [64; 0; 36; 0]        |
| α <sub>STRIKE</sub> (°)                                    | 15.5 ± 7.7      | -4.2 ± 20.6      | 13.4 ± 10.4     | -3.4 ± 26.7      | 6.6 ± 27.5           | [68; 0; 32; 0]        |

Tableau 3.12 : Valeurs de base et pourcentages de variation pré-post entraînement pour chacun des groupes et comparaison des variations pré-post (effets et inférences) entre le groupe avec le ratio bénéfice/risque, défini par l'entraîneur, > 1 (GOOD) et < 1 (BAD). Les variables de performance sont : vitesse maximale aérobie (VMA), consommation maximale d'oxygène (VO<sub>2MAX</sub>), hauteur atteinte en squat jump (SJ<sub>H</sub>) et puissance dégagée lors des sauts en rebond (5RJ<sub>P</sub>). Les variables biomécaniques sont : temps de contact (t<sub>C</sub>) et de vol (t<sub>A</sub>), fréquence de pas (S<sub>RATE</sub>), raideur verticale (k<sub>VERT</sub>) et du membre inférieur (k<sub>LEG</sub>), angle du genou (α<sub>KNEE</sub>), de la cheville (α<sub>ANKLE</sub>) et pied-sol (α<sub>STRIKE</sub>) au moment de pose de pied. Les détails sur les inférences cliniques sont présentés en partie méthodologie. (\*) indique une différence significative (p < 0,05) entre les pourcentages de variation des deux groupes.

### 3.6.4. CONCLUSION

Cette étude ne montre pas d'effets clairs de la prise en compte de la foulée des coureurs dans l'amélioration de RE ou d'autres facteurs associés à la performance. De même, les paramètres biomécaniques ont été très faiblement impactés par les entraînements. Les limites méthodologiques quant à la création des groupes BAD et GOOD ne nous permettent pas d'établir de conclusion. De plus les résultats sont à pondérer du fait que la qualité d'exécution des exercices n'a pas été contrôlée. En revanche, cette étude permet de soulever certaines interrogations notamment sur la prise en

compte du ressenti de l'entraîneur dans le choix des entraînements à réaliser. D'autres études avec une rigueur accrue sont nécessaires afin d'en tirer des conclusions.

## 4. DISCUSSION GENERALE

Cette thèse montre six points principaux et originaux au regard des connaissances actuelles. Conformément aux hypothèses de l'approche Volodalen<sup>®</sup>, elle établit pour la première fois que :

**Point 1** (études n°1 et n°4) – Il existe au moins deux modèles d'efficacité de la foulée. Le modèle aérien basé sur le déplacement vertical du CoM et la récupération d' $E_{EL}$ , ainsi que le modèle terrien basé sur un déplacement horizontal du CoM permettant une moindre dépense d'énergie contre la pesanteur. Aux vitesses habituelles d'endurance (entre 10 et 14 km·h<sup>-1</sup>), les deux modèles présentent la même RE. L'interaction avec la vitesse de course laisse entrevoir une foulée plus économique pour le coureur terrien aux vitesses les plus faibles et pour le coureur aérien aux vitesses les plus élevées.

**Point 2** (étude n°3) – Les foulées terrienne et aérienne sont assimilables à un système optimisant les éléments corporels impliqués. Elles relient les paramètres biomécaniques au sein d'un tout dont la fonction est de minimiser  $E_C$ .

**Point 3** (étude n°4) –Le recrutement musculaire est spécifique selon que le coureur utilise une foulée terrienne ou aérienne. On repère une action des extenseurs de hanche plus importante pour le coureur terrien et une activation plus grande des extenseurs de cheville pour le coureur aérien.

**Point 4** (étude n°2 et n°3) – Il est possible pour un entraîneur expérimenté, de différencier subjectivement les coureurs terriens et aériens sur la base de critères précis attribuant un score global ( $V_{SCORE}^{\circledast}$ ) le long du continuum terrien-aérien. Le classement ainsi réalisé différencie les paramètres biomécaniques objectifs de la foulée terrienne ou aérienne. Chaque paramètre classé subjectivement est corrélé à la mesure objective réalisée sur la base d'une analyse vidéo 3D.

**Point 5** (étude n°5) – La foulée renvoie des afférences au coureur en terme de plaisir ressenti. Ce plaisir oriente le coureur vers une vitesse de course préférentielle différente selon sa foulée. Pour augmenter son plaisir, le coureur terrien préfère courir plus lentement tandis que le coureur aérien choisi d'aller plus vite. Ce plaisir ressenti est directement corrélé aux paramètres biomécaniques.

**Point 6** (étude n°6) – On ne peut pas faire de lien simple entre un type de foulée et un entraînement orienté sur le rebond ou la poussée. Autrement dit, identifier une foulée ne dit rien de l'entraînement à entreprendre (forces / faiblesses). Une évaluation plus fine basée sur le rapport bénéfice / risque fait apparaître qu'un entraînement défini comme plus à risque par l'entraîneur semble améliorer les performances liées au système cardio-vasculaire alors qu'un travail avec plus de bénéfice potentiel tend à améliorer les performances liées au système musculaire. Ces tendances restent à confirmer.

## 4.1. FOULEES TERRIENNE ET AERIENNE : DEUX MODELES D'EFFICACITE

Selon le modèle masse-ressort<sup>31,32</sup>, les unités musculo-tendineuses sont étirées à la pose du pied au sol puis raccourcies avant le début du vol. Les  $E_{KIN}$  et  $E_{POT}$  sont alors absorbées puis restituées par ces structures donnant à la course son aspect bondissant<sup>118</sup>. Selon ce modèle, le coureur plus efficace utilise un  $t_C$  plus court, une pose de pied M-FFS et une  $k_{LEG}$  plus importante. Dans nos travaux, nous retrouvons ces caractéristiques chez les coureurs classés aériens. Les études qui montrent qu'un  $t_C$  plus court et une pose de pied M-FFS sont plus efficaces, correspondent bien à la foulée favorisée par les coureurs aériens<sup>26,28,56</sup>. Mais nous montrons conjointement, que les coureurs terriens s'organisent à l'inverse en augmentant  $t_C$  avec une pose de pied plus RFS et plus en avant du CoM. Ils minimisent ainsi  $k_{LEG}$  et  $t_A$  et montrent la même RE que les coureurs aériens. De précédentes données ont établi l'existence d'une relation inverse entre  $t_C$  et  $E_C$ , où une augmentation de  $t_C$  allait de pair avec une amélioration de RE<sup>58</sup>. Les stratégies associées à un  $t_C$  plus long comme un  $\alpha_{STRIKE}$  élevé (plus RFS)<sup>61</sup>, permettraient donc à certains coureurs d'être économiques sans bénéficier pleinement du cycle-étirement détente (nécessitant un  $t_{COUPLING}$  faible). Ces arguments ont récemment été supportés par une étude montrant que des coureurs habitués à une pose de pied RFS avaient un  $t_C$  plus long et un  $t_A$  plus court que des coureurs en MFS mais également une meilleure RE à 11 et 13 km·h<sup>-1</sup><sup>61</sup>.

### 4.1.1. VERTICALITE – HORIZONTALITE ET SYMETRIE – ASYMETRIE DE LA FOULEE

Le modèle masse-ressort pose l'hypothèse d'une symétrie entre  $t_{BRAKE}$  (phase de freinage) et  $t_{PUSH}$  (phase de poussée) à l'image d'un ressort permettant de profiter des propriétés mécaniques de stockage et de restitution d' $E_{EL}$ . En se basant sur le DF qui renvoie au comportement du membre inférieur en appui ( $t_C$ ) et en suspension ( $t_{SWING}$ ), nous avons montré que les coureurs présentent des asymétries plus ou moins grandes malgré des caractéristiques (âge, poids et tailles) similaires (étude n°1). Les coureurs aux DF élevés présentent le plus d'asymétrie (Figure 3.1 et Tableau 3.1). En dépit de cela, l' $E_C$  du groupe au DF élevé n'était pas différente de celle du groupe au DF faible. Pourtant, si l'on se réfère au modèle masse-ressort, une augmentation de la durée de  $t_{PUSH}$  par rapport à celle de  $t_{BRAKE}$  devrait réduire la restitution d' $E_{EL}$ <sup>119</sup> et donc augmenter  $E_C$ <sup>120</sup>. Favoriser l'utilisation d' $E_{EL}$  n'est pas la seule manière d'améliorer  $E_C$ .

En plus d'une asymétrie plus prononcée, le groupe DF élevé démontrait un  $t_A$  plus faible, moins de  $\Delta_{Z-COM}$  et une proportion plus importante de  $V_{X-COM}$  par rapport à la vitesse globale du CoM au  $T_{DOWN}$  et au  $T_{OFF}$  (Figure 3.1, Figure 3.2 et Tableau 3.1). Ainsi, alors que le modèle masse-ressort suggère une  $k_{LEG}$  élevée et un  $\theta$  au  $T_{DOWN}$  faible et symétrique avec le  $\theta$  au  $T_{OFF}$  destinés à minimiser  $E_C$ <sup>1</sup>, le modèle horizontal montre la même efficacité de course avec des caractéristiques biomécaniques différentes (une durée de  $t_{PUSH}$  plus longue que celle de  $t_{BRAKE}$  suivi d'une  $V_{X-COM}$  au  $T_{OFF}$  élevée, un  $t_A$  court et un  $\Delta_{Z-COM}$  faible) (Figure 4.1).



Daley et al.<sup>57</sup> ont souligné que le pattern *groucho* ou *grounded running* pouvait permettre de réduire  $E_C$  en limitant les mouvements et la déformation des viscères. Nous apportons (étude n°1) un argument biomécanique lié à la minimisation de  $E_{VERT}$  qui assurerait l'efficacité biomécanique de ce type de locomotion. En conséquence, minimiser le travail contre la gravité en dirigeant davantage l'énergie vers l'avant paraît être une stratégie au moins aussi efficace qu'augmenter la restitution d' $E_{EL}$  dans le but de réduire  $E_C$ .

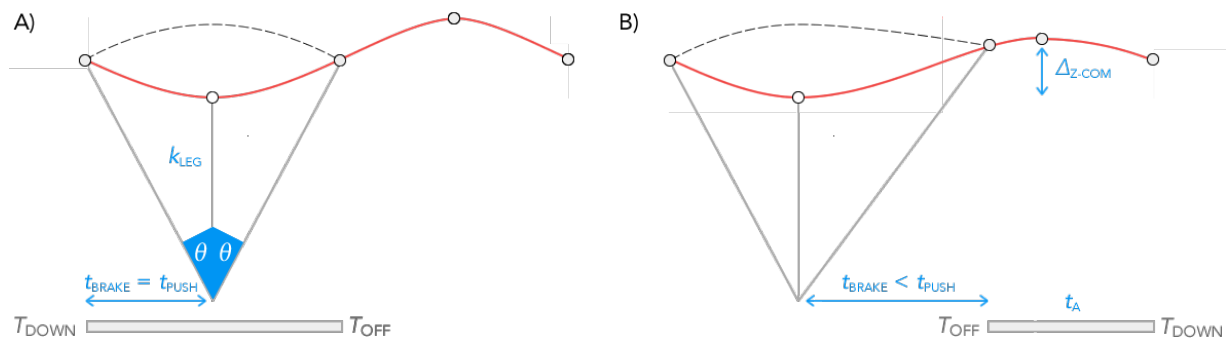


Figure 4.1 : Schématisation des paramètres d'influence A) du modèle d'efficacité masse-ressort (vertical) et B) du modèle d'efficacité horizontale avec le temps de contact ( $t_c$ ), la raideur du membre inférieur ( $k_{LEG}$ ), l'angle total couvert par le membre inférieur durant l'appui ( $2\theta$ ), le temps de vol ( $t_A$ ) et l'oscillation verticale du centre de masse ( $\Delta z_{COM}$ ).

Ces résultats relatifs à l'existence d'une asymétrie chez les coureurs qui restent proportionnellement plus longtemps au sol, rejoignent les observations de Cavagna et al.<sup>121</sup> qui rapportaient que le ratio de durée  $t_{PUSH}/t_{BRAKE}$  était plus élevé et que le comportement élastique apparent était plus faible chez les personnes âgées ( $73.6 \pm 5.5$  ans) comparées à des personnes plus jeunes ( $20.8 \pm 1.6$  ans). Nos résultats montrent que cette différenciation vis-à-vis du modèle masse-ressort n'est pas forcément assimilable à l'âge mais traduit un pattern moteur donné donc un recrutement musculaire spécifique (chapitre 5.1.1).

#### 4.1.2. RECRUTEMENT MUSCULAIRE

Partant d'une comparaison biomécanique et énergétique des coureurs aériens et terriens, l'étude n°4 montre que les deux groupes de coureurs possèdent une RE similaire malgré des caractéristiques biomécaniques mais aussi électromyographiques différentes. Une précocité de l'activation du muscle GL ainsi que son pic d'activation sont observées chez les aériens comparés aux terriens (Figure 3.6). Associés à un  $\alpha_{ANKLE}$  plus important (moins de dorsiflexion) et un  $\alpha_{STRIKE}$  plus faible, ce résultat conforte l'hypothèse d'une augmentation de la capacité des structures élastiques des aériens, à stocker l' $E_{EL}$  lors de  $t_{BRAKE}$ <sup>28,122</sup> grâce à une augmentation de  $k_{LEG}$ <sup>123</sup> et à l'efficacité du cycle étirement-détente<sup>124</sup>. De plus, les aériens démontrent un indice  $CO_{RF/ST}$  durant l'appui, plus important que les terriens suggérant une raideur articulaire (genou) plus grande de manière cohérente avec l'observation de  $k_{LEG}$

plus élevée. En étudiant les courbes de moment articulaire et d'activité musculaire, Kyröläinen et al.<sup>125</sup> observent qu'une augmentation de la raideur musculaire autour du genou et de la cheville durant  $t_{\text{BRAKE}}$ , augmente la force concentrique développée lors de  $t_{\text{PUSH}}$ . De plus, un  $t_{\text{COUPLING}}$  faible (positivement corrélé à  $t_c$ ) reflète une meilleure utilisation d' $E_{\text{EL}}$  durant le cycle étirement-détente<sup>54</sup>. Ainsi, en accord avec les hypothèses de base de l'approche Volodalen<sup>®</sup>, les coureurs aériens semblent optimiser leurs foulées en augmentant la restitution d' $E_{\text{EL}}$  ce qui correspond au modèle masse-ressort (Figure 4.2). A contrario, l'observation selon laquelle tous les coureurs ne favorisent pas le stockage-restitution d'énergie est en accord avec les conclusions de Aura et Komi<sup>119</sup> qui soulignaient l'existence de différences interindividuelles importantes quant à la capacité à stocker et à restituer l' $E_{\text{EL}}$ .

L'analyse de l'activité du ST montre que les terriens utilisent ce muscle à un plus haut pourcentage du  $ST_{\text{PEAK}}$  (mesuré lors de la course) lors de  $t_{\text{DROP}}$  et de  $t_{\text{BRAKE}}$  que les aériens. Ces résultats confirment les observations faites par Yong et al.<sup>126</sup> d'une plus grande activité du biceps femoris (normalisé par le PEAK d'activation musculaire mesuré en marche) lors de  $t_{\text{DROP}}$  chez des coureurs RFS. Les extenseurs de hanche ont un rôle important dans la propulsion du corps vers l'avant<sup>125</sup>, d'autant plus qu'une orientation plus horizontale du vecteur de  $F$  a récemment été associée à une meilleure  $RE$ <sup>63</sup>. De plus, comme  $\Delta z_{\text{COM}}$  a été positivement associée à  $E_c$ <sup>17</sup>, utiliser l'énergie pour déplacer le corps vers l'avant plutôt que vers le haut réduirait  $E_c$ . Bien qu'il soit difficile de comparer directement les amplitudes d'activation entre nos deux groupes aux vues de la méthode de normalisation utilisée, les caractéristiques électromyographiques des coureurs terriens semblent confirmer au niveau musculaire les observations réalisées au niveau cinématique, à savoir leur propension à favoriser la propulsion du corps vers l'avant (Figure 4.2).

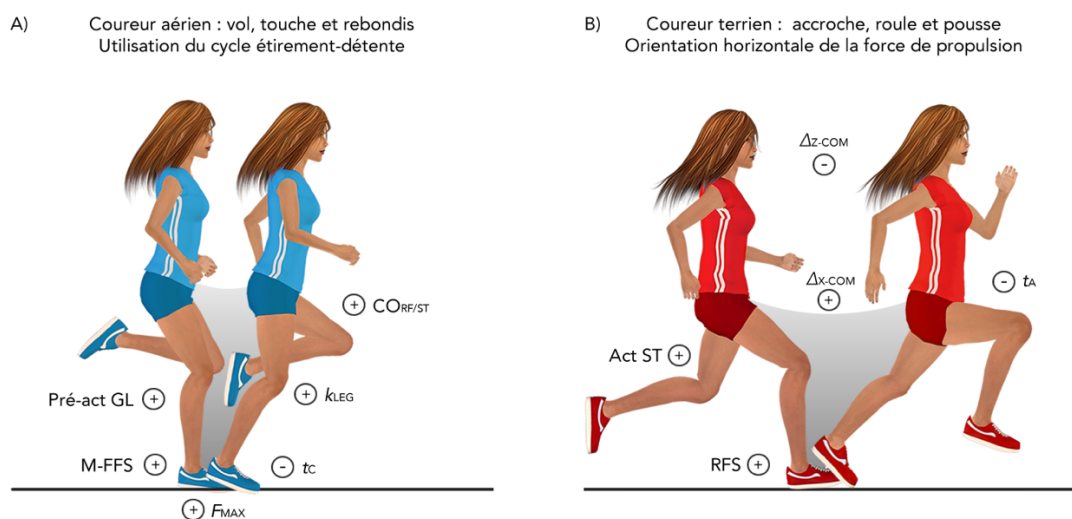


Figure 4.2 : Résumé illustrant les caractéristiques cinématiques et électromyographiques des coureurs A) aériens et B) terriens. Les aériens ont une activation plus précoce des gastrocnemii (pré-act GL), un index de co-activation rectus femoris / semi-tendinosus ( $CO_{\text{RF/ST}}$ ) plus important, une pose de pied davantage avec la plante (M-FFS),

une raideur du membre inférieur ( $k_{LEG}$ ) et une force maximale ( $F_{MAX}$ ) plus grandes et un temps de contact plus court ( $t_C$ ) que les terriens. Les terriens ont une activation du semi-tendinosus plus importante, une pose de pied davantage avec le talon (RFS), un déplacement horizontal du centre de masse ( $\Delta_{X-COM}$ ) plus grand et un temps de vol ( $t_A$ ) et une oscillation verticale du centre de masse ( $\Delta_{Z-COM}$ ) plus faibles que les aériens.

### 4.2. APPRECIATION SUBJECTIVE DE LA FOULEE : L'ECHELLE ET LE $V^{\circledast}$ SCORE

Sur la base d'une évaluation subjective et objective (vidéo 3D) des paramètres de la foulée pris en compte par l'échelle Volodalen<sup>®</sup>, nous avons montré que les coureurs possèdent des caractéristiques biomécaniques différentes selon qu'ils soient terriens ou aériens (étude n°2). Chaque continuum composant l'échelle Volodalen<sup>®</sup> s'est avéré différent entre les deux groupes avec par exemple un  $\Delta_{Z-HEAD}$  plus important et un  $\Delta_{X-ELBOWS}$  plus faible chez les aériens. De plus (étude n°3), les terriens présentent un  $\Delta_L$  plus important suivi d'un  $t_A$  plus faible alors que les aériens utilisent un  $t_C$  court, une  $k_{LEG}$ , une  $F_{MAX}$  et un  $\Delta_Y$  alors même que ces paramètres ne sont pas directement évalués par l'échelle Volodalen<sup>®</sup>. Ces résultats soulignent l'efficacité de cette échelle simple quant à la détection de paramètres liés aux modèles d'efficacité détaillés plus avant.

L'appréciation subjective de la foulée réalisée dans l'étude n°3 a également montré que l'échelle permet à l'entraîneur de bien estimer des paramètres biomécaniques de course mesurés par l'analyse vidéo 3D. Les corrélations rapportées entre les paramètres 3D et l'évaluation subjective des paramètres de la foulée, allaient de *modérée* à *très élevée* selon le paramètre, à l'exception de  $\Delta_{X-SHOULDERS}$  et  $\alpha_{PELVIS}$ . Ces résultats sont cohérents avec la littérature qui rapporte que l'évaluation subjective est satisfaisante en comparaison de mesures objectives pour la fréquence de mouvement de joueurs<sup>127</sup>, le comportement du membre inférieur lors de la réception d'un saut vertical<sup>91</sup> ou les paramètres cinématiques de la course<sup>92,99</sup>. Cependant deux paramètres ont montré des corrélations *banales*. Or, ces paramètres se révèlent être plus difficiles à observer de par leurs positions proximales sur le corps du coureur. Baris et Button<sup>127</sup> soulignent en effet que la validité de l'observation visuelle est dépendante du mouvement réalisé. Comme il s'avère que ces deux paramètres ( $\Delta_{X-SHOULDERS}$  et  $\alpha_{PELVIS}$ ) ne différencient pas les aériens des terriens, il semble judicieux de les supprimer de l'échelle Volodalen<sup>®</sup> (Figure 4.3).

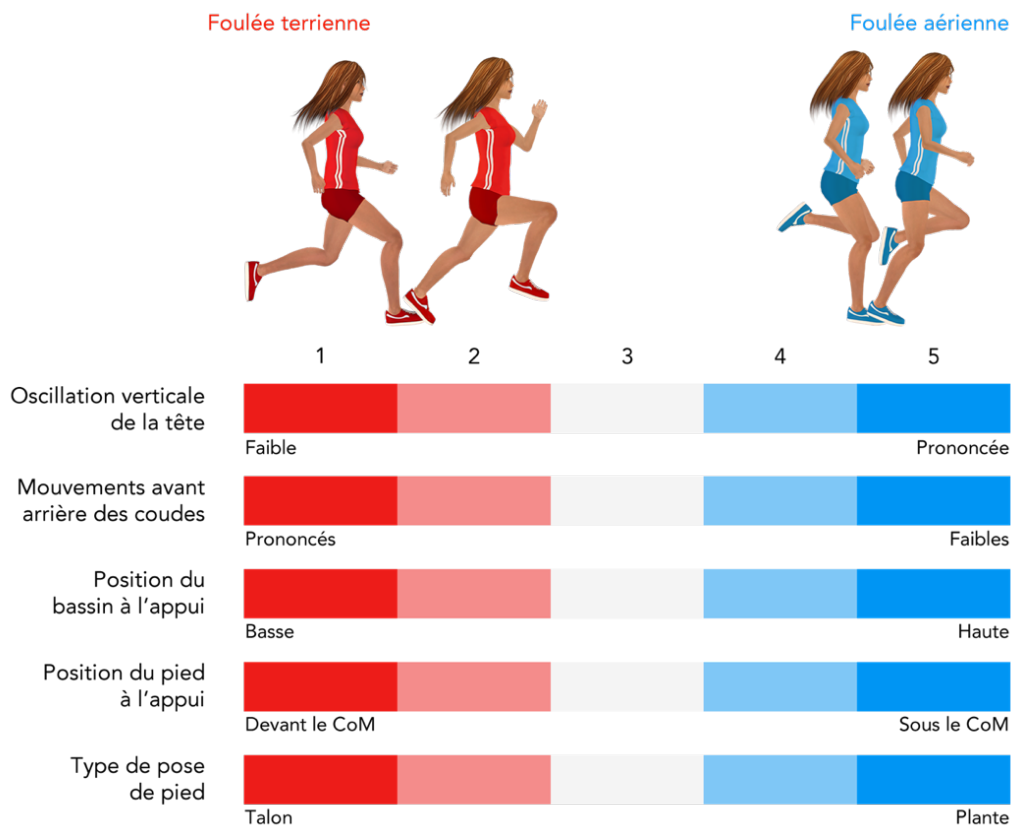


Figure 4.3 : Echelle subjective d'évaluation des foulées terrienne et aérienne après adaptation.

Les analyses en régression linéaire multiple visant à hiérarchiser l'importance relative des paramètres de l'échelle Volodalen® (mesurés objectivement) dans la détermination du  $V^{\text{SCORE}}$ , indiquent que  $\Delta_{Z\text{-HEAD}}$  contribue prioritairement au  $V^{\text{SCORE}}$  et que  $X_{\text{PELVIS}}$  y contribue le moins. De manière intéressante, ces contributions relatives varient en fonction de la vitesse de course. L'explication pourrait être donnée par les travaux de Forrester et Townend<sup>128</sup> montrant que l'évolution de  $\alpha_{\text{STRIKE}}$  avec la vitesse peut être différente en fonction des personnes. Nous avons en effet trouvé des interactions entre la vitesse et la foulée du coureur (aérienne ou terrienne) pour  $\alpha_{\text{STRIKE}}$  mais également pour  $\Delta_{X\text{-ELBOWS}}$  et  $Z_{\text{PELVIS}}$ . Avec la vitesse, la part relative de ces paramètres augmente davantage chez les terriens alors que l'évolution des autres paramètres reste similaire entre les deux groupes modifiant ainsi les contributions relatives dans la détermination du  $V^{\text{SCORE}}$ . Ainsi, il semble qu'une attention particulière doit être donnée à certains paramètres ( $\Delta_{Z\text{-HEAD}}$  par exemple) aux vitesses faibles ( $< 14 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ) et à d'autres ( $\Delta_{X\text{-ELBOWS}}$  par exemple) aux vitesses plus élevées ( $> 14 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ).

Partant des conclusions rapportées, l'échelle Volodalen® est un outil pratique pour les entraîneurs souhaitant évaluer la foulée d'un coureur (détermination subjective valide des aériens et des terriens) et le modèle d'efficacité qui lui est associé (différences de  $k_{\text{LEG}}$ ,  $t_{\text{C}}$ ,  $t_{\text{A}}$  entre les aériens et les terriens).

### 4.3. FOULEES ET VITESSES DE COURSE

La part d' $E_{EL}$  dans la production de force augmente avec la vitesse de course<sup>129</sup>. Ainsi, les aériens qui correspondent davantage au modèle masse-ressort pourraient être plus économiques que les terriens aux vitesses élevées et inversement aux vitesses faibles. Un effet d'interaction ( $p = 0.025$ ) entre les groupes (réalisés en fonction de DF) et la vitesse de course a été observé pour  $E_C$  dans l'étude n°1 allant dans le sens d'une diminution d' $E_C$  pour le groupe DF faible avec l'augmentation de vitesse. De plus, les analyses post-hoc montraient que le groupe DF faible avait une  $E_C$  plus faible à 14 km·h<sup>-1</sup> qu'à 10 km·h<sup>-1</sup>. De même, des calculs "officiels" de RE aux différents paliers du test incrémental réalisé lors de l'étude n°4, montre des évolutions différentes de RE avec la vitesse en fonction du type de foulée (Figure 4.4). Bien que non scientifiquement recommandée car faisant l'impasse d'un état stable de  $\dot{V}O_2$  dans le calcul de RE, cette analyse montre que les aériens deviennent progressivement plus économiques avec la vitesse de course et inversement pour les terriens. L'explication pourrait provenir d'une moindre dépense d'énergie sur la verticale avec l'augmentation de vitesse<sup>130</sup>. En diminuant l'asymétrie  $t_{PUSH}/t_{BRAKE}$  elle privilégierait le rôle des tendons relativement au muscle dans les unités musculo-tendineuses et favoriserait la restitution d' $E_{EL}$  (modèle masse-ressort)<sup>130</sup>.

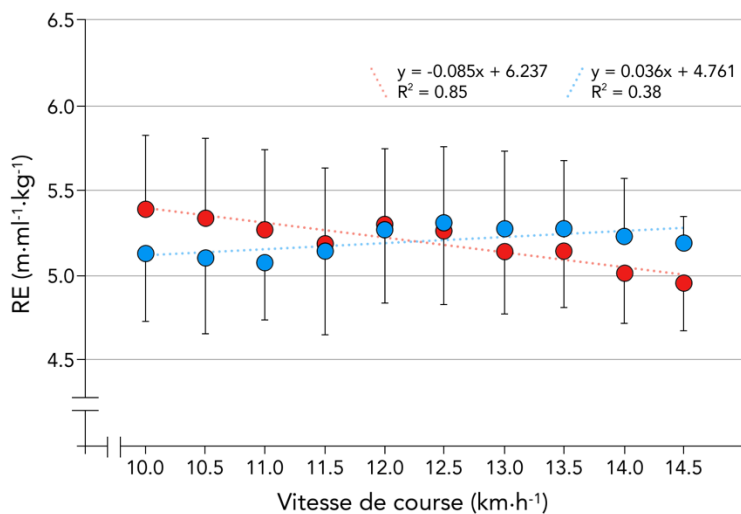


Figure 4.4 : Evolution de l'économie de course (RE) au cours du test incrémental sur tapis (étude n°3). Les cercles rouges représentent les terriens et les cercles bleus les aériens.

L'hypothèse d'une meilleure efficacité des aériens à vitesses élevées et des terriens à vitesses faibles, nous permet de mieux comprendre les résultats observés dans l'étude n°5. Cette étude a révélé que les aériens choisissent spontanément des vitesses de course plus élevées que les terriens. Conjointement les deux groupes optent pour des paramètres biomécaniques différents en lien avec la vitesse de course. Un  $t_C$  plus long, un  $t_A$  plus court et une  $k_{LEG}$  plus faible chez les terriens comparés aux aériens. Cet ensemble suggère l'existence d'un système complexe alliant la vitesse de course, la foulée du coureur, son ressenti et les paramètres biomécaniques (Figure 4.5). Le système montre que 1) les paramètres biomécaniques peuvent être le résultat de l'habileté pour le rebond (foulée aérienne /

modèle masse-ressort / verticalité) ou pour la propulsion horizontale (foulée terrienne / modèle "roue" / horizontalité), 2) les aériens et les terriens favorisent différentes vitesses de course sur la base de leur ressenti, et 3) la vitesse de course induit des adaptations biomécaniques différentes. Nous pouvons le formuler autrement. Le "système" foulée relie des paramètres biomécaniques faisant ainsi émerger deux processus d'optimisation. Le modèle aérien restitue l' $E_{EL}$  mais dépense l'énergie contre la pesanteur. Le modèle terrien restitue peu d' $E_{EL}$  mais dépense peu d'énergie contre la gravité. Le ressenti (plaisir) informe le coureur sur l'environnement (vitesse) favorable à l'expression de son système d'optimisation au même titre que les différences cinématiques entre les espèces animales masquent des performances spécifiques associées à des environnements différents<sup>131</sup>.

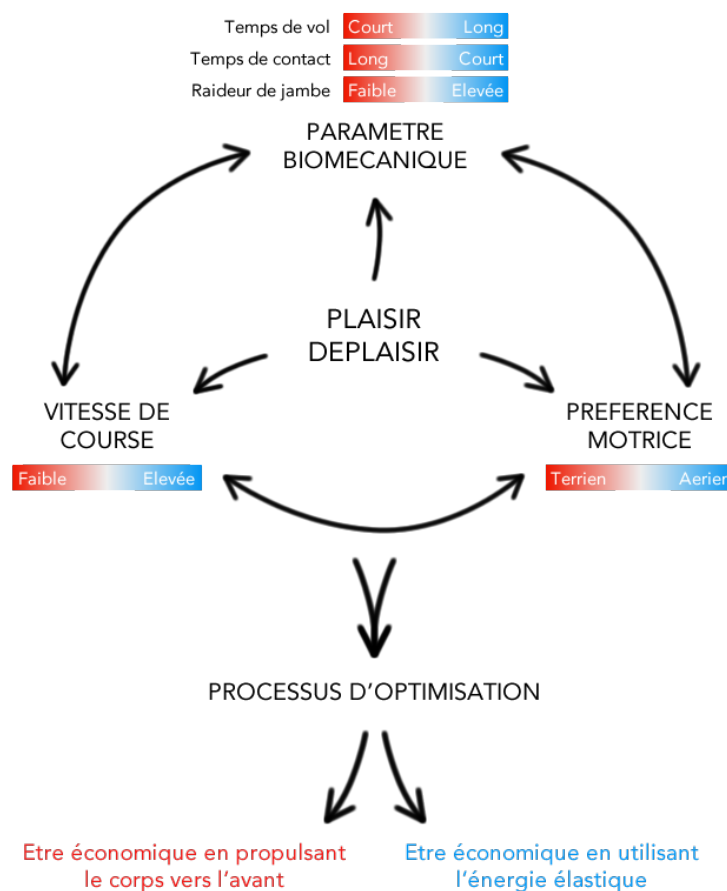


Figure 4.5 : Représentation schématique des interactions entre la foulée du coureur, la vitesse de course, les paramètres biomécaniques et le rapport plaisir/déplaisir.

De manière intéressante, les corrélations entre les paramètres biomécaniques et le score de plaisir / déplaisir montrent que les aériens perçoivent du plaisir en adoptant des paramètres associés au modèle d'efficacité masse-ressort ( $t_c$  faible et  $k_{LEG}$  élevée) alors que le plaisir des terriens est associé à des paramètres en lien avec le modèle horizontal ( $t_A$  faible). On peut donc penser que les coureurs augmentent leur plaisir de course en adaptant des variables externes (vitesse de course) qu'ils

perçoivent comme biomécaniquement efficaces. On peut alors parler d'environnement préférentiel en comparaison à la même manière dont des espèces occupent un habitat écologique particulier en ayant un comportement adapté à ce dernier<sup>132</sup>.

La prise en compte de foulées plus horizontales ou plus verticales s'inscrivant dans un environnement préférentiel, pourrait permettre d'adapter les exercices et les consignes donc de mieux individualiser l'entraînement et ainsi d'optimiser la progression des sportifs. Pourtant les résultats de l'étude n°6 sur l'entraînement, ne semblent pas aller clairement dans ce sens.

#### 4.4. IMPLICATIONS POUR L'ENTRAÎNEMENT

Un entraînement efficace propose des exercices qui font progresser le sportif. Au regard des résultats des précédentes études, la prescription d'exercices de rebond (PLT) avec un  $t_c$  court et une  $k_{LEG}$  élevée<sup>133</sup> correspondrait à la foulée aérienne alors que des exercices de poussée (DWT) avec un  $t_c$  plus long et une résistance plus importante<sup>134</sup> conviendraient davantage à la foulée terrienne. Selon Paavolainen et al.<sup>26</sup>, un entraînement PLT mimerait la phase excentrique de la course et serait à même d'améliorer la capacité à restituer  $E_{EL}$  en augmentant l'habileté des membres inférieurs à agir de manière raide au contact du sol. Quant à l'entraînement DWT (avec ajout de charge), selon Millet et al.<sup>135</sup> il améliorerait RE par une augmentation du taux d'activation des unités motrices. Bien qu'une optimisation des réponses à l'entraînement aurait pu être envisagée sur la base de ces correspondances, l'étude n°6 ne montre pas d'effets clairs de la prise en compte de la foulée des coureurs dans l'amélioration de RE ou d'autres facteurs de performance. De plus, elle démontre une nouvelle fois la grande variabilité interindividuelle quant aux réponses à l'entraînement ( $\pm$  SD importants)<sup>82</sup>.

L'amélioration moyenne de RE (environ 2 %) est inférieure à celle rapportée dans la littérature sur des périodes similaires (entre 3 et 8 %) ce qui pourrait participer aux faibles différences relevées entre les groupes et limiter les conclusions<sup>88,90,136</sup>. Toutefois, en examinant l'effet de PLT sur RE, Saunders et al.<sup>90</sup> n'observaient d'amélioration de RE qu'à 18 km·h<sup>-1</sup> alors que l'analyse portait également sur des vitesses plus faibles suggérant de possibles biais méthodologiques de notre étude (RE mesurée uniquement à 12 km·h<sup>-1</sup>). Les paramètres biomécaniques ont également été très faiblement impactés par les entraînements alors qu'une diminution de  $t_c$  devrait par exemple être observée après un entraînement PLT<sup>87,133</sup>. Ces résultats, peuvent être imputables au temps d'entraînement destiné aux sollicitations PLT ou DWT, plus faible (1 à 2 séances par semaine) que celui rapporté par d'autres études (3 séances par semaine)<sup>88,90</sup>. Les participants n'ayant jamais réalisés de tels exercices, cette quantité avait été choisie afin de limiter le risque de blessure. Toutefois, les qualités initiales des

participants étant un facteur critique des améliorations de RE<sup>137,138</sup>, une répartition des groupes en fonction des forces et des faiblesses peut alors modifier les interprétations des résultats de l'étude.

Il apparaît plus clairement que le travail présentant le plus de risques potentiels (BAD, déterminé par l'entraîneur) semble améliorer les performances liées au système cardio-vasculaire (RE, VMA, et  $\dot{V}O_{2MAX}$ ) alors qu'un travail avec plus de bénéfices potentiels (GOOD, idem) tend à améliorer les performances liées au système musculaire (SJ<sub>H</sub> et 5RJ<sub>P</sub>). Bien que les facteurs explicatifs restent difficiles à saisir et que ces résultats soient à confirmer, cette étude souligne l'importance de la prise en compte du ratio bénéfices / risques en rapport au type de foulée, dans la prescription d'entraînements ayant pour objectif l'amélioration de la performance. L'évaluation de ce rapport sur une qualité physique donnée (la réactivité par exemple) ou sur un pattern donné terrien ou aérien est peut-être un élément à prendre en compte dans les futures recherches appliquées à l'entraînement.



## 5. LIMITATIONS

### 5.1. INHERENTES AUX PERSONNES

#### 5.1.1. EFFET DE L'AGE SUR LES FOULEES

Avec l'âge, une nouvelle foulée s'installe qui renvoie vers le processus d'optimisation terrien. La résistance des tissus diminue, la force musculaire également<sup>139</sup>. Cette baisse de  $F_{MAX}$  se retrouve dans la course<sup>140</sup>. Cette adaptation induit une réduction de  $\Delta_{Z-COM}$  et de  $t_A$  qui en retour réduisent le stockage d' $E_{EL}$  et le travail contre la gravité<sup>140</sup>. Est-ce que tous les coureurs deviennent plus terriens avec l'âge ? Dans les diverses études menées, nous n'avons pas relevé de différences d'âge entre les terriens et les aériens (terriens [ $n = 116$ ] vs. aériens [ $n = 110$ ] :  $28.9 \pm 7.9$  vs.  $29.1 \pm 8.6$  ans) ni de corrélation significative entre l'âge et le  $V_{SCORE}^{\otimes}$  ( $r = -0.111$  ;  $p = 0.101$ ). Une large expérimentation incluant des personnes au-delà de 70 ans<sup>140</sup>, serait nécessaire pour répondre à la question de la relation entre une foulée terrienne et l'âge. Toutefois, étant donné que cette foulée plus terrienne va de pair avec le besoin d'augmenter la sécurité du système musculo-squelettique<sup>141</sup> et la stabilité du déplacement<sup>44,57</sup>, il est fort probable que cette adaptation se retrouve chez la grande majorité des personnes.

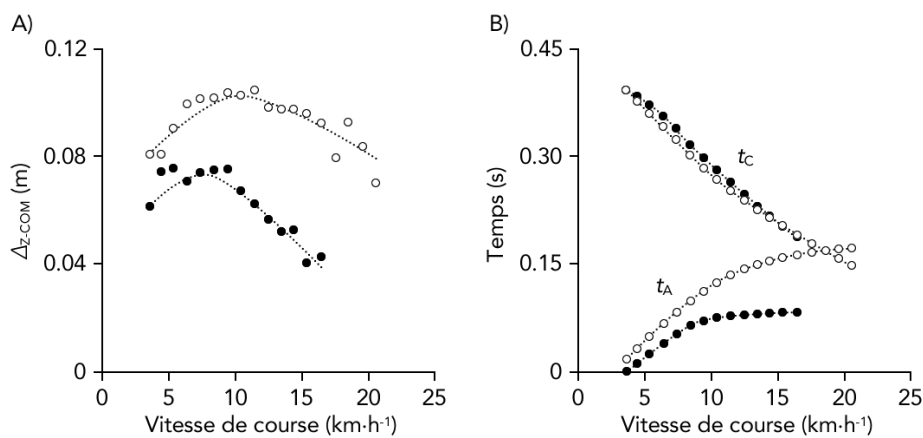


Figure 5.1 : Comparaison de la foulée entre personnes âgées (cercles noirs,  $73.6 \pm 5.5$  ans) et jeunes (cercles blancs,  $20.8 \pm 1.6$  ans) à différentes vitesses de course. Evolution A) de l'oscillation verticale du centre de masse ( $\Delta_{z-com}$ ) et B) des temps de contact ( $t_c$ ) et de vol ( $t_a$ ).

Cela ne veut nullement dire que les coureurs terriens ont des tissus moins résistants ou une moindre force. Un processus d'optimisation peut répondre à différents critères d'ajustement comme la réduction du coût énergétique ou la baisse du risque de blessure.

### 5.1.2. EFFET DU GENRE SUR LES FOULEES

Le nombre de femmes incluses dans les différentes études composant cette thèse, est inférieur à celui des hommes (43 vs. 177, respectivement). La répartition des genres dans les catégories de foulée n'est pas différente chez les hommes (aériens : 53.5 % et terriens : 46.5 %) mais l'est davantage chez les femmes (aériennes : 32.6 % et terriennes : 67.4 %). Ce constat nous interroge sur une possible interaction entre le genre et le type de foulée. Une étude rapporte un  $\Delta_{Z-COM}$  plus faible chez les femmes comparées à leurs homologues masculins<sup>142</sup>. Il a aussi été montré que les femmes fléchissent moins le genou pendant l'appui et présentent une  $k_{LEG}$  plus importante<sup>143</sup>. Dans le premier cas, les résultats renvoient à une foulée plus terrienne et dans le second cas à une foulée plus aérienne. Il est difficile aujourd'hui d'affirmer que les femmes adoptent davantage une foulée terrienne que les hommes. Une large étude comparative du type de foulée chez les hommes et les femmes sera nécessaire pour tester ces premières observations.

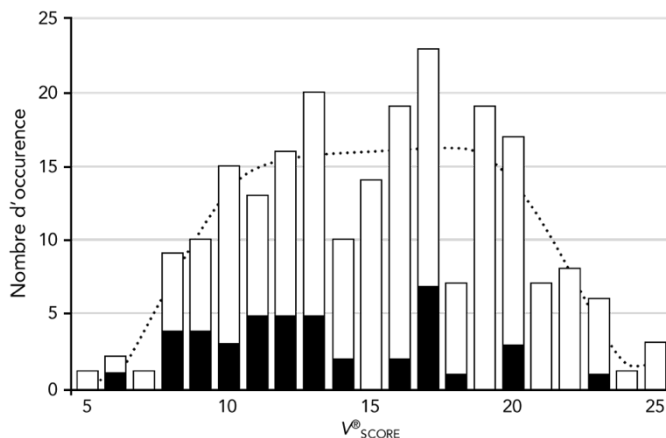


Figure 5.2 : Répartition de l'ensemble des sujets des différentes études en fonction du score global subjectif ( $V^{\circ}_{SCORE}$ ) donné par chaque participant. Les histogrammes blancs représentent les hommes ( $n = 177$ ) et les noirs représentent les femmes ( $n = 43$ ).

## 5.2. INHERENTES A LA CLASSIFICATION VOLODALEN®

### 5.2.1. EFFET PALIER DU $V^{\circ}_{SCORE}$

La catégorisation en coureurs terriens ou aériens est dépendante du  $V^{\circ}_{SCORE}$ . Le long de l'échelle Volodalen®, un seul point subjectif de différence donnant un  $V^{\circ}_{SCORE}$  de 15 ou de 16, classe le coureur dans une catégorie différente. Cette limite avait été choisie afin de simplifier l'utilisation et l'interprétation de l'échelle Volodalen®. La différence biomécanique entre ces deux coureurs ne doit pas être très importante et le processus d'optimisation de RE assez proche. Or, on dira de l'un qu'il optimise RE grâce à l'utilisation d' $E_{EL}$  et de l'autre qu'il optimise RE en réduisant le travail contre la gravité. De manière plus juste, nous pourrions dire que ces deux coureurs usent des deux processus dans des proportions quasi similaires. Une étude sur la manière la plus appropriée de catégoriser les aériens et les terriens sera nécessaire. Elle pourra répartir les coureurs en 3 groupes (en rapport avec la Figure 5.2 : terriens  $\leq 13$  [ $n = 87$ ],  $13 < mixte \leq 19$  [ $n = 60$ ] et aériens  $> 19$  [ $n = 74$ ]). Toutefois, après

exclusion des coureurs au  $V_{SCORE}^{\circledast}$  intermédiaire, les résultats de l'étude n°4 restaient inchangés ce qui souligne le faible impact de cet effet palier sur les résultats de cette thèse.

#### 4.2.1 GROUPES ET CONTINUUM

Un processus de regroupement n'est destiné qu'à simplifier l'approche Volodalen<sup>®</sup>. Chaque personne est plus ou moins terrienne et plus ou moins aérienne. La foulée se place davantage sur un continuum que dans des cases bien définies. Selon que le coureur plie plus ou moins le membre inférieur, l'approche Volodalen<sup>®</sup> différencie chaque catégorie terrienne et aérienne en deux sous-groupes (Figure 5.3). Certains terriens propulsent le corps préférentiellement "par les cuisses" et d'autres "par les pieds". De la même manière, il existerait des aériens rebondissant de préférence avec les cuisses et d'autres avec les pieds<sup>144</sup>. Différencier les foulées en quatre catégories pourrait limiter la variabilité à l'intérieur d'un même groupe et ainsi limiter les facteurs confondants. En effet, les coureurs "en pieds" sont susceptibles d'avoir un  $\alpha_{STRIKE}$  plus faible et une  $k_{LEG}$  plus importante que les coureurs "en cuisses". Ainsi certains terriens en pieds pourraient avoir un  $t_c$  plus court que certains aériens en cuisses. Malgré cela, différencier les foulées en quatre catégories plutôt qu'en deux reste une simplification. La diversité du vivant est telle que les modèles ne peuvent totalement la prédire. En attendant qu'il soit possible de chiffrer le continuum des foulées, la création et la validation d'une autre échelle de mesure prenant en compte les quatre catégories susmentionnées constitueront un travail qui pourra être mené à la suite de cette thèse.

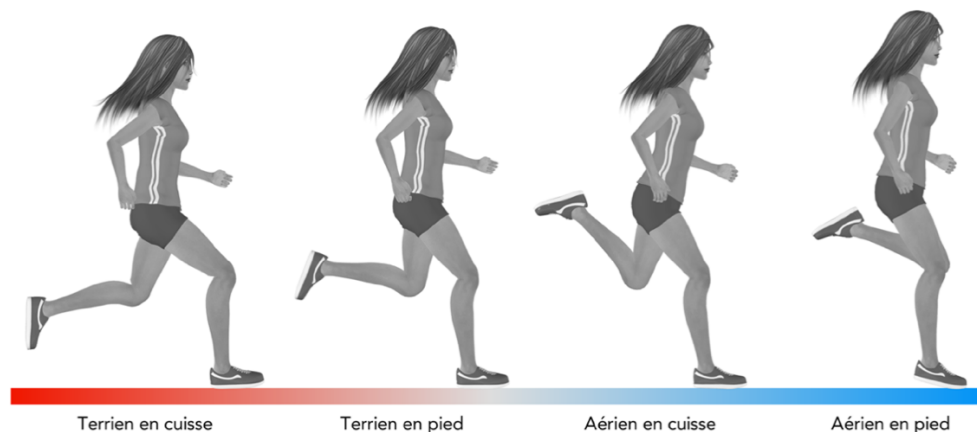


Figure 5.3 : Approche du continuum de la foulée avec une différenciation en quatre catégories.

## 6. PERSPECTIVES

### 6.1. EN RELATION AUX PERSONNES

#### 6.1.1. DE LA FOULEE A LA POSTURE

Les études réalisées ne permettent pas d'éclaircir les mécanismes à l'œuvre dans le "choix" d'un type de foulée et de son modèle d'efficacité pour une personne donnée. Les différences de biomécanique de course observées entre les individus sont généralement attribuées à des facteurs externes incluant, la vitesse de course, la surface du sol ou le niveau d'entraînement<sup>145,146</sup>. Toutefois, des facteurs inhérents aux personnes elles-mêmes comme les attributs neuromusculaires ou architecturaux<sup>147,148</sup> peuvent également influencer la coordination globale de la course. Sohier et Hayes proposent une classification de la marche basée sur la position du CoM plus en avant ou plus en arrière des appuis, induisant des contrôles musculaires différents<sup>73</sup>. En effet, une inclinaison postérieure du corps induit une diminution de l'activité du muscle soleus en position statique érigée<sup>149</sup>. Une position A-P du CoP plus en arrière des pieds est associée à une activité plus importante des fléchisseurs de cheville afin de maintenir l'équilibre statique<sup>150</sup>. À l'inverse, les extenseurs de cheville sont davantage activés lorsque le CoP est placé plus en avant des pieds<sup>150</sup>. Il en va de même en course. Une pose de pied M-FFS réalisée proche du centre de masse induit une action plus importante des extenseurs de cheville et inversement pour la pose de pied RFS<sup>126,151</sup>. Nous avons pu montrer dans une autre étude que la position A-P du CoP était différente chez les aériens et les terriens en position statique ; plus en avant des pieds chez les aériens et plus en arrière chez les terriens (Figure 6.1). De plus, cette étude montrait que  $\alpha_{\text{STRIKE}}$  des aériens était plus faible que celui des terriens confirmant les résultats de l'étude n°4.

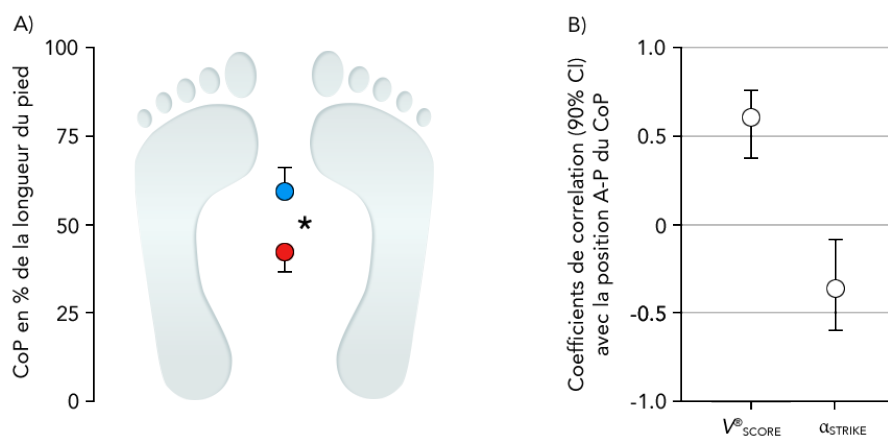
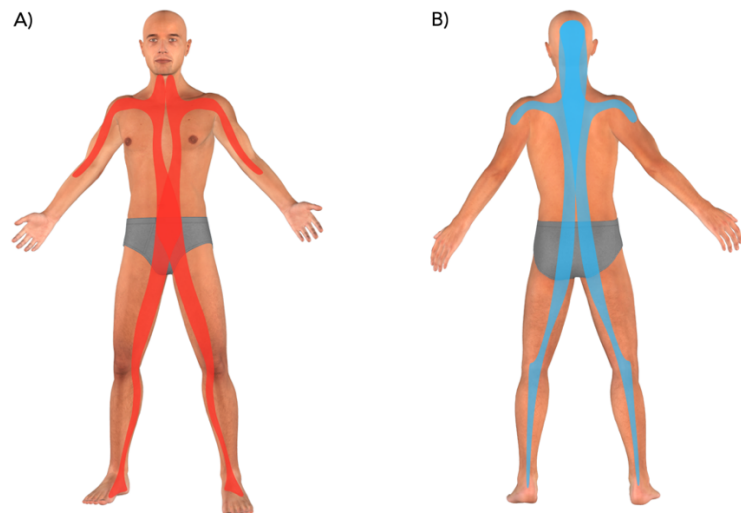


Figure 6.1 : A) Position antéro-postérieure (A-P) du centre de pression (CoP) en statique chez les aériens (cercle bleu) et les terriens (cercle rouge). B) Coefficients de corrélation entre la position A-P du CoP en statique et le score subjectif global ( $V^{\text{SCORE}}$ ) et l'angle de pose de pied ( $\alpha_{\text{STRIKE}}$ ). (\*) indique une différence significative ( $p < 0.05$ ) entre les deux groupes.

Ces résultats suggèrent une activation différente des fléchisseurs et extenseurs de cheville entre les deux groupes que ce soit en statique ou en course avec par ailleurs une relation *modérée* et *définie* observée entre  $\alpha_{\text{STRIKE}}$  et la position A-P du CoP en statique. En revanche, l'étude montre une corrélation large entre  $V_{\text{SCORE}}^{\text{®}}$  et la position A-P du CoP, indiquant une régulation de ces deux activités, plus globale (chaînes musculaires<sup>152</sup>) que locale (muscles de la cheville) (Figure 6.2). Une approche systémique de la foulée pourrait nous amener à poser l'hypothèse d'un contrôle de la course réalisé davantage par les muscles postérieurs du corps chez les aériens et par les muscles antérieurs du corps chez les terriens (respectivement chaîne postéro-médiane et chaîne antéro-médiane selon la terminologie GDS<sup>153</sup> ou chaîne de flexion et d'extension selon la terminologie Busquet<sup>154</sup>). De plus, l'implication de deux autres chaînes musculaires, postéro-antérieure et antéro-postérieure, l'une créant de l'alignement et l'autre de la courbure, pourrait être respectivement à l'origine des qualificatifs "en pieds" et "en cuisses" des sous-catégories de foulées.

Figure 6.2 : Représentation simplifiée des chaînes musculaires A) antérieure et B) postérieure. La chaîne musculaire postérieure parcourt l'arrière du corps depuis la tête jusqu'au-dessous des pieds. La chaîne musculaire antérieure parcourt l'avant du corps depuis la tête jusqu'à l'intérieur du pied.



### 6.1.2. IMPACT SUR LA PREVENTION DES BLESSURES

Nous avons dit combien les coureurs aériens favorisent une foulée verticale, appliquant une force plus importante au sol suite à un appui davantage en plante permettant une meilleure restitution d' $E_{\text{EL}}$ . En ce sens, on peut se poser la question de l'impact de ce type de foulée sur les blessures du coureur à pied, notamment les blessures touchant le tendon d'Achille et/ou les gastrocnémii<sup>68</sup>. Etant donné que le coureur terrien solliciterait en priorité sa chaîne musculaire antérieure, on peut également s'interroger sur des blessures affectant davantage les muscles de cette chaîne comme le tibial antérieur participant à la flexion dorsale du pied. On peut aussi se demander si un excès de pose en talon chez le terrien ne pourrait pas augmenter le risque de blessures survenant notamment au niveau du genou<sup>68</sup>. Plus finement, on pourrait aussi poser la question de personnes qui réaliseraient un mixte des foulées terriennes et aériennes et se blesseraient à proportion. Cela pourrait par exemple être le

cas quand le coureur pose le talon sans fléchir suffisamment le membre inférieur ou quand il pose la plante en fléchissant trop le membre inférieur. De prochaines études pourront tester ces hypothèses.

## 6.2. EN RELATION A L'ENVIRONNEMENT

### 6.2.1. EFFETS DU TYPE D'EVENEMENT SUR LES FOULEES

Pour Dickinson et al.<sup>37</sup>, l'analyse du mouvement et des processus d'optimisation n'a de sens qu'en relation à l'environnement. Nous avons vu que les vitesses élevées semblent constituer un environnement préférentiel pour les coureurs aériens (voir chapitre 3.5). Mais qu'en est-il de la pente par exemple ? Théoriquement, un facteur déterminant de la course en descente serait la capacité de la personne à incliner le tronc dans la pente afin de profiter de l' $E_{POT}$ . En pente douce, diminuer  $\alpha_{STRIKE}$  et  $t_c$  en gardant le tronc incliné vers l'avant permettrait d'améliorer l'atténuation des chocs<sup>80</sup>. Du fait d'un compromis entre l'atténuation des chocs et la stabilité du corps liée à un meilleur contrôle musculaire, les coureurs aériens pourraient être plus économiques et plus efficaces dans cet environnement. En revanche, dans les pentes raides l'inclinaison du tronc doit passer vers l'arrière afin de freiner le corps. Dans ces conditions, il est critique de maintenir une trajectoire stable d'un pas à l'autre afin d'éviter la chute. La foulée *groucho* étant dite plus stable, la foulée terrienne pourrait être plus stable et plus économique dans ce genre d'environnement<sup>44,57</sup> du fait même d'un meilleur contrôle moteur autorisé par la mise en jeu préférentielle de la chaîne musculaire dominante chez le coureur terrien. Une étude visant à comparer les sensations, RE et la biomécanique de course des terriens et des aériens en descentes douces et raides est nécessaire pour valider ou infirmer ces propos.

Récemment Nigg et al.<sup>155</sup> proposaient d'abandonner les paradigmes de pronation et d'amortissement dans la sélection des chaussures de course, et de les remplacer par la foulée préférée des coureurs et la sensation de confort. Des "bonnes" chaussures adaptées permettraient de réduire l'activité musculaire et l' $E_c$  en adaptant les caractéristiques de la chaussures à la foulée de la personne<sup>155</sup>. De plus, l'adaptation biomécanique à différents types de chaussure semble être dépendante des personnes<sup>156,157</sup>. On peut faire l'hypothèse que les "bonnes" chaussures pour les aériens ne sont identiques aux "bonnes" chaussures pour les terriens. Des chaussures minimalistes pourraient davantage correspondre aux coureurs aériens au regard des adaptations biomécaniques rapportées avec ce type de chaussures (pose de pied FFS et un  $t_c$  court, entre autre)<sup>158-160</sup>. Des chaussures plus amorties seraient plus adaptées aux terriens.

Une hypothèse similaire pourrait être formulée concernant le rapport aux types d'évènements sportifs préférentiellement choisis. Etant donné qu'une pose de pied FFS et un  $t_c$  court sont plus à même

d'être utilisés sur surface raide<sup>161</sup> et que les extenseurs de cheville semblent plus impactés par la fatigue métabolique que les fléchisseurs<sup>162</sup>, les aériens pourraient s'orienter davantage vers des courses courtes sur route plutôt que des trails longues distances. On peut aussi suspecter de meilleures performances lorsque le couple foulée / environnement est maximisé exerçant un processus de sélection pour le haut niveau. L'exemple cité par Gindre<sup>144</sup> dans son ouvrage, illustre parfaitement les affinités entre le coureur et l'environnement : "*Durant leurs années communes de compétition, Haile Gebreselassie battait systématiquement Paul Tergat quand la course se déroulait sur piste. En revanche, en cross la hiérarchie s'inversait. Sur le continuum terrien-aérien, le premier se situait davantage du côté aérien et le second davantage du côté terrien.*" Une approche qualitative prenant en compte la sensation de confort liée aux chaussures et à leurs caractéristiques ainsi que le type d'événement préférentiel (plaisir et performance) pourrait nous permettre d'objectiver les liens mentionnés ci-dessus.

### 6.2.2. EFFETS DE LA FATIGUE SUR LES FOULEES

La fatigue en course à pied se traduit visuellement et objectivement par une modification de la biomécanique de course. L'adaptation à la fatigue la plus couramment observée par les scientifiques et les entraîneurs est le passage vers une pose de pied davantage RFS<sup>24</sup>, un  $t_c$  plus long<sup>163</sup> et une  $k_{LEG}$  réduite<sup>164</sup>. Toutefois, il semble que les effets de la fatigue ne puissent pas être généralisés aussi simplement. En effet, une adaptation opposée, c'est à dire, une diminution du  $t_c$  et une augmentation de  $k_{LEG}$ , a également été rapportés suite à un exercice fatigant<sup>165</sup>. Le premier système explicatif de ces inconsistances provient du type de fatigue en lui-même, c'est à dire liées à l'intensité et la durée de l'exercice fatigant. Vers une foulée plus terrienne après des efforts courts (< à 1h) et intenses (> 85% de la VMA)<sup>164,166</sup> à une foulée plus aérienne après des efforts longs (plusieurs heures) et peu intenses (< 85% de VMA)<sup>165,167</sup>. De plus, le type de contraction musculaire pourrait jouer un rôle dans ces adaptations biomécaniques à la fatigue. Les courses en montée et en descente sont davantage caractérisées par des modes de contractions concentriques et excentriques entraînant ainsi une fatigue métabolique dans le premier cas et une fatigue liée aux dommages musculaires dans le second<sup>168</sup>. La première fatigue devrait induire une foulée plus terrienne (augmentation de  $t_c$  et diminution de  $\Delta_{Z-COM}$  et de  $k_{LEG}$ ) visant sans doute à limiter  $E_c$  en réduisant le travail contre la gravité alors que la seconde devrait entraîner une foulée plus aérienne (diminution du  $t_c$  et augmentation de  $k_{LEG}$ ) visant notamment à préserver les tissus et à limiter les douleurs périphériques associées à la flexion du genou<sup>169</sup>. Toutefois, la fatigue liée aux dommages musculaires induit également une diminution de  $t_A$ <sup>170</sup> et de  $t_{SWING}$ <sup>171</sup> ce qui renvoie à une foulée plus terrienne. Ainsi, bien qu'on puisse suspecter un effet d'interaction entre le type de foulée et le type de fatigue, l'adaptation vers une foulée plus terrienne quel que soit le type de fatigue semble plus probable. Toutefois, des études spécifiquement liées à ces deux pôles devront venir étayer cette hypothèse.

### 6.2.3. OUVERTURE A D'AUTRES ACTIVITES

En validant l'hypothèse des chaînes musculaires préférentielles, il est envisageable d'élargir les données rapportées chez le coureur à pied, à l'ensemble de la motricité humaine. C'est en tout cas ce qu'affirment les sociétés Volodalen® et ActionTypes® qui travaillent sur cette thématique depuis plus de 20 ans. Selon l'approche développée, la chaîne musculaire postérieure favorisée par les aériens engendre des mouvements d'extension et d'abduction. Un footballeur aérien préférerait donc conduire le ballon avec l'extérieur du pied et déborder un adversaire direct en réalisant un crochet extérieur. Quant au footballeur terrien, il préférerait les mouvements de flexion et d'adduction pilotés par la chaîne musculaire antérieure. Tous les mouvements pourraient ainsi se trouver impactés par les chaînes musculaires préférentielles. Songeons par exemple à la position plus fléchie et postériorisée ou plus alignée et antériorisée, du golfeur à l'adresse. Ainsi, la compréhension de ces préférences nous ouvre un champ d'intervention immense applicable à l'ensemble des activités physique et des mouvements du corps.



## 7. CONCLUSION

Pour être efficace, aujourd'hui le coureur est enjoint à rebondir sur l'avant pied de manière à stocker et restituer l'énergie élastique. Dans les années 1960-1970, on lui proposait plutôt de poser le talon et de pousser vers l'avant afin d'éviter de dépenser l'énergie contre la gravité. L'approche Volodalen® propose une synthèse de ces deux visions, synthèse qui est spécifique aux qualités donc à la motricité des coureurs.

Dans cette thèse, nous avons montré qu'il existe deux modèles permettant de courir efficacement. Le modèle aérien est basé sur un temps d'appui court et un temps de vol long. Il inscrit le mouvement dans la verticalité et recourt à la récupération d'énergie élastique. Le modèle terrien repose sur un long temps d'appui autorisant une phase de poussée plus longue, une proportion d'énergie dépensée vers l'avant plus grande, une oscillation verticale plus faible et un temps de vol réduit. Dans les deux cas l'économie de course est identique. À partir d'une échelle subjective validée (approche Volodalen®), l'observateur est capable d'identifier le modèle d'efficacité de chaque coureur.

Ces foulées différentes semblent orienter les coureurs vers des environnements préférentiels à l'image de la vitesse de course que les aériens préfèrent plus rapide. Cette orientation du coureur vers un environnement qui lui conviendrait mieux, est médiée par le plaisir qu'il ressent. Chaque coureur pourrait ainsi s'orienter vers l'environnement (sol, distance, dénivelé...) qui favorise son efficacité. Cela signifie également qu'il y aurait des environnements plus adaptés à certaines foulées. Dès lors, on peut penser que les entraînements favorables varient aussi selon la foulée du coureur. Pourtant, ce travail ne montre pas de relations simples entre un type d'entraînement et un type de foulée.

D'autres travaux devront tester les liens entre le type de foulée terrienne ou aérienne et les pratiques (blessures, le sol, les chaussures, la distance de l'épreuve, les séances efficaces) ainsi que les gestuelles (position érigée, ab-adduction...) du coureur à pied et ainsi explorer le vaste champ d'expérimentation ouvert par l'approche Volodalen® et les résultats de cette thèse.

## REFERENCES

1. Srinivasan, M. & Ruina, A. Computer optimization of a minimal biped model discovers walking and running. *Nature* **439**, 72–75 (2006).
2. Andrada, E., Nyakatura, J. A., Bergmann, F. & Blickhan, R. Adjustments of global and local hindlimb properties during terrestrial locomotion of the common quail (*Coturnix coturnix*). *J. Exp. Biol.* **216**, 3906–3916 (2013).
3. Hancock, J. A., Stevens, N. J. & Biknevicius, A. R. Whole-body mechanics and kinematics of terrestrial locomotion in the Elegant-crested Tinamou *Eudromia elegans*: Terrestrial locomotion in the Elegant-crested Tinamou. *Ibis* **149**, 605–614 (2007).
4. Nyakatura, J. A., Andrada, E., Grimm, N., Weise, H. & Fischer, M. S. Kinematics and center of mass mechanics during terrestrial locomotion in northern lapwings (*Vanellus vanellus*, Charadriiformes). *J. Exp. Zool.* **317**, 580–594 (2012).
5. Hildebrand, M. Symmetrical Gaits of Horses. *Science* **150**, 701–708 (1965).
6. Minetti, A. E. A model equation for the prediction of mechanical internal work of terrestrial locomotion. *J. Biomech.* **31**, 463–468 (1998).
7. Nishii, J. An analytical estimation of the energy cost for legged locomotion. *J. Theor. Biol.* **238**, 636–645 (2006).
8. Bertram, J. E. & Ruina, A. Multiple walking speed-frequency relations are predicted by constrained optimization. *J. Theor. Biol.* **209**, 445–453 (2001).
9. Hoyt, D. F. & Taylor, C. R. Gait and the energetics of locomotion in horses. *Nature* **292**, 239–240 (1981).
10. Rubenson, J., Heliamas, S. B., Lloyd, D. G. & Fournier, P. A. Gait selection in the ostrich: mechanical and metabolic characteristics of walking and running with and without an aerial phase. *Proc. Biol. Sci.* **271**, 1091–1099 (2004).
11. Farley, C. T. & Taylor, C. R. A mechanical trigger for the trot-gallop transition in horses. *Science* **253**, 306–308 (1991).
12. Dawson, T. J. & Taylor, C. R. Energetic Cost of Locomotion in Kangaroos. *Nature* **246**, 313–314 (1973).
13. Minetti, A. E., Ardigo, L. P. & Saibene, F. The transition between walking and running in humans: metabolic and mechanical aspects at different gradients. *Acta Physiol. Scand.* **150**, 315–323 (1994).

14. Wickler, S. J., Hoyt, D. F., Cogger, E. A. & Myers, G. The energetics of the trot-gallop transition. *J. Exp. Biol.* **206**, 1557–1564 (2003).
15. Cavanagh, P. R. & Williams, K. R. The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running. *Med. Sci. Sports Exerc.* **14**, 30–35 (1982).
16. Gruber, A. H., Umberger, B. R., Braun, B. & Hamill, J. Economy and rate of carbohydrate oxidation during running with rearfoot and forefoot strike patterns. *J. Appl. Physiol.* **115**, 194–201 (2013).
17. Halvorsen, K., Eriksson, M. & Gullstrand, L. Acute effects of reducing vertical displacement and step frequency on running economy. *J. Strength Cond. Res.* **26**, 2065–2070 (2012).
18. de Ruiter, C. J., Verdijk, P. W. L., Werker, W., Zuidema, M. J. & de Haan, A. Stride frequency in relation to oxygen consumption in experienced and novice runners. *Eur. J. Sport Sci.* **14**, 251–258 (2014).
19. Craighead, D. H., Lehecka, N. & King, D. L. A novel running mechanic's class changes kinematics but not running economy. *J. Strength Cond. Res.* **28**, 3137–3145 (2014).
20. Moore, I. S. Is There an Economical Running Technique? A Review of Modifiable Biomechanical Factors Affecting Running Economy. *Sports Med.* **46**, 793–807 (2016).
21. Hunter, I. & Smith, G. A. Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: changes with fatigue during a 1-h high-intensity run. *Eur. J. Appl. Physiol.* **100**, 653–661 (2007).
22. de Almeida, M. O., Saragiotto, B. T., Yamato, T. P. & Lopes, A. D. Is the rearfoot pattern the most frequently foot strike pattern among recreational shod distance runners? *Phys. Ther. Sport* **16**, 29–33 (2015).
23. Kasmer, M. E., Liu, X. C., Roberts, K. G. & Valadao, J. M. Foot-strike pattern and performance in a marathon. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **8**, 286–292 (2013).
24. Larson, P. *et al.* Foot strike patterns of recreational and sub-elite runners in a long-distance road race. *J. Sports Sci.* **29**, 1665–1673 (2011).
25. Hasegawa, H., Yamauchi, T. & Kraemer, W. J. Foot strike patterns of runners at the 15-km point during an elite-level half marathon. *J. Strength Cond. Res. Natl. Strength Cond. Assoc.* **21**, 888–893 (2007).
26. Paavolainen, L. M., Nummela, A. T. & Rusko, H. K. Neuromuscular characteristics and muscle power as determinants of 5-km running performance. *Med. Sci. Sports Exerc.* **31**, 124–130 (1999).
27. Hoogkamer, W., Kipp, S., Spiering, B. A. & Kram, R. Altered running economy directly translates to altered distance-running performance. *Med. Sci. Sports Exerc.* **48**, 2175–2180 (2016).

28. Lieberman, D. E. *et al.* Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature* **463**, 531–535 (2010).
29. Romanov, N. & Fletcher, G. Runners do not push off the ground but fall forwards via a gravitational torque. *Sports Biomech.* **6**, 434–452 (2007).
30. Dreyer, D. & Dreyer, K. *ChiRunning: A Revolutionary Approach to Effortless, Injury-Free Running.* (Touchstone, 2009).
31. Blickhan, R. The spring-mass model for running and hopping. *J. Biomech.* **22**, 1217–1227 (1989).
32. McMahon, T. A. & Cheng, G. C. The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *J. Biomech.* **23**, 65–78 (1990).
33. Thys, H., Faraggiana, T. & Margaria, R. Utilization of muscle elasticity in exercise. *J. Appl. Physiol.* **32**, 491–494 (1972).
34. Cavagna, G. A., Heglund, N. C. & Taylor, C. R. Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *Am. J. Physiol.* **233**, 243–261 (1977).
35. Alexander, R. & Vernon, A. The mechanics of hopping by kangaroos (Macropodidae). *J. Zool.* **177**, 265–303 (1975).
36. Saibene, F. & Minetti, A. E. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *Eur. J. Appl. Physiol.* **88**, 297–316 (2003).
37. Dickinson, M. H. *et al.* How animals move: an integrative view. *Science* **288**, 100–106 (2000).
38. Marey, E. J. *Le Mouvement.* (G. Masson, 1894).
39. Bosco, C. *et al.* Neuromuscular function and mechanical efficiency of human leg extensor muscles during jumping exercises. *Acta Physiol. Scand.* **114**, 543–550 (1982).
40. Cavagna, G. A., Saibene, F. P. & Margaria, R. Effect of negative work on the amount of positive work performed by an isolated muscle. *J. Appl. Physiol.* **20**, 157–158 (1965).
41. Shorten, M. R. Muscle elasticity and human performance. *Med Sports Sci* **25**, 1–18 (1987).
42. Conley, D. L. & Krahenbuhl, G. S. Running economy and distance running performance of highly trained athletes. *Med. Sci. Sports Exerc.* **12**, 357–360 (1980).
43. He, J. P., Kram, R. & McMahon, T. A. Mechanics of running under simulated low gravity. *J. Appl.*

*Physiol.* **71**, 863–870 (1991).

44. McMahon, T. A., Valiant, G. & Frederick, E. C. Groucho running. *J. Appl. Physiol.* **62**, 2326–2337 (1987).
45. Farley, C. T., Glasheen, J. & McMahon, T. A. Running springs: speed and animal size. *J. Exp. Biol.* **185**, 71–86 (1993).
46. Farley, C. T. & González, O. Leg stiffness and stride frequency in human running. *J. Biomech.* **29**, 181–186 (1996).
47. Latash, M. L. & Zatsiorsky, V. M. Joint stiffness: Myth or reality? *Hum. Mov. Sci.* **12**, 653–692 (1993).
48. Morin, J. B., Dalleau, G., Kyröläinen, H., Jeannin, T. & Belli, A. A simple method for measuring stiffness during running. *J. Appl. Biomech.* **21**, 167–180 (2005).
49. Ferris, D. P., Louie, M. & Farley, C. T. Running in the real world: adjusting leg stiffness for different surfaces. *Proc. Biol. Sci.* **265**, 989–994 (1998).
50. Girard, O., Millet, G. P., Slawinski, J., Racinais, S. & Micallef, J. P. Changes in running mechanics and spring-mass behaviour during a 5-km time trial. *Int. J. Sports Med.* **34**, 832–840 (2013).
51. Lussiana, T., Hébert-Losier, K. & Mourot, L. Effect of minimal shoes and slope on vertical and leg stiffness during running. *J. Sport Health Sci.* **4**, 195–202 (2015).
52. Morin, J. B., Samozino, P., Zameziati, K. & Belli, A. Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. *J. Biomech.* **40**, 3341–3348 (2007).
53. Hayes, P. & Caplan, N. Foot strike patterns and ground contact times during high-calibre middle-distance races. *J. Sports Sci.* **30**, 1275–1283 (2012).
54. Kobsar, D. & Barden, J. Contact time predicts coupling time in slow stretch-shortening cycle jumps. *J. Strength Cond. Res.* **25**, 51–52 (2011).
55. Zameziati, K., Morin, J. B., Deiuri, E., Telonio, A. & Belli, A. Influence of the contact time on coupling time and a simple method to measure coupling time. *Eur. J. Appl. Physiol.* **96**, 752–756 (2006).
56. Di Michele, R. & Merni, F. The concurrent effects of strike pattern and ground-contact time on running economy. *J. Sci. Med. Sport* **17**, 414–418 (2014).
57. Daley, M. A. & Usherwood, J. R. Two explanations for the compliant running paradox: reduced work of bouncing viscera and increased stability in uneven terrain. *Biol. Lett.* **6**, 418–421 (2010).

58. Kram, R. & Taylor, C. R. Energetics of running: a new perspective. *Nature* **346**, 265–267 (1990).
59. Støren, Ø., Helgerud, J. & Hoff, J. Running stride peak forces inversely determine running economy in elite runners. *J. Strength Cond. Res.* **25**, 117–123 (2011).
60. Chapman, R. F. *et al.* Ground contact time as an indicator of metabolic cost in elite distance runners. *Med. Sci. Sports Exerc.* **44**, 917–925 (2012).
61. Ogueta-Alday, A., Rodríguez-Marroyo, J. A. & García-López, J. Rearfoot striking runners are more economical than midfoot strikers. *Med. Sci. Sports Exerc.* **46**, 580–585 (2014).
62. Perl, D. P., Daoud, A. I. & Lieberman, D. E. Effects of footwear and strike type on running economy. *Med. Sci. Sports Exerc.* **44**, 1335–1343 (2012).
63. Moore, I. S., Jones, A. M. & Dixon, S. J. Reduced oxygen cost of running is related to alignment of the resultant GRF and leg axis vector: A pilot study. *Scand. J. Med. Sci. Sports* **26**, 809–815 (2015).
64. Roberts, T. J., Kram, R., Weyand, P. G. & Taylor, C. R. Energetics of bipedal running. I. Metabolic cost of generating force. *J. Exp. Biol.* **201**, 2745–2751 (1998).
65. Santos-Concejero, J. *et al.* Stride angle as a novel indicator of running economy in well-trained runners. *J. Strength Cond. Res.* **28**, 1889–1895 (2014).
66. Williams, K. R. Biomechanical factors contributing to marathon race success. *Sports Med.* **37**, 420–423 (2007).
67. Arellano, C. J. & Kram, R. The effects of step width and arm swing on energetic cost and lateral balance during running. *J. Biomech.* **44**, 1291–1295 (2011).
68. Kulmala, J. P., Avela, J., Pasanen, K. & Parkkari, J. Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rearfoot strikers. *Med. Sci. Sports Exerc.* **45**, 2306–2313 (2013).
69. Arendse, R. E. *et al.* Reduced eccentric loading of the knee with the pose running method. *Med. Sci. Sports Exerc.* **36**, 272–277 (2004).
70. Hoerzer, S., Tscherner, V., Jacob, C. & Nigg, B. M. Defining functional groups based on running kinematics using self-organizing maps and support vector machines. *J. Biomech.* **48**, 2072–2079 (2015).
71. Phinyomark, A., Osis, S., Hettinga, B. A. & Ferber, R. Kinematic gait patterns in healthy runners: A hierarchical cluster analysis. *J. Biomech.* **48**, 3897–3904 (2015).
72. Hopkins, W. G., Marshall, S. W., Batterham, A. M. & Hanin, J. Progressive statistics for studies in sports

medicine and exercise science. *Med. Sci. Sports Exerc.* **41**, 3–13 (2009).

73. Sohier, R. & Haye, M. *Deux marches pour la machine humaine: celle 'qui vient d'en haut' et celle 'qui vient d'en bas'*. (Kiné-Sciences, 1989).

74. Hellebrandt, F. A., Tepper, R. H., Braun, G. L. & Elliott, M. C. The location of the cardinal anatomical orientation planes passing through the center of weight in young adult women. *Am. J. Physiol.* **121**, 465–470 (1938).

75. Fujiwara, K., Ikegami, H. & Okada, M. The position of the center of foot pressure in an upright stance and its determining factors. *Jpn J Hum Posture* **4**, 9–16 (1984).

76. Brughelli, M., Cronin, J. & Chaouachi, A. Effects of running velocity on running kinetics and kinematics. *J. Strength Cond. Res.* **25**, 933–939 (2011).

77. Padulo, J., Annino, G., Migliaccio, G. M., D'ottavio, S. & Tihanyi, J. Kinematics of running at different slopes and speeds. *J. Strength Cond. Res.* **26**, 1331–1339 (2012).

78. Lind, E., Joens-Matre, R. R. & Ekkekakis, P. What intensity of physical activity do previously sedentary middle-aged women select? Evidence of a coherent pattern from physiological, perceptual, and affective markers. *Prev. Med.* **40**, 407–419 (2005).

79. Townshend, A. D., Worringham, C. J. & Stewart, I. B. Spontaneous pacing during overground hill running. *Med. Sci. Sports Exerc.* **42**, 160–169 (2010).

80. Chu, J. J. & Caldwell, G. E. Stiffness and damping response associated with shock attenuation in downhill running. *J. Appl. Biomech.* **20**, 291–308 (2004).

81. Dixon, S. J., Collop, A. C. & Batt, M. E. Surface effects on ground reaction forces and lower extremity kinematics in running. *Med. Sci. Sports Exerc.* **32**, 1919–1926 (2000).

82. Mann, T. N., Lamberts, R. P. & Lambert, M. I. High responders and low responders: factors associated with individual variation in response to standardized training. *Sports Med.* **44**, 1113–1124 (2014).

83. Hautala, A. J. *et al.* Individual differences in the responses to endurance and resistance training. *Eur. J. Appl. Physiol.* **96**, 535–542 (2006).

84. Midgley, A. W., McNaughton, L. R. & Jones, A. M. Training to enhance the physiological determinants of long-distance running performance: can valid recommendations be given to runners and coaches based on current scientific knowledge? *Sports Med.* **37**, 857–880 (2007).

85. Slawinski, J., Demarle, A., Koralsztejn, J. P. & Billat, V. Effect of supra-lactate threshold training on the

- relationship between mechanical stride descriptors and aerobic energy cost in trained runners. *Arch. Physiol. Biochem.* **109**, 110–116 (2001).
86. Barnes, K. R., Hopkins, W. G., McGuigan, M. R. & Kilding, A. E. Effects of different uphill interval-training programs on running economy and performance. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **8**, 639–647 (2013).
87. Barnes, K. R. & Kilding, A. E. Strategies to Improve Running Economy. *Sports Med.* **45**, 37–56 (2014).
88. Mikkola, J. S., Rusko, H. K., Nummela, A. T., Paavolainen, L. M. & Häkkinen, K. Concurrent endurance and explosive type strength training increases activation and fast force production of leg extensor muscles in endurance athletes. *J. Strength Cond. Res.* **21**, 613–620 (2007).
89. Taipale, R. S. *et al.* Strength training in endurance runners. *Int. J. Sports Med.* **31**, 468–476 (2010).
90. Saunders, P. U. *et al.* Short-term plyometric training improves running economy in highly trained middle and long distance runners. *J. Strength Cond. Res.* **20**, 947–954 (2006).
91. Markbreiter, J. G., Sagon, B. K., Valovich McLeod, T. C. & Welch, C. E. Reliability of clinician scoring of the landing error scoring system to assess jump-landing movement patterns. *J. Sport Rehabil.* **24**, 214–218 (2015).
92. Pipkin, A., Kotecki, K., Hetzel, S. & Heiderscheidt, B. Reliability of a qualitative video analysis for running. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 1–34 (2016).
93. Alexander, R. M. Energetics and optimization of human walking and running: the 2000 Raymond Pearl memorial lecture. *Am. J. Hum. Biol.* **14**, 641–648 (2002).
94. Thompson, A., Bezodis, I. N. & Jones, R. L. An in-depth assessment of expert sprint coaches' technical knowledge. *J. Sports Sci.* **27**, 855–861 (2009).
95. Gindre, C., Lussiana, T., Hebert-Losier, K. & Mourot, L. Aerial and terrestrial patterns: a novel approach to analyzing human running. *Int. J. Sports Med.* **37**, 25–29 (2016).
96. Bosquet, L., Berryman, N. & Dupuy, O. A comparison of 2 optical timing systems designed to measure flight time and contact time during jumping and hopping. *J. Strength Cond. Res.* **23**, 2660–2665 (2009).
97. Gindre, C., Lussiana, T., Hebert-Losier, K. & Morin, J. B. Reliability and validity of the Myotest® for measuring running stride kinematics. *J. Sports Sci.* **34**, 664–670 (2016).
98. Lee, C. R. & Farley, C. T. Determinants of the center of mass trajectory in human walking and running. *J. Exp. Biol.* **201**, 2935–2944 (1998).



99. Altman, A. R. & Davis, I. S. A kinematic method for footstrike pattern detection in barefoot and shod runners. *Gait Posture* **35**, 298–300 (2012).
100. Hébert-Losier, K., Mourot, L. & Holmberg, H. C. Elite and amateur orienteers' running biomechanics on three surfaces at three speeds. *Med. Sci. Sports Exerc.* **47**, 381–389 (2015).
101. Maiwald, C., Sterzing, T., Mayer, T. A. & Milani, T. L. Detecting foot-to-ground contact from kinematic data in running. *Footwear Sci.* **1**, 111–118 (2009).
102. Grood, E. S. & Suntay, W. J. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J. Biomech. Eng.* **105**, 136–144 (1983).
103. Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C. & Rau, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **10**, 361–374 (2000).
104. Hug, F. Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *J. Electromyogr. Kinesiol.* **21**, 1–12 (2011).
105. Winter, D. A. *Biomechanics and motor control of human movement*. (Wiley-Interscience, 1990).
106. Turner, A. M., Owings, M. & Schwane, J. A. Improvement in running economy after 6 weeks of plyometric training. *J. Strength Cond. Res.* **17**, 60–67 (2003).
107. Jeukendrup, A. E. & Wallis, G. A. Measurement of substrate oxidation during exercise by means of gas exchange measurements. *Int. J. Sports Med.* **26**, 28–37 (2005).
108. Taylor, H. L., Buskirk, E. & Henschel, A. Maximal oxygen intake as an objective measure of cardio-respiratory performance. *J. Appl. Physiol.* **8**, 73–80 (1955).
109. Howley, E. T., Bassett, D. R. & Welch, H. G. Criteria for maximal oxygen uptake: review and commentary. *Med. Sci. Sports Exerc.* **27**, 1292–1301 (1995).
110. Léger, L. & Boucher, R. An indirect continuous running multistage field test: the Université de Montréal track test. *Can. J. Appl. Sport Sci.* **5**, 77–84 (1980).
111. Bosco, C., Luhtanen, P. & Komi, P. V. A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *Eur. J. Appl. Physiol.* **50**, 273–282 (1983).
112. Dalleau, G., Belli, A., Bourdin, M. & Lacour, J. R. The spring-mass model and the energy cost of treadmill running. *Eur. J. Appl. Physiol.* **77**, 257–263 (1998).
113. Hopkins, W. G. A spreadsheet for deriving a confidence interval, mechanistic inference and clinical

inference from a P value. *Sport Sci.* **11**, 16–20 (2007).

114. Lussiana, T. *et al.* Different running patterns along the aerial-terrestrial continuum can result in similar running economy. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* (2016). doi:10.1123/ijsp.2016-0107

115. Lussiana, T. & Gindre, C. Feel your stride and find your preferred running speed. *Biol. Open* **5**, 45–48 (2016).

116. Hardy, C. J. & Rejeski, W. J. Not What, But How One Feels: The Measurement of Affect During Exercise. *J. Sport Exerc. Psychol.* **11**, 304–317 (1989).

117. Nummela, A., Hynynen, E., Kaikkonen, P. & Rusko, H. Endurance performance and nocturnal HRV indices. *Int. J. Sports Med.* **31**, 154–159 (2010).

118. Cavagna, G. A., Saibene, F. P. & Margaria, R. Mechanical work in running. *J. Appl. Physiol.* **19**, 249–256 (1964).

119. Aura, O. & Komi, P. V. The mechanical efficiency of locomotion in men and women with special emphasis on stretch-shortening cycle exercises. *Eur. J. Appl. Physiol.* **55**, 37–43 (1986).

120. Cavagna, G. A. The landing-take-off asymmetry in human running. *J. Exp. Biol.* **209**, 4051–4060 (2006).

121. Cavagna, G. A., Legramandi, M. A. & Peyré-Tartaruga, L. A. The landing-take-off asymmetry of human running is enhanced in old age. *J. Exp. Biol.* **211**, 1571–1578 (2008).

122. Ishikawa, M., Pakaslahti, J. & Komi, P. V. Medial gastrocnemius muscle behavior during human running and walking. *Gait Posture* **25**, 380–384 (2007).

123. Moritz, C. T. & Farley, C. T. Human hopping on very soft elastic surfaces: implications for muscle pre-stretch and elastic energy storage in locomotion. *J. Exp. Biol.* **208**, 939–949 (2005).

124. Finni, T., Ikegawa, S. & Komi, P. V. Concentric force enhancement during human movement. *Acta Physiol. Scand.* **173**, 369–377 (2001).

125. Kyröläinen, H., Belli, A. & Komi, P. V. Biomechanical factors affecting running economy. *Med. Sci. Sports Exerc.* **33**, 1330–1337 (2001).

126. Yong, J. R., Silder, A. & Delp, S. L. Differences in muscle activity between natural forefoot and rearfoot strikers during running. *J. Biomech.* **47**, 3593–3597 (2014).

127. Barris, S. & Button, C. A review of vision-based motion analysis in sport. *Sports Med.* **38**, 1025–1043 (2008).

128. Forrester, S. E. & Townend, J. The effect of running velocity on footstrike angle - a curve-clustering approach. *Gait Posture* **41**, 26–32 (2015).
129. Lai, A., Schache, A. G., Lin, Y. C. & Pandy, M. G. Tendon elastic strain energy in the human ankle plantar-flexors and its role with increased running speed. *J. Exp. Biol.* **217**, 3159–3168 (2014).
130. Cavagna, G. A. The two asymmetries of the bouncing step. *Eur. J. Appl. Physiol.* **107**, 739–742 (2009).
131. Clemente, C. J., Withers, P. C., Thompson, G. G. & Lloyd, D. Lizard tricks: overcoming conflicting requirements of speed versus climbing ability by altering biomechanics of the lizard stride. *J. Exp. Biol.* **216**, 3854–3862 (2013).
132. MacArthur, R. & Levins, R. The Limiting Similarity, Convergence, and Divergence of Coexisting Species. *Am. Nat.* **101**, 377–385 (1967).
133. Anderson, T. Biomechanics and running economy. *Sports Med.* **22**, 76–89 (1996).
134. Kawamori, N. & Haff, G. G. The optimal training load for the development of muscular power. *J. Strength Cond. Res.* **18**, 675–684 (2004).
135. Millet, G. P., Jaouen, B., Borrani, F. & Candau, R. Effects of concurrent endurance and strength training on running economy and VO<sub>2</sub> kinetics. *Med. Sci. Sports Exerc.* **34**, 1351–1359 (2002).
136. Spurrs, R. W., Murphy, A. J. & Watsford, M. L. The effect of plyometric training on distance running performance. *Eur. J. Appl. Physiol.* **89**, 1–7 (2003).
137. Moore, I. S., Jones, A. M. & Dixon, S. J. Mechanisms for improved running economy in beginner runners. *Med. Sci. Sports Exerc.* **44**, 1756–1763 (2012).
138. Saunders, P. U., Pyne, D. B., Telford, R. & Hawley, J. A. Factors affecting running economy in trained distance runners. *Sports Med.* **34**, 465–485 (2004).
139. Doherty, T. J. Invited review: Aging and sarcopenia. *J. Appl. Physiol.* **95**, 1717–1727 (2003).
140. Cavagna, G. A., Legramandi, M. A. & Peyré-Tartaruga, L. A. Old men running: mechanical work and elastic bounce. *Proc. R. Soc.* **275**, 411–418 (2008).
141. Karamanidis, K. & Arampatzis, A. Mechanical and morphological properties of different muscle-tendon units in the lower extremity and running mechanics: effect of aging and physical activity. *J. Exp. Biol.* **208**, 3907–3923 (2005).
142. Williams, K., Cavanagh, P. & Ziff, J. Biomechanical studies of elite female distance runners. *Int. J. Sports*

*Med.* **08**, 107–118 (1987).

143. Malinzak, R. A., Colby, S. M., Kirkendall, D. T., Yu, B. & Garrett, W. E. A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clin. Biomech.* **16**, 438–445 (2001).

144. Gindre, C. *Courir en harmonie*. (Ed Volodalen, 2013).

145. Hatala, K. G., Dingwall, H. L., Wunderlich, R. E. & Richmond, B. G. Variation in foot strike patterns during running among habitually barefoot populations. *Plos One* **8**, e52548 (2013).

146. Hébert-Losier, K., Jensen, K., Mourot, L. & Holmberg, H.-C. The influence of surface on the running velocities of elite and amateur orienteer athletes. *Scand. J. Med. Sci. Sports* **24**, e448–455 (2014).

147. Nummela, A. T. *et al.* Neuromuscular factors determining 5 km running performance and running economy in well-trained athletes. *Eur. J. Appl. Physiol.* **97**, 1–8 (2006).

148. Mangine, G. T. *et al.* Sprinting performance on the Woodway Curve 3.0 is related to muscle architecture. *Eur. J. Sport Sci.* **15**, 606–614 (2015).

149. Fortin, A., Dessery, Y., Leteneur, S., Barbier, F. & Corbeil, P. Effect of natural trunk inclination on variability in soleus inhibition and tibialis anterior activation during gait initiation in young adults. *Gait Posture* **41**, 378–383 (2015).

150. Winter, D. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture* **3**, 193–214 (1995).

151. Ahn, A. N., Brayton, C., Bhatia, T. & Martin, P. Muscle activity and kinematics of forefoot and rearfoot strike runners. *J. Sport Health Sci.* **3**, 102–112 (2014).

152. Hamaoui, A., Le Bozec, S., Poupard, L. & Bouisset, S. Does postural chain muscular stiffness reduce postural steadiness in a sitting posture? *Gait Posture* **25**, 199–204 (2007).

153. Campignon, P. *Les chaînes musculaires et articulaires Méthode GDS - Aspects biomécaniques - Notions de base*. (Campignon, 2009).

154. Busquet, L. & Busquet-Vanderheyden, M. *Les chaînes physiologiques : Fondamentaux de la méthode*. (Editions Busquet, 2015).

155. Nigg, B. M., Baltich, J., Hoerzer, S. & Enders, H. Running shoes and running injuries: mythbusting and a proposal for two new paradigms: ‘preferred movement path’ and ‘comfort filter’. *Br. J. Sports Med.* **49**, 1290–1294 (2015).

156. De Wit, B., De Clercq, D. & Aerts, P. Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *J. Biomech.* **33**, 269–278 (2000).
157. Hoerzer, S., Federolf, P. A., Maurer, C., Baltich, J. & Nigg, B. M. Footwear Decreases Gait Asymmetry during Running. *PLoS One* **10**, e0138631 (2015).
158. Fuller, J. T., Bellenger, C. R., Thewlis, D., Tsiros, M. D. & Buckley, J. D. The effect of footwear on running performance and running economy in distance runners. *Sports Med.* **45**, 411–422 (2015).
159. Hall, J. P., Barton, C., Jones, P. R. & Morrissey, D. The biomechanical differences between barefoot and shod distance running: a systematic review and preliminary meta-analysis. *Sports Med.* **43**, 1335–1353 (2013).
160. Lussiana, T., Fabre, N., Hébert-Losier, K. & Mourot, L. Effect of slope and footwear on running economy and kinematics. *Scand. J. Med. Sci. Sports* **23**, e246–253 (2013).
161. Lieberman, D. E. *et al.* Variation in Foot Strike Patterns among Habitually Barefoot and Shod Runners in Kenya. *PLoS One* **10**, e0131354 (2015).
162. Fourchet, F. *et al.* Effects of a 5-h hilly running on ankle plantar and dorsal flexor force and fatigability. *Eur. J. Appl. Physiol.* **112**, 2645–2652 (2012).
163. Willems, T. M., De Ridder, R. & Roosen, P. The effect of a long-distance run on plantar pressure distribution during running. *Gait Posture* **35**, 405–409 (2012).
164. Dutto, D. J. & Smith, G. A. Changes in spring-mass characteristics during treadmill running to exhaustion. *Med. Sci. Sports Exerc.* **34**, 1324–1331 (2002).
165. Degache, F. *et al.* Changes in running mechanics and spring-mass behaviour induced by a 5-hour hilly running bout. *J. Sports Sci.* **31**, 299–304 (2013).
166. Fourchet, F., Girard, O., Kelly, L., Horobeanu, C. & Millet, G. P. Changes in leg spring behaviour, plantar loading and foot mobility magnitude induced by an exhaustive treadmill run in adolescent middle-distance runners. *J. Sci. Med. Sport* **18**, 199–203 (2015).
167. Morin, J.-B., Samozino, P. & Millet, G. Y. Changes in running kinematics, kinetics, and spring-mass behavior over a 24-h run. *Med. Sci. Sports Exerc.* **43**, 829–836 (2011).
168. Giandolini, M. *et al.* Fatigue associated with prolonged graded running. *Eur. J. Appl. Physiol.* **116**, 1859–1873 (2016).
169. Millet, G. Y., Hoffman, M. D. & Morin, J. B. Sacrificing economy to improve running performance—a reality in the ultramarathon? *J. Appl. Physiol. Bethesda Md 1985* **113**, 507–509 (2012).

- 
170. Morin, J. B., Tomazin, K., Edouard, P. & Millet, G. Y. Changes in running mechanics and spring–mass behavior induced by a mountain ultra-marathon race. *J. Biomech.* **44**, 1104–1107 (2011).
171. Vernillo, G. *et al.* Energy cost and kinematics of level, uphill and downhill running: fatigue-induced changes after a mountain ultramarathon. *J. Sports Sci.* **33**, 1998–2005 (2015).
172. Lussiana, T., Hébert-Losier, K., Millet, G. P. & Mourot, L. Biomechanical Changes During a 50-minute Run in Different Footwear and on Various Slopes. *J. Appl. Biomech.* **32**, 40–49 (2016).
173. Lussiana, T. *et al.* Effet dose-réponse de la compression élastique sur les vibrations musculaires. *Sci. Sports* **30**, 101–104 (2015).
174. Lussiana, T. & Mourot, L. Les chaussures minimalistes modifient-elles la raideur musculotendineuse lors de la course à pied ? *Sci. Sports* **28**, 335–337 (2013).

## LISTE DES PUBLICATIONS

### PUBLICATIONS EN LIEN DIRECT AVEC LA THESE

Lussiana, T., Gindre, C., Hébert-Losier, K., Sagewa, Y., Gimenez, P., & Mourot, L. Different running patterns along the aerial-terrestrial continuum can result in similar running economy. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* In press (2016)<sup>114</sup>.

Lussiana, T. & Gindre, C. Feel your stride and find your preferred running speed. *Biol. Open* **5**, 45–48 (2016)<sup>115</sup>.

Gindre, C., Lussiana, T., Hébert-Losier, K., & Mourot, L. Aerial and terrestrial patterns: a novel approach to analysing human running. *Int. J. Sports Med.* **37**, 25–29 (2016)<sup>95</sup>.

### PUBLICATIONS SUR D'AUTRES THEMES

Lussiana, T., Hébert-Losier, K., Millet, G. P., & Mourot, L. Biomechanical changes during a 50-min run in different footwear and on various slopes. *J. Appl. Biomech.* **32**, 40–49 (2016)<sup>172</sup>.

Gindre, C., Lussiana, T., Hébert-Losier, K., & Morin, J. B. Reliability and validity of the Myotest® in measuring kinematic parameters during running. *J. Sports Sci.* **34**, 664-670 (2016)<sup>97</sup>.

Lussiana, T., Terrillon, A., Raynaud, J. L., Tordi, N., Mourot, L., & Ménétrier, A. Dose-effect response of elastic compression on muscular oscillations. *Sci. Sports* **30**, 101-104 (2015)<sup>173</sup>.

Lussiana, T., Hébert-Losier, K., & Mourot, L. Effect of minimal shoes and slope on the vertical and leg stiffness measured during running. *J. Sport Health Sci.* **4**, 195-202 (2015)<sup>51</sup>.

Lussiana, T., & Mourot, L. Effect of minimalist shoes on vertical and leg stiffness in running. *Sci. Sports* **28**, 335-337 (2013)<sup>174</sup>.

Lussiana, T., Fabre, N., Hébert-Losier, K., & Mourot, L. Effect of slope on running economy when wearing minimal versus traditional shoes. *Scand. J. Med. Sci. Sports* **23**, 246-253 (2013)<sup>160</sup>.

### ARTICLES DE VULGARISATION

Lussiana, T., & Gindre, C. Coquins de ressorts. *Zatopek Magazine.* **39**, 48-52 (2016).

Gindre, C., & Lussiana, T. Le premier en bas a gagné ! *Zatopek Magazine.* **35**, 48-51 (2015).

Gindre, C., & Lussiana, T. Les traileurs et l'électrostimulation. *Zatopek Magazine*. **31**, 20-22 (2014).

Gindre, C., & Lussiana, T. Debout les Terriens. *Zatopek Magazine*. **30**, 22-23 (2014).



## LISTE DES COMMUNICATIONS

### COMMUNICATIONS EN LIEN DIRECT AVEC LA THESE

Lussiana, T. A new method of analysing running form: A French perspective. *ISN Lecture Series*. Kuala Lumpur (2015).

Lussiana, T., Mourot, L., & Gindre, C. Prise en compte des forces et des faiblesses du coureur à pied par la méthode Volodalen®. *Séminaire C3S*. Besançon (2015).

Lussiana, T., & Gindre, C. Des néophytes sont-ils capables de différencier les foulées des coureurs à pied ? *Forum des Jeunes Chercheurs*. Besançon (2014).

Lussiana, T., Gindre, C. & Mourot, L. Validation des Profils Moteurs par la biomécanique de la course à pied. *Congrès International de l'ACAPS*. Grenoble (2013).

Lussiana, T., Gindre, C., & Mourot, L. Relations entre les paramètres biomécaniques de la course à pied et l'évaluation de la qualité de l'appui par l'entraîneur expert. *Journées Gilles Cometti*. Dijon (2013).

### COMMUNICATIONS SUR D'AUTRES THEMES

Hébert-Losier, K., Lussiana, T., & Tee, C. The biomechanics of south east Asian runners: we do not all run the same. *Congress of ECSS*. Vienna (2016).

Lussiana, T., Gantner, A., & Mourot, L. Stiffness is more altered by fatigue during running in minimal than traditional shoes in non-experienced runners. *Congrès International de l'ACAPS*. Grenoble (2013).

Lussiana, T., Gindre, C., & Mourot, L. Relations entre sauts et course : une analyse biomécanique. *Journées Gilles Cometti*. Dijon (2013).

Lussiana, T., & Mourot, L. Courir chaussé ou pieds nus ? *Séminaire C3S*. Besançon (2012).

## LISTE DES ABREVIATIONS

5RJ : Test des 5 rebonds

$\alpha_{\text{ANKLE}}$  : Angle de cheville (condyle externe du genou – malléole externe – articulation du 5<sup>e</sup> métatarse)

$\alpha_{\text{KNEE}}$  : Angle du genou (grand trochanter – condyle externe du genou – malléole externe)

$\alpha_{\text{PELVIS}}$  : Angle de tilt du bassin lors de la pose de pied

$\alpha_{\text{STRIDE}}$  : Angle d'envol formé par la tangente de la parabole du centre de masse en fin de poussée

$\alpha_{\text{STRIKE}}$  : Angle de pose de pied (articulation du 5<sup>e</sup> métatarse – malléole externe – sol)

$\Delta_L$  : Compression du membre inférieur

$\Delta_{\text{X-ELBOWS}}$  : Déplacement horizontal des coudes

$\Delta_{\text{X-SHOULDERS}}$  : Déplacement horizontal des épaules

$\Delta_Y$  : Abaissement du centre de masse

$\Delta_{\text{Z-COM}}$  : Déplacement verticale du centre de masse

$\Delta_{\text{Z-HEAD}}$  : Déplacement verticale de la tête

$\theta$  : Demi-angle total couvert par le membre inférieur durant l'appui

A-P : Antéro-postérieur

C. : Variable constante

Cl : Limite d'agrément

CO : Indice de co-activation musculaire

CO<sub>2</sub> : Dioxyde de carbone

CoM : Centre de masse

CoP : Centre de pression

CV : Coefficient de variation

$d$  : Longueur de déplacement du point de force lors de l'appui

DF : Duty factor correspond à la proportion du temps passé en contact avec le sol

DWT : Entraînement en puissance

$E_C$  : Coût énergétique du déplacement

$E_{\text{EL}}$  : Energie élastique

$E_{\text{HOR}}$  : Energie horizontale totale

$E_{KIN}$  : Energie cinétique

$E_{POT}$  : Energie potentielle

$E_{VERT}$  : Energie verticale totale

$F$  : Force

FFS : Pose de pied en plante (*forefoot*)

$F_{MAX}$  : Force maximale de compression

$g$  : Constante de gravité

GL : Gastrocnemius

ICC : Corrélation intra-classe

$k$  : Constante de raideur

$k_{LEG}$  : Raideur du membre inférieur

$k_{VERT}$  : Raideur verticale

$L$  : Longueur du membre inférieur en position statique

$L_0$  : Longueur initiale du membre inférieur

$m$  : Masse du sujet

M-FFS : Pose de pied à plat ou en plante (*mid-forefoot*)

MFS : Pose de pied à plat (*midfoot*)

$O_2$  : Dioxygène

$P$  : Puissance mécanique

PEAK : Temps pour atteindre du pic d'activation musculaire

PLT : Entraînement en pliométrie

$r$  : Coefficient de corrélation

$R^2$  : Coefficient de détermination

RE : Economie de course

RER : Quotient respiratoire

RF : Rectus femoris

RFS : Pose de pied en talon (*rearfoot*)

RMS : Amplitude d'activation musculaire (*root mean square*)

SD : Déviation standard

SEM : erreur standard de mesure

SJ : Squat jump

$S_{\text{LENGTH}}$  : Longueur de pas

$S_{\text{RATE}}$  : Fréquence de pas

$S_{\text{RATE-OPT}}$  : Fréquence de pas associée au minimum d'énergie

$S_{\text{RATE-SELECT}}$  : Fréquence de pas sélectionnée spontanément

ST : Semitendinosus

SV2 : Deuxième seuil ventilatoire

TA : Tibialis anterior

$t_A$  : Temps de vol

$t_{\text{BRAKE}}$  : Phase de freinage, correspond à la première phase de contact (entre le moment où le pied touche le sol et le milieu de l'appui)

$t_{\text{BRAKE-50}}$  : Phase de freinage, correspond à la première phase de contact (0 à 50 % du temps de contact)

$t_C$  : Temps de contact

$t_{\text{COUPLING}}$  : Temps séparant la phase excentrique de la phase concentrique lors de l'appui

$T_{\text{DOWN}}$  : Moment où le pied touche le sol (*touch down*)

$t_{\text{DROP}}$  : Phase de "chute" correspond à la deuxième phase de vol (entre le point le plus haut de la phase de vol et le moment où le pied touche le sol)

$t_{\text{DROP-80\%}}$  : Phase de "chute" correspond à la deuxième phase de vol (80 à 100 % du temps de vol)

$t_{\text{ELEV}}$  : Phase d'élévation, correspond à la première phase de vol (entre le moment où le pied quitte le sol et le point le plus haut de la phase de vol)

$t_{\text{ELEV-80\%}}$  : Phase d'élévation, correspond à la première phase de vol (0 à 80 % du temps de vol)

$T_{\text{OFF}}$  : Moment où le pied quitte le sol (*toes off*)

$t_{\text{PUSH}}$  : Phase de poussée, correspond à la deuxième phase de contact (entre le milieu de l'appui et le moment où le pied quitte le sol)

$t_{\text{PUSH-50}}$  : Phase de poussée, correspond à la deuxième phase de contact (50 à 100 % du temps de contact)

$t_{\text{SWING}}$  : Temps de suspension d'un membre inférieur

$V^{\text{SCORE}}$  : Score subjectif global de l'échelle Volodalen®

$\dot{V}CO_2$  : Rejet de dioxyde de carbone

$V_{\text{HOR}}$  : Vitesse horizontale

$\dot{V}O_2$  : Consommation d'oxygène

$\dot{V}O_{2\text{MAX}}$  : Consommation maximale d'oxygène

$V_{\text{VERT}}$  : Vitesse verticale

$V_{\text{X-COM}}$  : Vitesse horizontale du centre de masse

$V_{\text{Z-COM}}$  : Vitesse verticale du centre de masse

$x$  : Variation de longueur d'un ressort

$X_{\text{FOOT-PELVIS}}$  : Position du pied au sol par rapport au bassin

$Z_{\text{PELVIS}}$  : Position verticale du bassin lors de la pose de pied

## LISTE DES FIGURES

- Figure 1.1 : Modélisation des trois types de locomotion allant de la marche à la course en passant par le *grounded running*. Les membres inférieurs (l'un en noir et l'autre en gris) sont représentés au moment où le pied touche le sol ( $T_{DOWN}$ ) et/ou quand il le quitte ( $T_{OFF}$ ). Les cercles correspondent au centre de masse (CoM). Le cercle blanc se situe à la moitié du temps d'appui. La courbe rouge illustre la trajectoire du CoM lors de l'appui. La courbe noire en pointillés, représente sa trajectoire virtuelle dans le cas où le membre inférieur conserverait sa longueur initiale. La différence entre ces deux courbes au moment du mi-appui est égale à la compression maximale du membre inférieur ( $\Delta_L$ , en bleu). Représentations adaptées de Andrada et al.<sup>2</sup> ..... 11
- Figure 1.2 : A) Illustration de la fréquence de pas associée au minimum d'énergie ( $S_{RATE-OPT}$ ) à partir d'une équation du second degré. B) Représentation des différences individuelles entre la fréquence de pas sélectionnée spontanément ( $S_{RATE-SELEC}$ ) et  $S_{RATE-OPT}$  chez des coureurs novices et entraînés à la course à pied. Les panels A) et B) ont été adaptés et simplifiés respectivement de Hunter et Smith<sup>21</sup> et de Ruitter et al.<sup>18</sup> ..... 12
- Figure 1.3 : Illustration schématique du modèle masse-ressort en course (un membre inférieur en noir et l'autre en gris) et représentation de la géométrie du système avec comme paramètres : le temps de vol ( $t_A$ ), le temps de contact ( $t_C$ ), la longueur initiale du membre inférieur ( $L_0$ ), la compression maximale du membre inférieur ( $\Delta_L$ ), l'abaissement ( $\Delta_y$ ) du centre de masse (CoM), l'angle total couvert par le membre inférieur durant l'appui ( $2\theta$ ) et la force verticale maximale atteinte au milieu de l'appui ( $F_{MAX}$ ). ..... 14
- Figure 1.4 : Relation entre la consommation d'oxygène ( $\dot{V}O_2$ ) et le temps de contact ( $t_C$ ) chez des coureurs qui présentent une pose de pied spontanée rearfoot (RFS) ou midfoot (MFS). Figure adaptée de Di Michele et al.<sup>56</sup>. ..... 16
- Figure 1.5 : La pensée systémique stipule que chaque élément est relié directement et/ou indirectement aux autres éléments composant le système. Chaque élément peut présenter un comportement variant en fonction des conditions rencontrées, tout en gardant l'ensemble optimisé. .... 17
- Figure 1.6 : Visualisation de deux types de foulées. La foulée *groucho* associe un temps élevé passé au sol à une faible oscillation du centre de masse. La foulée *Pose*<sup>®</sup> associe une pose de pied mid ou forefoot à une extension du corps. .... 18

Figure 1.7 : Evolution de l'angle du genou dans le plan A) sagittal et B) frontal durant la phase d'appui (1-35%) et la phase oscillante (36-100%) du membre inférieur. Les deux groupes (cluster 1 et 2) sont issus d'une analyse statistique sur la base des données biomécaniques. Le  $d$  de Cohen renseigne sur la grandeur de la différence entre les deux groupes. Figures adaptées de Phinyomark et al.<sup>72</sup>. ..... 18

Figure 1.8 : Illustration de l'approche Volodalen<sup>®</sup>. Les paramètres biomécaniques du système optimisé font émerger deux foulées efficaces nommées terrienne et aérienne. La liste des paramètres biomécaniques rapportés dans le système n'est pas exhaustive : oscillation verticale du centre de masse ( $\Delta_{Z-COM}$ ), raideur du membre inférieur ( $k_{LEG}$ ), angle du genou ( $\alpha_{KNEE}$ ), angle de pose de pied ( $\alpha_{STRIKE}$ ), temps de contact ( $t_C$ ) et de vol ( $t_A$ ). Un  $t_C$  court est plutôt lié à une  $k_{LEG}$  élevée, un  $\alpha_{STRIKE}$  faible, un  $\alpha_{KNEE}$  important, un  $t_A$  long et un  $\Delta_{Z-COM}$  ample. .... 20

Figure 1.9 : Représentation des vitesses de course spontanément choisies par des coureurs. A) Nombre de femmes réparties en fonction de l'intensité d'effort (consommation d'oxygène [ $\dot{V}O_2$ ] exprimée en % du seuil ventilatoire [SV2] et mesurée à la 15<sup>ème</sup> minute d'une course de 20 minutes). B) Vitesses de course en descente et en montée (exprimée en % de la vitesse mesurée sur le plat) choisies par les coureurs (lettres : A à H). La pente moyenne était de 8.1% en descente et en montée. Figures adaptées A) de Lind et al.<sup>78</sup> et B) de Townshend et al.<sup>79</sup>. ..... 21

Figure 1.10 : Comparaison de la consommation d'oxygène ( $\dot{V}O_2$ ) à différentes vitesses avant (cercles blancs) et après (cercles noirs) une période de 6 semaines d'entraînement A) en course à pied associée à des exercices de pliométrie et B) en course à pied uniquement. Panels adaptés de Saunders et al.<sup>90</sup>. ..... 23

Figure 2.1 : Echelle subjective d'évaluation des foulées terrienne et aérienne. Une somme des scores de chaque item ( $V^{\text{SCORE}}$ ) inférieure ou égale à 15 classe le coureur en foulée terrienne alors qu'un  $V^{\text{SCORE}}$  supérieur à 15 renvoie à une foulée aérienne. .... 26

Figure 2.2 : Positionnement des marqueurs retro réflecteurs à partir des recommandations du pack Project Automation Running..... 28

Figure 2.3 : Séances de renforcement musculaire A) en poussée (*dynamic weight training*, DWT) et B) en rebond (*plyometric training*, PLT). ..... 31

- Figure 3.1 : Caractéristiques énergétiques et biomécaniques mesurées à 10, 12 et 14 km·h<sup>-1</sup>, des groupes au duty factor élevé (DF+ cercles noirs) et faible (DF-, cercles blancs). A) Dépense énergétique ( $E_c$ ) et DF. B) Proportion de vitesse horizontale du centre de masse ( $V_{X-COM}$ ) par rapport à la vitesse totale du centre de masse ( $V_{X-COM} +$  vitesse verticale du centre de masse [ $V_{Z-COM}$ ]) au moment où le pied touche le sol ( $T_{DOWN}$ ) et au moment où il le quitte ( $T_{OFF}$ ). (\*) indique une différence significative entre DF+ et DF-. ..... 34
- Figure 3.2 : Histogrammes représentant les déplacements A) verticaux ( $\Delta_{Z-COM}$ ) et B) horizontaux ( $\Delta_{X-COM}$ ) du centre de masse (CoM) à 10, 12 et 14 km·h<sup>-1</sup>. (\*) indique une différence significative entre DF+ et DF-. ..... 35
- Figure 3.3 : Coefficients de corrélations  $\pm$  90% de limite d'agrément (CI) entre les paramètres évalués subjectivement et objectivement : oscillation verticale de la tête ( $\Delta_{Z-HEAD}$ ), déplacement horizontal des épaules ( $\Delta_{X-SHOULDERS}$ ) et des coudes ( $\Delta_{X-ELBOWS}$ ), tilt ( $\alpha_{PELVIS-TILT}$ ) et position verticale ( $Z_{PELVIS}$ ) du bassin lors de la pose de pied, distance entre le talon et le bassin à la pose de pied ( $X_{FOOT-PELVIS}$ ) et angle de pose de pied ( $\alpha_{STRIKE}$ ), mesurés objectivement et subjectivement à différentes vitesses. .... 38
- Figure 3.4 : Scores subjectifs pour chacun des paramètres évalués par l'entraîneur pour les aériens et les terriens. (\*) indique une différence significative ( $p < 0.05$ ) entre les deux groupes. .... 41
- Figure 3.5 : Economie de course (RE), vitesse maximale aérobie (VMA) et consommation maximale d'oxygène ( $\dot{V}O_{2MAX}$ ) chez le groupe des aériens (bleu) et le groupe des terriens (rouge). Les cercles (bleu : aériens, rouge : terriens) représentent les valeurs obtenues après exclusion de 30 participants dont le  $V^{\circ}_{SCORE}$  était intermédiaire. .... 42
- Figure 3.6 : Illustration des courbes moyennes ( $\pm$  SD) des activations musculaires enregistrées lors de la course sous-maximale (12 km·h<sup>-1</sup>) et exprimées en % du cycle de course chez un terrien et un aérien représentatifs. .... 44
- Figure 3.7 : Temps d'atteinte du pic d'activation des muscles rectus femoris ( $RF_{PEAK}$ ), semitendinosus ( $ST_{PEAK}$ ), tibialis anterior ( $TA_{PEAK}$ ) et gastrocnemius lateralis ( $GL_{PEAK}$ ) obtenus lors de la course sous-maximale à 12 km·h<sup>-1</sup>, exprimés en % du cycle de course pour les groupes, terrien et aérien. (\*) indique une différence significative ( $p < 0,05$ ) entre les 2 groupes. .... 44



- Figure 3.8 : Vitesse préférentiellement choisie exprimée de manière absolue ( $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ ) ou relative (% de VMA) et score de plaisir/déplaisir chez les aériens (bleu) et les terriens (rouge). (\*) indique une différence significative ( $p < 0,05$ ) entre les 2 groupes. .... 46
- Figure 3.9 : Pourcentage de variation pré-post entraînement pour les différents groupes. PLT = pliométrie et DWT = puissance. Les comparaisons PLT vs. DWT chez les terriens et chez les aériens et GOOD vs. BAD sont évaluées sous formes d'inférences, considérées comme ayant ou non un impact clinique : [potentiellement positif ; insignifiant ; potentiellement négatif ; ratio bénéfique/risque d'Hopkins]. (\*) indique une différence significative ( $p < 0,05$ ) entre les pourcentages de variation de deux groupes..... 49
- Figure 4.1 : Schématisation des paramètres d'influence A) du modèle d'efficacité masse-ressort (vertical) et B) du modèle d'efficacité horizontal avec le temps de contact ( $t_c$ ), la raideur du membre inférieur ( $k_{\text{LEG}}$ ), l'angle total couvert par le membre inférieur durant l'appui ( $2\theta$ ), le temps de vol ( $t_A$ ) et l'oscillation verticale du centre de masse ( $\Delta_{Z\text{-COM}}$ )..... 56
- Figure 4.2 : Résumé illustrant les caractéristiques cinématiques et électromyographiques des coureurs A) aériens et B) terriens. Les aériens ont une activation plus précoce des gastrocnemii (pré-act GL), un index de co-activation rectus femoris / semi-tendinosus ( $\text{CO}_{\text{RF/ST}}$ ) plus important, une pose de pied davantage avec la plante (M-FFS), une raideur du membre inférieur ( $k_{\text{LEG}}$ ) et une force maximale ( $F_{\text{MAX}}$ ) plus grandes et un temps de contact plus court ( $t_c$ ) que les terriens. Les terriens ont une activation du semi-tendinosus plus importante, une pose de pied davantage avec le talon (RFS), un déplacement horizontal du centre de masse ( $\Delta_{X\text{-COM}}$ ) plus grand et un temps de vol ( $t_A$ ) et une oscillation verticale du centre de masse ( $\Delta_{Z\text{-COM}}$ ) plus faibles que les aériens..... 57
- Figure 4.3 : Echelle subjective d'évaluation des foulées terrienne et aérienne après adaptation..... 59
- Figure 4.4 : Evolution de l'économie de course (RE) au cours du test incrémental sur tapis (étude n°3). Les cercles rouges représentent les terriens et les cercles bleus les aériens. .... 60
- Figure 4.5 : Représentation schématique des interactions entre la foulée du coureur, la vitesse de course, les paramètres biomécaniques et le rapport plaisir/déplaisir..... 61
- Figure 5.1 : Comparaison de la foulée entre personnes âgées (cercles noirs,  $73.6 \pm 5.5$  ans) et jeunes (cercles blancs,  $20.8 \pm 1.6$  ans) à différentes vitesses de course. Evolution A) de l'oscillation verticale du centre de masse ( $\Delta_{Z\text{-COM}}$ ) et B) des temps de contact ( $t_c$ ) et de vol ( $t_A$ ). .... 64

- Figure 5.2 : Répartition de l'ensemble des sujets des différentes études en fonction du score global subjectif ( $V^{\text{SCORE}}$ ) donné par chaque participant. Les histogrammes blancs représentent les hommes ( $n = 177$ ) et les noirs représentent les femmes ( $n = 43$ ). ..... 65
- Figure 5.3 : Approche du continuum de la foulée avec une différenciation en quatre catégories..... 66
- Figure 6.1 : A) Position antéro-postérieur (A-P) du centre de pression (CoP) en statique chez les aériens (cercle bleu) et les terriens (cercle rouge). B) Coefficients de corrélation entre la position A-P du CoP en statique et le score subjectif global ( $V^{\text{SCORE}}$ ) et l'angle de pose de pied ( $\alpha_{\text{STRIKE}}$ ). (\*) indique une différence significative ( $p < 0.05$ ) entre les deux groupes. .... 67
- Figure 6.2 : Représentation simplifiée des chaînes musculaires A) antérieure et B) postérieure. La chaîne musculaire postérieure parcourt l'arrière du corps depuis la tête jusqu'au-dessous des pieds. La chaîne musculaire antérieure parcourt l'avant du corps depuis la tête jusqu'à l'intérieur du pied. .... 68

## LISTE DES TABLEAUX

|   |    |
|---|----|
| Tableau 1.1 : Postulats de l'approche Volodalen®. Elle rapporte deux grands systèmes d'optimisation basés sur un déplacement plus vertical ou horizontal du CoM aux allures de course d'endurance. Dans la suite du propos nous parlerons indifféremment de la foulée terrienne / aérienne et du modèle d'efficacité horizontal / vertical. ....  | 20 |
| Tableau 2.1 : Caractéristiques détaillées de la période de 8 semaines d'entraînement. VMA est la vitesse maximale aérobie.....  | 32 |
| Tableau 3.1 : Temps de contact ( $t_C$ ) et de vol ( $t_A$ ), rapport entre la durée de la première phase de contact (entre la pose de pied et le milieu de l'appui, $t_{BRAKE}$ ) et la deuxième (entre le milieu de l'appui et la fin de poussée, $t_{PUSH}$ ) et rapport entre la durée de la première phase de vol (entre la fin de poussée et le point haut du vol, $t_{ELEV}$ ) et la deuxième (entre le point haut du vol et la pose de pied, $t_{DROP}$ ). Le milieu de l'appui étant le moment où le centre de masse est à la verticale du centre de masse du segment pied. Le point haut du vol étant le moment où le centre de masse est au maximum de sa hauteur. (*) indique une différence significative entre DF+ et DF-. .... | 35 |
| Tableau 3.2 : L'oscillation verticale de la tête ( $\Delta_{Z-HEAD}$ ), le déplacement horizontal des épaules ( $\Delta_{X-SHOULDERS}$ ) et des coudes ( $\Delta_{X-ELBOWS}$ ), le tilt ( $\alpha_{PELVIS}$ ) et la position verticale ( $Z_{PELVIS}$ ) du bassin lors de la pose de pied, la distance entre le talon et le bassin à la pose de pied ( $X_{FOOT-PELVIS}$ ) et l'angle de pose de pied ( $\alpha_{STRIKE}$ ) mesurés objectivement grâce à l'analyse vidéo 3D pour les aériens et les terriens à 10, 12, 14, 16 et 18 km·h <sup>-1</sup> (*) présentent une différence significative ( $p < 0.05$ ) identifiée par la procédure Holm-Sidak entre les deux groupes de coureurs. ....  | 37 |
| Tableau 3.3 : Résultats des analyses en régressions linéaires multiples évaluant l'influence relative des paramètres cinématiques objectifs dans la détermination du $V_{SCORE}^{\otimes}$ pour chaque vitesse de course. $R^2$ = coefficient de détermination, SSE = erreur standard estimée et C. = constante....   | 39 |
| Tableau 3.4 : Temps de contact ( $t_C$ ) et de vol ( $t_A$ ), fréquence de pas ( $S_{RATE}$ ), abaissement du centre de masse ( $\Delta_V$ ) et compression de jambe ( $\Delta_L$ ) à l'appui, force maximale ( $F_{MAX}$ ), raideur verticale ( $k_{VERT}$ ) et du membre inférieur ( $k_{LEG}$ ) mesurés aux 3 vitesses (12, 15 et 18 km·h <sup>-1</sup> ) évalués chez les aériens et les terriens. (*) indique une différence significative ( $p < 0.05$ ) identifiée par la procédure Holm-Sidak entre les deux groupes de coureurs. ....  | 41 |
| Tableau 3.5 : Temps de contact ( $t_C$ ), de vol ( $t_A$ ), fréquence de pas ( $S_{RATE}$ ), angle du genou ( $\alpha_{KNEE}$ ), de la cheville ( $\alpha_{ANKLE}$ ) et de pose de pied ( $\alpha_{STRIKE}$ ) mesurés pendant le test de course sous-maximale à 12  |    |

|   |    |
|---|----|
| km·h <sup>-1</sup> chez les aériens et les terriens. (*) indique une différence significative ( $p < 0.05$ ) entre les deux groupes. ....   | 43 |
| Tableau 3.6 : Abaissement du centre de masse ( $\Delta_Y$ ) compression de jambe ( $\Delta_L$ ) à l'appui, force maximale ( $F_{MAX}$ ), raideur verticale ( $k_{VERT}$ ) et du membre inférieur ( $k_{LEG}$ ) calculés pendant le test de course sous-maximale à 12 km·h <sup>-1</sup> chez les aériens et les terriens. (*) indique une différence significative ( $p < 0.05$ ) entre les deux groupes.....   | 43 |
| Tableau 3.7 : Amplitude d'activation (RMS) en % du pic fonctionnel, pendant les 4 sous-phases du cycle de course ( $t_{BRAKE-50}$ , $t_{PUSH-50}$ , $t_{ELEV-80}$ et $t_{DROP-80}$ pour les 1 <sup>er</sup> et 2 <sup>ème</sup> 50 % du contact et les 80 % et 20 % du vol) pour les muscles rectus femoris (RF), semitendinosus (ST), tibialis anterior (TA) et gastrocnemius lateralis (GL) ainsi que les indices de co-contraction (CO) pour les muscles rectus femoris et semitendinosus (RF/ST) et tibialis anterior et gastrocnemius lateralis (TA/GL) chez les aériens et les terriens. (*) indique une différence significative ( $p < 0,05$ ) entre les aériens et les terriens. ....  | 45 |
| Tableau 3.8 : Score subjectif global ( $V^{\circ}_{SCORE}$ ), âge, poids, taille, vitesse maximale aérobie (VMA) ainsi que volume et intensité d'entraînement chez les aériens et les terriens. (*) indique une différence significative ( $p < 0,05$ ) entre les 2 groupes.....  | 47 |
| Tableau 3.9 : Caractéristiques et répartition des participants dans les différents groupes. Le % de masse grasse a été calculé grâce à une pince d'Harpenden, à l'équations à 4 plis de Durnin et Womersley pour l'évaluation de la densité corporelle puis à l'équation de Siri pour la conversion en % de masse grasse. PLT = entraînement en pliométrie et DWT = entraînement en puissance. H = homme et F = femme. ....   | 49 |
| Tableau 3.10 : Valeurs de base et pourcentages de variation pré-post entraînement pour chacun des groupes et comparaison des variations pré-post (effets et inférences) entre les aériens ayant réalisés un entraînement en pliométrie (PLT) et les aériens ayant réalisés un entraînement en puissance (DWT). Les variables de performance sont : vitesse maximale aérobie (VMA), consommation maximale d'oxygène ( $\dot{V}O_{2MAX}$ ), hauteur atteinte en squat jump ( $SJ_H$ ) et puissance dégagée lors des sauts en rebond ( $5RJ_P$ ). Les variables biomécaniques sont : temps de contact ( $t_C$ ) et de vol ( $t_A$ ), fréquence de pas ( $S_{RATE}$ ), raideur verticale ( $k_{VERT}$ ) et du membre inférieur ( $k_{LEG}$ ), angle du genou ( $\alpha_{KNEE}$ ), de la cheville ( $\alpha_{ANKLE}$ ) et pied-sol ( $\alpha_{STRIKE}$ ) au moment de pose de pied. Les détails sur les inférences cliniques sont présentés en partie méthodologie. (*) indique une différence significative ( $p < 0,05$ ) entre les pourcentages de variation des deux groupes. .... | 50 |

Tableau 3.11 : Valeurs de base et pourcentages de variation pré-post entraînement pour chacun des groupes et comparaison des variations pré-post (effets et inférences) entre les terriens ayant réalisés un entraînement en pliométrie (PLT) et les terriens ayant réalisés un entraînement en puissance (DWT). Les variables de performance sont : vitesse maximale aérobie (VMA), consommation maximale d'oxygène ( $\dot{V}O_{2MAX}$ ), hauteur atteinte en squat jump ( $SJ_H$ ) et puissance dégagée lors des sauts en rebond ( $5RJ_P$ ). Les variables biomécaniques sont : temps de contact ( $t_C$ ) et de vol ( $t_A$ ), fréquence de pas ( $S_{RATE}$ ), raideur verticale ( $k_{VERT}$ ) et du membre inférieur ( $k_{LEG}$ ), angle du genou ( $\alpha_{KNEE}$ ), de la cheville ( $\alpha_{ANKLE}$ ) et pied-sol ( $\alpha_{STRIKE}$ ) au moment de la pose de pied. Les détails sur les inférences cliniques sont présentés en partie méthodologie..... 51

Tableau 3.12 : Valeurs de base et pourcentages de variation pré-post entraînement pour chacun des groupes et comparaison des variations pré-post (effets et inférences) entre le groupe avec le ratio bénéfice/risque, défini par l'entraîneur,  $> 1$  (GOOD) et  $< 1$  (BAD). Les variables de performance sont : vitesse maximale aérobie (VMA), consommation maximale d'oxygène ( $\dot{V}O_{2MAX}$ ), hauteur atteinte en squat jump ( $SJ_H$ ) et puissance dégagée lors des sauts en rebond ( $5RJ_P$ ). Les variables biomécaniques sont : temps de contact ( $t_C$ ) et de vol ( $t_A$ ), fréquence de pas ( $S_{RATE}$ ), raideur verticale ( $k_{VERT}$ ) et du membre inférieur ( $k_{LEG}$ ), angle du genou ( $\alpha_{KNEE}$ ), de la cheville ( $\alpha_{ANKLE}$ ) et pied-sol ( $\alpha_{STRIKE}$ ) au moment de pose de pied. Les détails sur les inférences cliniques sont présentés en partie méthodologie. (\*) indique une différence significative ( $p < 0,05$ ) entre les pourcentages de variation des deux groupes. .... 52

## ANNEXES

### ETUDE ACCEPTEE – MISE EN EVIDENCE DE DEUX FOULEES

Gindre, C., Lussiana, T., Hebert-Losier, K. & Mourot, L. Aerial and terrestrial patterns: a novel approach to analyzing human running. *Int. J. Sports Med.* **37**, 25–29 (2016).

Biomechanical parameters are often analyzed independently, although running gait is a dynamic system wherein changes in one parameter are likely to affect another. Accordingly, the Volodalen® method provides a model for classifying running patterns into two categories, aerial and terrestrial, using a global subjective rating scoring system. We aimed to validate the Volodalen® method by verifying whether the aerial and terrestrial patterns, defined subjectively by a running coach, were associated with distinct objectively-measured biomechanical parameters. The running pattern of 91 individuals were assessed subjectively using the Volodalen® method by an expert running coach during a 10-min running warm-up. Biomechanical parameters were measured objectively using the OptojumpNext® during a 50-m run performed at 3.3, 4.2, and 5 m·s<sup>-1</sup> and were compared between aerial- and terrestrial-classified subjects. Longer contact times and greater leg compression were observed in the terrestrial compared to the aerial runners. The aerial runners exhibited longer flight time, greater center of mass displacement, maximum vertical force, and leg stiffness than the terrestrial ones. The subjective categorization of running patterns was associated with distinct objectively-quantified biomechanical parameters. Our results suggest that a subjective holistic assessment of running patterns provides insight into the biomechanics of running gaits of individuals.

**Key words** – Training, coaching, biomechanics, subjective scale.

# Aerial and Terrestrial Patterns: A Novel Approach to Analyzing Human Running

## Authors

C. Gindre<sup>1</sup>, T. Lussiana<sup>1,2</sup>, K. Hebert-Losier<sup>3</sup>, L. Mourot<sup>2,4</sup>

## Affiliations

Affiliation addresses are listed at the end of the article

## Key words

- training
- coaching
- biomechanics
- subjective scale

## Abstract

Biomechanical parameters are often analyzed independently, although running gait is a dynamic system wherein changes in one parameter are likely to affect another. Accordingly, the Volodalen<sup>®</sup> method provides a model for classifying running patterns into 2 categories, aerial and terrestrial, using a global subjective rating scoring system. We aimed to validate the Volodalen<sup>®</sup> method by verifying whether the aerial and terrestrial patterns, defined subjectively by a running coach, were associated with distinct objectively-measured biomechanical parameters. The running patterns of 91 individuals were assessed subjectively using the Volodalen<sup>®</sup> method by an expert running coach during a

10-min running warm-up. Biomechanical parameters were measured objectively using the OptojumpNext<sup>®</sup> during a 50-m run performed at 3.3, 4.2, and 5 m·s<sup>-1</sup> and were compared between aerial- and terrestrial-classified subjects. Longer contact times and greater leg compression were observed in the terrestrial compared to the aerial runners. The aerial runners exhibited longer flight time, greater center of mass displacement, maximum vertical force and leg stiffness than the terrestrial ones. The subjective categorization of running patterns was associated with distinct objectively-quantified biomechanical parameters. Our results suggest that a subjective holistic assessment of running patterns provides insight into the biomechanics of running gaits of individuals.

## Introduction

The subjective appreciation of sports movements is an important quality for any coach seeking to improve athletic performance [22]. However, to be effective, observations must be centered on the essential parameters of the activity [29]. Interviews with expert sprint coaches emphasize that posture, hip position (i.e., center of mass and pelvis position), arm action, as well as ground contact are key parameters in running performance [29]. The scientific literature supports most of these beliefs. For instance, contact time is suggested to be the most important kinematic parameter for generating differences between elite sprinters, whereby faster sprinters exhibit shorter contact times [6] and develop greater mass-specific forces during that time [30]. Even in endurance runners, contact time has been related to 5-km time-trial performances ( $r = -0.49$ ,  $p < 0.05$ ) [26]. Arm swing reduces the energy cost of running [1], helping to minimize trunk rotation and counterbalancing leg swing [2]. In long-distance runners, the range of elbow

motion has been positively correlated to running economy ( $r = 0.42$ ,  $p < 0.25$ ) [28], indicating value in observing arm action while running.

Such biomechanical parameters, i.e., arm motion and body posture, are usually assessed independently. However, the running gait pattern is a dynamic system in which the evolution of one parameter is likely to affect another. For instance, a decrease in contact time, without adjusting step frequency, leads to an increase in flight time that can promote vertical displacement of the center of mass [9]. Alterations in step width and arm motion has also been shown to alter running gait, increasing the cost of running and challenging lateral balance [1]. Individuals with excessive pronation demonstrate lower peak adduction and greater peak flexion at the knee during stance, with rearfoot strikers also exhibiting greater peak knee flexion [16]. Taken together, all biomechanical parameters generate a global running pattern or style that is specific to individuals and can be used by coaches to differentiate runners from one another. It may even be possible to categorize specific running styles in which

accepted after revision  
June 26, 2015

## Bibliography

DOI <http://dx.doi.org/10.1055/s-0035-1555931>  
Published online:  
October 28, 2015  
Int J Sports Med 2016; 37:  
25–29 © Georg Thieme  
Verlag KG Stuttgart · New York  
ISSN 0172-4622

## Correspondence

**Thibault Lussiana**  
Laboratoire C3S Culture Sport  
Santé Société  
Université de Franche Comté  
31, avenue de l'épître  
25000 Besançon  
France  
Tel.: +33/632/424 343  
Fax: +33/383/355 288  
[thibault.lussiana@gmail.com](mailto:thibault.lussiana@gmail.com)

runners display similar movement patterns. For example, McMahon et al. [20] termed running with excessive knee flexion "Groucho running", which is typically associated with increased contact time and step length and decreased flight time and vertical oscillation of the body. On the other hand, Ardense et al. [3] investigated "Pose running", characterized by mid-forefoot striking, short contact times and step lengths, and less knee flexion during stance.

Our laboratory has been using a holistic approach, the Volodalen® method, to classify running patterns subjectively for several years. The Volodalen® method considers runners to be a global and dynamic system. Running patterns are subdivided into 2 main groups according to 5 subjectively-evaluated criteria. Using a standardized grid and rating system, coaches can classify running patterns as being *aerial* or *terrestrial* to assist in better understanding and training individuals. Overall, the aerial pattern is characterized by a more spring-like vertical bouncing gait, and the terrestrial pattern by a more grounded horizontal gait. Considering the entire running pattern of individuals allows coaches to adapt their instructions and address deficiencies by implementing targeted exercise programs on the basis of a holistic approach.

Thus, the purpose of this study was to validate the Volodalen® method by verifying whether the 2 subjectively-classified running patterns are in fact associated with distinct objectively-measured biomechanical parameters. We hypothesized that aerial runners would exhibit shorter contact times, greater leg stiffness, and longer flight times than terrestrial runners.

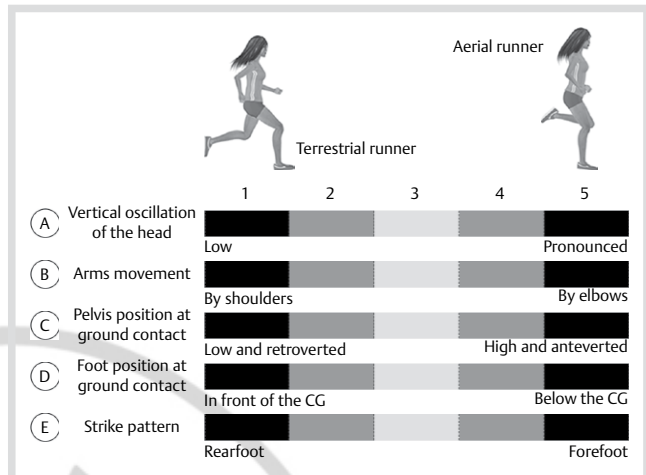
## Materials and Methods

### Subjects

91 active individuals in good self-reported general health [mean±standard deviation (SD): females (n=14): age 31.9±12.7y, height 166.2±6.3 cm, body mass 59.6±8.6kg, and training time: 9.1±4.6 h·week<sup>-1</sup>; males (n=77): age 29.2±11.0y, height 178.0±6.3 cm, body mass 71.9±8.4 kg, and training time: 6.7±4.3 h·week<sup>-1</sup>] voluntarily participated in this study. All participants were free from lower-extremity injuries and had been injury-free for the previous year. The university's Institutional Review Board approved the study protocol prior to subject recruitment, which was conducted in accordance with International Journal of Sports Medicine ethical standards [10].

### Design

Each subject participated in an experimental session lasting 30 min. After providing written informed consent, subjects ran for 10 min as a warm-up at a self-selected speed (range: 2.5–3.5 m·s<sup>-1</sup>). For testing, subjects then ran 3×50 m from stand-still on an indoor athletic track at 3.3, 4.2, and 5 m·s<sup>-1</sup> in a randomized order, interspersed with 2-min rest periods during which participants were permitted to walk. Speed of trials was monitored using photoelectric cells (Racetime2, MicroGate, Timing and Sport, Bolzano, Italy) placed at the 20<sup>th</sup> and 40<sup>th</sup> meter of the 50-m trial. A running trial was accepted when its speed was within ±5% of the specified speed. Otherwise, it was disregarded and repeated after a 2-min rest period, which occurred in less than 20% of the trials and no more than twice per subject.



**Fig. 1** Subjective grid of the Volodalen® method to assess the individual running pattern. The asterisks (\*) indicate a significant difference ( $p < 0.05$ ) between aerial and terrestrial running patterns.

## Subjective assessment

During the 10-min warm-up and independently of the objective analysis, subjects' running patterns were observed by an expert running coach (coaching experience >20 years at a national level) and scored using the Volodalen® method (○ Fig. 1). The coach, who was familiar with this method (more than 10 years of use), focused on the global movement patterns of subjects with particular attention given to 5 key elements (A–E in ○ Fig. 1), similar to those sourced by Thomson et al. [29]. Each element was scored from 1 to 5. A global score ( $V^{\text{score}}$ ) was then computed by summing the individual scores of each element. A  $V^{\text{score}} \leq 15$  indicated a terrestrial runner and >15, an aerial runner. The reliability of the Volodalen® method has been previously examined (unpublished data). Both intra- and inter-rater (expert and novice regarding use of the Volodalen® method) absolute reliabilities of  $V^{\text{score}}$ s were adequate, with coefficient of variations being 6.1±7.0% and 6.6±6.5%, respectively, with no large systematic bias between  $V^{\text{score}}$ s detected (paired t-test:  $p = 0.927$  and 0.250, respectively).

## Objective assessment

An optical measurement system (Optojump Next®, MicroGate Timing and Sport, Bolzano, Italy) sampling at 1000 Hz was used to record contact ( $t_c$ , ms) and flight ( $t_f$ , ms) times for 20 m from the 20<sup>th</sup> to the 40<sup>th</sup> meter of the 50-m running trials. As described by Morin et al. [23], the spring-mass characteristics of the lower extremity were estimated using a sine-wave model employing  $t_c$ ,  $t_f$ , velocity ( $v$ ), body mass ( $m$ ), and leg length ( $L$ , the distance between the greater trochanter and the ground measured in barefoot upright stance). Vertical stiffness ( $k_{\text{vert}}$ , kN·m<sup>-1</sup>) was calculated as the ratio between the maximal vertical force ( $F_{\text{max}}$ , kN) and center of mass displacement ( $\Delta_z$ , m) using the following equations:

$$k_{\text{vert}} = F_{\text{max}} \cdot \Delta_z^{-1} \quad (1)$$

$$F_{\text{max}} = mg \left( \frac{t_f}{t_c} + 1 \right) \quad (2)$$

$$\Delta_z = \left| -\frac{F_{\text{max}} t_c^2}{m \pi^2} + g \frac{t_c^2}{8} \right| \quad (3)$$



Leg stiffness ( $k_{leg}$ , in  $\text{kN} \cdot \text{m}^{-1}$ ) was calculated as the ratio between the  $F_{max}$  and the maximal leg length deformation, i.e., leg spring compression ( $\Delta_L$ , m), using the following equations:

$$k_{leg} = F_{max} \cdot \Delta_L^{-1} \quad (4)$$

$$\Delta_L = L - \sqrt{L^2 - \left(\frac{v_{tc} - d}{2}\right)^2} + \Delta_z \quad (5)$$

where  $d$  represents the distance of the point of force application translation, estimated for each individual to equal 18% of their leg length [18].

### Analysis

Descriptive statistics of the data are presented as mean  $\pm$  SD values. Since all data were normally distributed on the basis of the Kolmogorov-Smirnov test, parametric statistical methods were employed for data analysis. Student t-tests were used to compare the overall  $V^{\circ}$  score, scores for each element of the  $V^{\circ}$  score, and baseline characteristics between aerial and terrestrial running groups. 2-way (running group  $\times$  speed) repeated measures analyses of variance, and Holm-Sidak procedures for post-hoc pair-wise comparisons, were used to identify the main effect of running group (aerial vs. terrestrial) on the biomechanical parameters, considering interactions between running group and speed. Statistical significance was accepted when the overall  $p$ -value was  $<0.05$ , with all analyses performed in SigmaStat 12 for Windows (Systat Software Inc., San Jose, CA, USA).

### Results

Of the 91 subjects, 48 ( $n=5$  females) were categorized as being aerial runners and 43 ( $n=9$  females) as terrestrial runners. Accordingly, the former group had significantly higher  $V^{\circ}$  scores than the latter group ( $18.4 \pm 2.0$  vs.  $12.1 \pm 2.3$ ), as well as higher scores in each of the 5 key elements assessed. In agreement with the classification schemes presented in  $\circ$  Fig. 1, rearfoot striking (scale criteria E), foot-ground contact ahead of the centre of gravity (criteria D), retroverted pelvis position (criteria C), arm movement led by the shoulders (criteria B), and low vertical oscillations (criteria A) were more readily observed in terrestrial than aerial runners ( $\circ$  Fig. 2). Otherwise, the 2 groups were similar in terms of baseline characteristics regarding age, height, body mass, and training time (all  $p > 0.05$ ).

Values of  $t_c$ ,  $t_f$ ,  $f$ ,  $\Delta_L$ ,  $\Delta_z$ ,  $F_{max}$ ,  $k_{leg}$  and  $k_{vert}$  are reported in  $\circ$  Table 1, and were not influenced by the interaction effect (group  $\times$  speed, all  $p \geq 0.569$ ). On the other hand, group influenced several parameters. Aerial runners exhibited lower  $t_c$  and  $\Delta_L$  with greater  $t_f$ ,  $\Delta_z$ ,  $F_{max}$ , and  $k_{leg}$  than terrestrial runners.

### Discussion

The Volodalen<sup>®</sup> method is a practical tool used by running coaches to classify the running patterns of individuals into aerial or terrestrial ones according to visual observations. Here we demonstrate that the subjective classification is in fact associated with specific biomechanical parameters at 3 different running speeds ( $3.3$ ,  $4.2$ , and  $5 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ ). According to our hypothesis, running with an aerial pattern was associated with shorter contact times, greater leg stiffness, and longer flight times than with

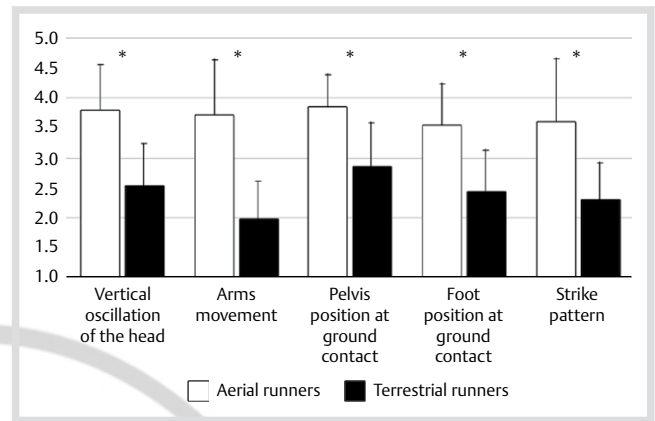


Fig. 2 Subjective scores for each technical criteria included in the Volodalen<sup>®</sup> method.

a terrestrial pattern. The former running style also demonstrated greater center of mass displacements and maximal vertical forces than terrestrial runners. In the absence of tools that objectively quantify running gait, the Volodalen<sup>®</sup> method may provide coaches insight into the biomechanical preferences of individuals (i.e., quick contact time with high leg stiffness).

It is not always clear in the literature what biomechanical parameters lead to a better running performance and economy, especially when only one parameter is considered in isolation. For instance, both short [26] and long [31] contact times have been linked to enhanced running economy, while other studies report no marked relationship between these variables [27]. Similarly, both rearfoot [25] and mid/forefoot [21] strike patterns are suggested to be more economical. However, several studies also report no marked differences in running economy between rearfoot and forefoot strikers [8], with self-selections of running gait repeatedly reported as the most efficient [1, 8]. Differences in running mechanics between studies and individuals can be attributed to several factors [11], including running speed, surface, and training level [11, 12]. Even amongst the top-finishers of a race, stride mechanics differ. It is possible that inherent characteristics of individuals, including neuromuscular [19, 24] and architectural [19] attributes, contribute to differences in fundamental movement patterns and global motor coordination of runners.

Using a simple, field-based, subjective scale, the Volodalen<sup>®</sup> method considers several criteria that seem independent (e.g., foot strike and arm swing) and combines them to classify running patterns into aerial and terrestrial. This approach agrees with previous suggestions that a runner needs to be considered as a dynamic system, wherein the alteration in one aspect of the running gait is likely to alter another [21]. Pilot testing suggests acceptable intra- and inter-experimenter reliability of the  $V^{\circ}$  score with a CV of  $6.1 \pm 7.0\%$  and  $6.6 \pm 6.5\%$ , respectively. Although a more extensive reliability study is warranted to confirm results, it appears that the Volodalen<sup>®</sup> method can be reliably used by both novice and expert coaches to better understand and train runners on the basis of biomechanical observations. A more detailed biomechanical analysis that investigates each of the criteria presented in  $\circ$  Fig. 1, their inter-dependence, and their relationship to the Volodalen<sup>®</sup> classification system is also warranted to further validate this approach. Then, the next step would be to investigate whether coaches need to address the entire running pattern of individuals (e.g., vertical oscillation of

| Running group                      | 3.3 m · s <sup>-1</sup> |             | 4.2 m · s <sup>-1</sup> |             | 5 m · s <sup>-1</sup> |             | ANOVA running group effect |
|------------------------------------|-------------------------|-------------|-------------------------|-------------|-----------------------|-------------|----------------------------|
|                                    | Aerial                  | Terrestrial | Aerial                  | Terrestrial | Aerial                | Terrestrial |                            |
| $t_c$ (ms)                         | 257±18                  | 273±20 *    | 222±16                  | 236±18 *    | 198±13                | 209±16 *    | <b>&lt;0.001</b>           |
| $t_f$ (ms)                         | 111±19                  | 91±20 *     | 134±17                  | 116±17 *    | 143±17                | 127±16 *    | <b>&lt;0.001</b>           |
| $f$ (step · s <sup>-1</sup> )      | 2.73±0.12               | 2.76±0.17   | 2.81±0.12               | 2.84±0.17   | 2.95±0.14             | 3.00±0.21   | NS                         |
| $\Delta_z$ (cm)                    | 6.7±0.6                 | 6.3±0.8 *   | 6.3±0.5                 | 6.2±0.7     | 5.7±0.5               | 5.6±0.7     | <b>0.020</b>               |
| $\Delta_L$ (cm)                    | 13.5±1.3                | 14.2±1.8    | 14.5±1.6                | 15.5±2.0 *  | 15.0±1.6              | 16.3±2.2 *  | <b>&lt;0.001</b>           |
| $F_{max}$ (kN)                     | 1.54±0.21               | 1.47±0.22 * | 1.73±0.23               | 1.62±0.23 * | 1.86±0.25             | 1.74±0.23 * | <b>&lt;0.001</b>           |
| $k_{vert}$ (kN · m <sup>-1</sup> ) | 23.3±3.4                | 23.0±3.5    | 27.6±4.2                | 26.5±3.8    | 31.4±5.0              | 31.4±4.7    | NS                         |
| $k_{leg}$ (kN · m <sup>-1</sup> )  | 11.6±2.0                | 10.4±2.0 *  | 12.2±2.4                | 10.6±2.0 *  | 12.6±2.5              | 10.9±1.8 *  | <b>&lt;0.001</b>           |

Values are mean ± SD. The asterisks ( \*) indicate a significant difference ( $p < 0.05$ ) between aerial and terrestrial running patterns at a given speed identified using Holm Sidak procedures during post-hoc analysis

**Table 1** Contact ( $t_c$ ) and flight ( $t_f$ ) times, step frequency ( $f$ ), displacement of the centre of mass ( $\Delta_z$ ), leg compression during stance ( $\Delta_L$ ), maximal force ( $F_{max}$ ), and vertical ( $k_{vert}$ ) and leg ( $k_{leg}$ ) stiffness in aerial and terrestrial runners at the 3 speeds investigated.

the head, pelvis position, and foot strike) simultaneously and base recommendations according the Volodalen® classification system rather than focusing on a single parameter (e.g., foot strike) to enhance performance.

The aerial pattern was objectively associated with a shorter contact time and a higher leg stiffness than the terrestrial pattern, and subjectively associated with a mid-forefoot strike pattern. All these characteristics are proposed to increase the ability of the lower-extremity to store and release elastic energy via the spring-mass model during running [7], engaging the plantar arch and Achilles tendon differently than when using a rearfoot strike pattern [14]. Kyröläinen et al. [17] have suggested that stiffer muscles around the ankles and the knees during touch-down can enhance force potentiation during push-off, and increase the mechanical efficiency of runners. Theoretically, the aerial pattern could rely on a better utilization of the stretch-shortening cycle compared to the terrestrial pattern to optimize running performance and reduce energy cost.

In contrast, the terrestrial pattern was objectively associated with a shorter flight time, longer ground contact time, and a higher leg compression than the aerial pattern, and subjectively associated with a rearfoot strike pattern and a low vertical oscillation. These parameters do not promote the store and release of elastic energy through the mechanisms suggested above. Instead, the mechanical efficiency of terrestrial runners theoretically relies on their ability to generate forces over a longer period of time and minimize vertical displacements. Indeed, longer contact times permit forces to be generated over a longer period of time, with an inverse relationship existing between the energy cost of running and ground contact time [15]. Shorter flight times are usually associated with decreased vertical oscillations of the center of mass [13], which is recognized as being more economical [9,31]. In summary, the terrestrial pattern could utilize energy to propel the body forward rather than upward to a greater extent than the aerial pattern.

The above presents a paradox whereby aerial and terrestrial running both presents with advantages regarding running economy and performance. Based on biomechanical analysis, we hypothesized that the aerial pattern relies on the stretch-shortening cycle and the return of elastic energy to minimize energy expenditure, whereas the terrestrial pattern minimizes energy expenditure through reduced vertical oscillation and external work. Consequently, we believe that there may be a generally beneficial set of mechanical parameters for aerial runners and another for terrestrial runners.

Yet, in agreement with previous studies [1,7], we also believe that runners select movement patterns that optimize their own running economy and that there may be an optimal set of

parameters at an individual level. To a certain extent, the Volodalen® method can be perceived as a sliding scale, whereby adjusting different parameters would lead to enhanced performance based on preferred running style. Athletes and coaches can use the Volodalen® method to evaluate and modify the running technique, favoring either the aerial or terrestrial pattern depending on what might benefit the athlete the most. Here, the training prescription would rely on the subjective evaluation of the coach, with the training aiming to either encourage certain characteristics of an individual's pattern (e.g., promote forefoot strike in aerial runners) or promote the alternate pattern when characteristics are overly expressed (e.g., reduce vertical oscillation in an aerial runner with excessive vertical displacements). Furthermore, it could be that aerial and terrestrial runners respond preferentially to different types of training interventions geared towards improving their performance. For instance, integrating plyometric training in aerial runners might enhance their running economy, but minimally influence terrestrial runners. In contrast, resistance training that improves leg strength and power might further benefit terrestrial rather than aerial runners, which would need to be verified through a standardized intervention study.

Age has been shown to influence self-selected running strategies and might have confounded our results. More precisely, Cavagna et al. [5] observed that older vs. younger subjects (mean age: 73.6 vs. 20.8 years) run with lower vertical oscillations of the center of mass and shorter flight times, implying lesser storage-and-release of elastic energy during the gait cycle. According to the Volodalen® classification, older individuals might preferentially adopt a terrestrial running pattern, whereas younger individuals might self-select an aerial one. However, this assumption requires a more precise investigation given that no difference in the mean age of our terrestrial and aerial runners was observed. Contact and flight time were the only 2 parameters measured in this study and employed to model the spring-mass variables. Although the use of a force platform would have been desirable, Morin et al. [23] have validated the computational approaches that we employed here, reporting low bias (from 0.1 to 6.9%) between force platform and modeled values for leg stiffness, vertical stiffness, leg length changes, maximal force, and centre of gravity displacements during running. As such, we can be relatively confident that our modeled results would approximate those measured directly from a force platform. Another limitation of this study was the focus on temporal and spring-mass variables without quantification of joint biomechanics or energetic cost. Of course, running economy and mechanics rely on complex interactions between the metabolic, cardiorespiratory, biomechanical, and neurological systems [4]. More comprehen-

sive biomechanical and bioenergetics investigations are needed to validate the underlying premises to the Volodalen® method and confirm whether subjective parameters of the classification system (e.g., vertical head displacements) are associated with objective biomechanical measures (e.g., measured head displacement using linear transducers or motion analysis).

## Conclusion

The aerial and terrestrial patterns determined subjectively by an expert coach using the Volodalen® method demonstrated distinct running biomechanics parameters, providing preliminary validation of the usefulness of this method. The terrestrial pattern was associated with a longer contact time and greater leg compression than the aerial pattern, while the latter was associated with greater flight time, center of mass displacement, maximal vertical force, and leg stiffness. These findings highlight that qualitative assessments of running patterns using a holistic subjective approach provides insight into the biomechanics of running gait of individuals in absence of objective measurement tools. Understanding the running preference of individuals might assist in individualizing their training programs.

## Acknowledgements

This study was supported by the University of Franche Comté (France) and the Exercise, Performance, Health, and Innovation platform of Besançon and Volodalen Company. The results of the current study do not constitute endorsement of the product by the authors or the journal. The authors thank the subjects for their time and cooperation.

**Conflict of interest:** The authors have no conflict of interest to declare.

## Affiliations

- <sup>1</sup> Research and Development department, Volodalen Compagny, Chaveria, France
- <sup>2</sup> Research unit EA4660, Culture Sport Health Society and Exercise Performance Health Innovation platform, Franche-Comté University, Besançon, France.
- <sup>3</sup> National Sports Institute of Malaysia, National Sports Complex, Kuala Lumpur, Malaysia
- <sup>4</sup> Clinical Investigation Centre, INSERM CIT 808, CHRU, Besançon, France

## References

- 1 Arellano CJ, Kram R. The effects of step width and arm swing on energetic cost and lateral balance during running. *J Biomech* 2011; 44: 1291–1295
- 2 Arellano CJ, Kram R. The metabolic cost of human running: is swinging the arms worth it? *J Exp Biol* 2014; 217: 2456–2461
- 3 Arendse RE, Noakes TD, Azevedo LB, Romanov N, Schweltnus MP, Fletcher G. Reduced eccentric loading of the knee with the pose running method. *Med Sci Sports Exerc* 2004; 36: 272–277
- 4 Barnes KR, Kilding AE. Strategies to improve running economy. *Sports Med* 2015; 45: 37–56
- 5 Cavagna GA, Legramandi MA, Peyré-Tartaruga LA. Old men running: mechanical work and elastic bounce. *Proc Biol Sci* 2008; 275: 411–418
- 6 Coh M, Milanović D, Kampmiller T. Morphologic and kinematic characteristics of elite sprinters. *Coll Antropol* 2001; 25: 605–610
- 7 Dumke CL, Pfaffenroth CM, McBride JM, McCauley GO. Relationship between muscle strength, power and stiffness and running economy in trained male runners. *Int J Sports Physiol Perform* 2010; 5: 249–261
- 8 Gruber AH, Umberger BR, Braun B, Hamill J. Economy and rate of carbohydrate oxidation during running with rearfoot and forefoot strike patterns. *J Appl Physiol* 1985 2013; 115: 194–201
- 9 Halvorsen K, Eriksson M, Gullstrand L. Acute effects of reducing vertical displacement and step frequency on running economy. *J Strength Cond Res* 2012; 26: 2065–2070
- 10 Harriss DJ, Atkinson G. Ethical standards in sport and exercise science research: 2014 update. *Int J Sports Med* 2013; 34: 1025–1028
- 11 Hatala KG, Dingwall HL, Wunderlich RE, Richmond BG. Variation in foot strike patterns during running among habitually barefoot populations. *PLoS One* 2013; 8: e52548
- 12 Hébert-Losier K, Jensen K, Mourot L, Holmberg H-C. The influence of surface on the running velocities of elite and amateur orienteer athletes. *Scand J Med Sci Sports* 2014; 24: e448–e455
- 13 Hébert-Losier K, Mourot L, Holmberg H-C. Elite and amateur orienteers' running biomechanics on three surfaces at three speeds. *Med Sci Sports Exerc* 2015; 47: 381–389
- 14 Ker RF, Bennett MB, Bibby SR, Kester RC, Alexander RM. The spring in the arch of the human foot. *Nature* 1987; 325: 147–149
- 15 Kram R, Taylor CR. Energetics of running: a new perspective. *Nature* 1990; 346: 265–267
- 16 Kulmala J-P, Avela J, Pasanen K, Parkkari J. Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rearfoot strikers. *Med Sci Sports Exerc* 2013; 45: 2306–2313
- 17 Kyröläinen H, Belli A, Komi PV. Biomechanical factors affecting running economy. *Med Sci Sports Exerc* 2001; 33: 1330–1337
- 18 Lee CR, Farley CT. Determinants of the center of mass trajectory in human walking and running. *J Exp Biol* 1998; 201: 2935–2944
- 19 Mangine GT, Fukuda DH, Townsend JR, Wells AJ, Gonzalez AM, Jajtner AR, Bohner JD, LaMonica M, Hoffman JR, Fragala MS, Stout JR. Sprinting performance on the Woodway Curve 3.0(TM) is related to muscle architecture. *Eur J Sport Sci* 2014; 1–9
- 20 McMahon TA, Valiant G, Frederick EC. Groucho running. *J Appl Physiol* 1985 1987; 62: 2326–2337
- 21 Di Michele R, Merni F. The concurrent effects of strike pattern and ground-contact time on running economy. *J Sci Med Sport* 2014; 17: 414–418
- 22 Moreno EJ, Reina R, Luis V, Sabido R. Visual search strategies in experienced and inexperienced gymnastic coaches. *Percept Mot Skills* 2002; 95: 901–902
- 23 Morin JB, Dalleau G, Kyröläinen H, Jeannin T, Belli A. A simple method for measuring stiffness during running. *J Appl Biomech* 2005; 21: 167–180
- 24 Nummela AT, Paavolainen LM, Sharwood KA, Lambert MI, Noakes TD, Rusko HK. Neuromuscular factors determining 5 km running performance and running economy in well-trained athletes. *Eur J Appl Physiol* 2006; 97: 1–8
- 25 Ogueta-Alday A, Rodríguez-Marroyo JA, García-López J. Rearfoot striking runners are more economical than midfoot strikers. *Med Sci Sports Exerc* 2014; 46: 580–585
- 26 Paavolainen LM, Nummela AT, Rusko HK. Neuromuscular characteristics and muscle power as determinants of 5-km running performance. *Med Sci Sports Exerc* 1999; 31: 124–130
- 27 Støren Ø, Helgerud J, Hoff J. Running stride peak forces inversely determine running economy in elite runners. *J Strength Cond Res* 2011; 25: 117–123
- 28 Tartaruga MP, Brisswalter J, Peyré-Tartaruga LA, Avila AOV, Alberton CL, Coertjens M, Cadore EL, Tiggemann CL, Silva EM, Kruegel LFM. The relationship between running economy and biomechanical variables in distance runners. *Res Q Exerc Sport* 2012; 83: 367–375
- 29 Thompson A, Bezodis IN, Jones RL. An in-depth assessment of expert sprint coaches' technical knowledge. *J Sports Sci* 2009; 27: 855–861
- 30 Weyand PG, Sternlight DB, Bellizzi MJ, Wright S. Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements. *J Appl Physiol* 1985 2000; 89: 1991–1999
- 31 Williams KR, Cavanagh PR. Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. *J Appl Physiol* 1985 1987; 63: 1236–1245

## ETUDE ACCEPTEE – FOULEES ET VITESSES PREFERENTIELLES

Lussiana, T. & Gindre, C. Feel your stride and find your preferred running speed. *Biol. Open* **5**, 45–48 (2016).

There is considerable inter-individual variability in self-selected intensity or running speed. Metabolic cost per distance has been recognized as a determinant of this personal choice. As biomechanical parameters have been connected to metabolic cost, and as different running patterns exist, we can ask the question of their possible determinant roles in self-selected speed. We examined the self-selected speed of 15 terrestrial and 16 aerial runners, with comparable characteristics, on a 400m track and assessed biomechanical parameters and ratings of pleasure-displeasure. The results revealed that aerial runners choose greater speeds associated with shorter contact time, longer flight time, and higher leg stiffness than terrestrial runners. Pleasure was negatively correlated with contact time and positively with leg stiffness in aerial runners and was negatively correlated with flight time in terrestrial runners. We propose the existence of an optimization system allowing to connect running patterns at running speeds, and pleasure-displeasure feeling.

**Key words** – Running pattern, Self-selected speed, Pleasure, Biomechanics, Adaptation

## RESEARCH ARTICLE

# Feel your stride and find your preferred running speed

Thibault Lussiana<sup>1,2,\*</sup> and Cyrille Gindre<sup>2,3</sup>

## ABSTRACT

There is considerable inter-individual variability in self-selected intensity or running speed. Metabolic cost per distance has been recognized as a determinant of this personal choice. As biomechanical parameters have been connected to metabolic cost, and as different running patterns exist, we can question their possible determinant roles in self-selected speed. We examined the self-selected speed of 15 terrestrial and 16 aerial runners, with comparable characteristics, on a 400 m track and assessed biomechanical parameters and ratings of pleasure/displeasure. The results revealed that aerial runners choose greater speeds associated with shorter contact time, longer flight time, and higher leg stiffness than terrestrial runners. Pleasure was negatively correlated with contact time and positively with leg stiffness in aerial runners and was negatively correlated with flight time in terrestrial runners. We propose the existence of an optimization system allowing the connection of running patterns at running speeds, and feelings of pleasure or displeasure.

**KEY WORDS:** Running pattern, Self-selected speed, Pleasure, Biomechanics, Adaptation

## INTRODUCTION

There is a speed at which every individual prefers to run. Thus, considerable inter-individual variability exists in self-selected levels of exercise intensity. In a study by Lind et al. (2005), although the peak of the self-selected intensity distribution was centred near 100% of oxygen consumption at the ventilatory threshold, individual values ranged from 62% to 160% at the end of a 20-min exercise period. The determinants of self-selected exercise intensity have been investigated by mainly three types of studies. Subjects' characteristics, such as age, aerobic capacity, and body mass and composition could play a role (Ekkekakis et al., 2011). The affective responses (i.e. pleasure-displeasure) with the use of the maximization of pleasure and/or the minimization of displeasure as guides could serve as regulators (Ekkekakis et al., 2011). Finally, the need to maximize the distance travelled by minimizing the metabolic cost could guide the exercise intensity choice (Alexander, 2002). For this, individuals choose stride length and duty factor, i.e. contact ( $t_c$ ) and flight ( $t_f$ ) times relation, to make the running form economic (Alexander, 2002). In connection with that last point, we can raise the question of a possible role of

biomechanical parameters in the choice of exercise intensity or running speed.

Recently, Gindre et al. (2015) showed that runners could be divided into two global running patterns, i.e. aerial (AER) and terrestrial (TER). At standardised speeds, the two groups elicited different biomechanical parameters leading to different strategies to optimize running economy (Gindre et al., 2015). AER was associated with shorter  $t_c$ , longer  $t_f$ , and greater leg stiffness ( $k_{leg}$ ) than TER (Gindre et al., 2015). Based on the biomechanical analysis, the author hypothesised that AER relies on the stretch-shortening cycle and the return of elastic energy to minimize energy expenditure, whereas the TER minimizes energy expenditure through reduced vertical oscillation and external work (Gindre et al., 2015). On the speed continuum, the biomechanical parameters associated with AER correspond well to the higher speed-induced parameters, while those associated with TER match the lower speed-induced parameters (Padulo et al., 2012).

Therefore, the aim of this study was to verify the hypothesis of a biomechanical role on self-selected speed by comparing speed chosen in the AER and TER groups. As AER demonstrates kinematic parameters that are habitually associated with high speed, we hypothesized that AER self-selected a greater running speed than TER to match to their preferences.

## RESULTS

AER runners chose a greater speed [expressed in  $\text{km h}^{-1}$  or in % of maximal aerobic velocity (MAV)] than TER runners at similar ratings on the pleasure-displeasure scale (Fig. 1). At self-selected speeds, AER and TER exhibited specific biomechanical parameters (AER vs TER,  $t_c$ :  $255 \pm 25$  vs  $284 \pm 27$  ms;  $P=0.003$ ,  $t_f$ :  $101 \pm 24$  vs  $80 \pm 31$  ms;  $P=0.026$ , and  $k_{leg}$ :  $9.8 \pm 1.1$  vs  $8.9 \pm 1.1$   $\text{kN m}^{-1}$ ;  $P=0.037$ ) in line with previously reported results at a standardised speed (Gindre et al., 2015). Interestingly, significant relationships were found between the score of pleasure-displeasure for  $t_c$  [ $r=-0.60$  ( $-0.82$ ;  $-0.23$ );  $P=0.015$ ] and for  $k_{leg}$  [ $r=0.49$  ( $0.08$ ;  $0.76$ );  $P=0.054$ ] in the AER group. In the TER group, a large correlation between feeling score and  $t_f$  [ $r=-0.58$  ( $-0.81$ ;  $-0.18$ );  $P=0.024$ ] was observed. It is of note that there are only unclear relationships for  $t_c$  [ $r=0.22$  ( $-0.24$ ;  $0.61$ );  $P=0.463$ ] and  $k_{leg}$  [ $r=0.19$  ( $-0.27$ ;  $0.59$ );  $P=0.511$ ] in TER and for  $t_f$  [ $r=0.24$  ( $-0.21$ ;  $0.60$ );  $P=0.361$ ] in AER.

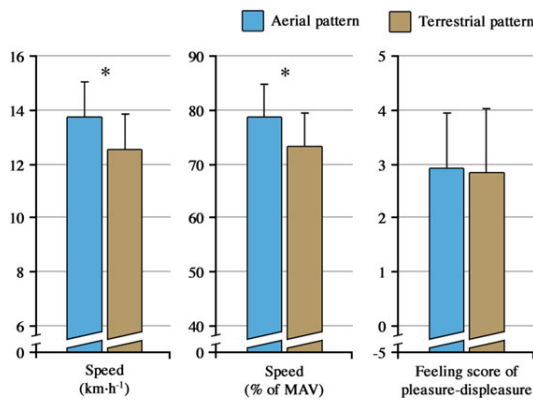
## DISCUSSION

For the first time, this study established links between running patterns, running speeds and biomechanical parameters. We propose the existence of a three-party system based on these elements, which can evolve through continuums presented in Fig. 2. Within this system, we hypothesize that two strategies of optimization exist. The first strategy is used by TER runners at low speed and relies on the ability to generate forces over a longer period of time (Kram and Taylor, 1990), i.e. long  $t_c$ , and low vertical displacements (Hébert-Losier et al., 2015), i.e. short  $t_f$ . The second strategy is used by AER runners at higher speed and relies on the

<sup>1</sup>Research Unit EA4660, Culture Sport Health Society and Exercise Performance Health Innovation Platform, Bourgogne Franche-Comte University, Besançon 25000, France. <sup>2</sup>Volodalen Company, Research and Development Department, Chavéria 39270, France. <sup>3</sup>Volodalen Suisse Company, Research and Development Department, Leysin 1854, Switzerland.

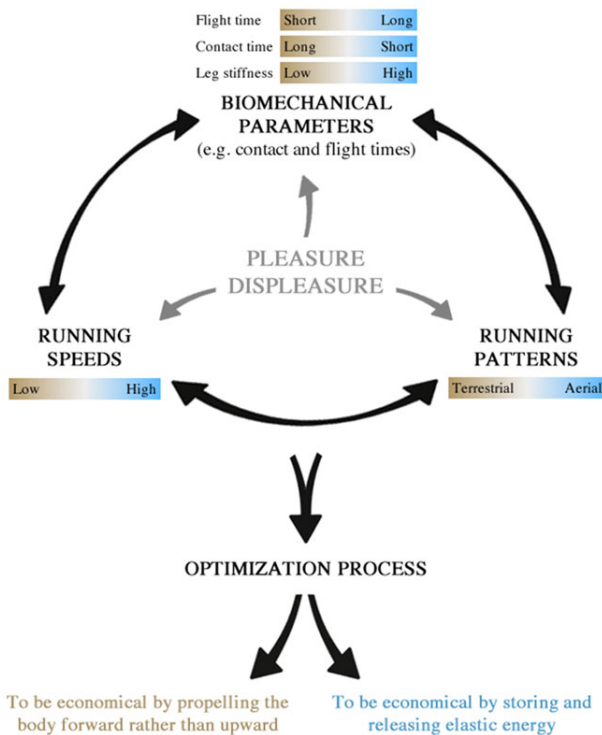
\*Author for correspondence (thibault.lussiana@gmail.com)

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (<http://creativecommons.org/licenses/by/3.0>), which permits unrestricted use, distribution and reproduction in any medium provided that the original work is properly attributed.



**Fig. 1. Absolute (km h<sup>-1</sup>) and relative [% of maximal aerobic velocity (MAV)] self-selected speeds, and feeling score of pleasure-displeasure in aerial and terrestrial patterns.** Feeling scores of pleasure-displeasure recorded after the 15-min run were similar between the two groups, while absolute and relative self-selected speeds were greater in the aerial pattern than in the terrestrial pattern. \**P*<0.05: significant difference between aerial and terrestrial groups. Data presented as mean±s.d.

ability to use the stretch-shortening cycle (Dumke et al., 2010), i.e. short  $t_c$  and high  $k_{leg}$ . The first strategy refers to the ability to propel the body forward rather than upward, while the second refers to the ability to store and release elastic energy. Moreover, in view of the correlations between biomechanical parameters and the feeling scores, these two strategies seem to be at least partly mediated to the feeling of pleasure-displeasure. We therefore suggest that individuals increase their ratings of pleasure-displeasure in adapting



**Fig. 2. Schematic representation of the interactions within the three-party system.** The system is based on three elements including running patterns, running speeds, and biomechanical parameters. Each element can evolve through continuums and lead to different optimization strategies. Finally, the strategies seem to be mediated by the feeling of pleasure-displeasure.

to external variables, e.g. running speed, in which they perceive to be biomechanically efficient.

This optimisation system is consistent with animal studies. It has been shown that (1) stride kinematics (e.g. contact time) can be considered as a collective result of the intrinsic properties (e.g. control strategies) of the locomotor system (e.g. ground-dwelling) (Zaaf et al., 2001), (2) variation in whole-body posture (e.g. centre of mass position) may reflect different environments (e.g. climbing habitat) (Clemente et al., 2013), and (3) habituation to a specific environment (e.g. climbing habitat) induces biomechanical adaptations (e.g. stride frequency) (Clemente et al., 2013). In our study, these three points are translated in the following way: (1) biomechanical parameters can be considered as results of the rebound and forward propulsion abilities, (2) running patterns may favour different running speeds, and (3) running speed induces different biomechanical adaptations. In fact, the biomechanical differences between AER and TER could translate to the two principles of energy economy associated with different running speeds in the same way as kinematic differences among species of lizard can mask higher-level performance traits typically associated with environment variation (Clemente et al., 2013). This suggestion is consistent with the concept of niche partitioning, which is based on the understanding that a species can occupy a particular ecological microhabitat by having a behaviour adapted to suit that environment (MacArthur and Levins, 1967).

The choice of a preferred speed could be affected by the performance level and the intensity of the training habits (Zamparo et al., 2001). It is reasonable to expect that runners with a higher performance level train at higher intensities and therefore self-select a higher running speed for pleasure. However, no differences in performance levels (MAV) or usual training intensities at baseline were observed between our AER and TER runners (Table 1). In the same way, age has been shown to influence self-selected speed and running biomechanics, and might have confounded our results. Indeed, speed chosen, vertical oscillation of the centre of mass, and flight time are reduced with maturation (Cavagna et al., 2008; Ekkekakis et al., 2011) implying a more TER classification in older participants. However, no difference in the mean age of TER and AER runners was observed in this study. More in-depth investigations of the effect of age, performance level, and training habits are warranted to further understand their effects on Volodalen<sup>®</sup> classification. In this classification method, runners with a subjective score in the middle of the scale ( $n=3$ ,  $V_{score}^{®}=15$ ) have been arbitrarily associated with the terrestrial pattern. We could

**Table 1. Global subjective score ( $V_{score}^{®}$ ), age, weight, height, maximal aerobic velocity (MAV), and usual training volume and intensity in the aerial (AER) and terrestrial (TER) runners**

|   | AER      | TER      | <i>P</i> values  |
|---|----------|----------|------------------|
| $V_{score}^{®}$                         | 19.3±2.5 | 10.6±3.9 | <b>&lt;0.001</b> |
| Age (years)                             | 33±10    | 34±9     | 0.381            |
| Weight (kg)                             | 70±9     | 71±6     | 0.259            |
| Height (cm)                             | 177±7    | 177±4    | 0.454            |
| MAV (km h <sup>-1</sup> )               | 17.4±0.9 | 17.1±0.9 | 0.113            |
| Training volume (h week <sup>-1</sup> ) | 3.9±1.7  | 4.3±1.5  | 0.279            |
| Training intensity                      |          |          |                  |
| <80% MAV*                               | 60±27    | 65±23    | 0.116            |
| ≤95% MAV*                               | 32±21    | 26±16    | 0.137            |
| >95% MAV*                               | 8±6      | 9±7      | 0.267            |

Notes: Values are mean±s.d. Level of significance is *P*<0.05. Significant difference between aerial and terrestrial patterns is indicated in bold.

\* % of training volume.

expect that these individuals relied on both of the described optimization systems to a certain extent. For ease-of-use of the scale and to simplify understanding, we have chosen to divide the running pattern of individuals into two categories only. A future study focused on the validity of the Volodalen<sup>®</sup> method and appropriateness of classifying runners into two (i.e.  $V_{\text{score}}^{\text{®}} \text{ TER} \leq 15$  and  $\text{AER} > 15$ ) versus three categories (i.e.  $V_{\text{score}}^{\text{®}} \text{ TER} \leq 11$ , MIX 12 to 18, and  $\text{AER} \geq 19$ ) could assist in answering this question.

The present study revealed that AER and TER runners self-selected different running speeds with specific biomechanical characteristics, i.e. longer  $t_c$ , shorter  $t_f$ , and higher  $k_{\text{leg}}$  in TER compared to AER. We propose the existence of a three-party system referring to different strategies of optimization based on the rebound and the forward propulsion abilities. Moreover, the correlations established between biomechanical parameters correlated to the feeling score (i.e. for  $t_f$  in TER and for  $t_c$  and  $k_{\text{leg}}$  in AER) suggest that the feeling of pleasure-displeasure acts as a magnet and must be taken into account in the global optimized system.

## MATERIALS AND METHODS

### Participants and experimental procedure

Thirty-one well-trained runners (age:  $33.1 \pm 9.4$  years, height:  $177.3 \pm 5.9$  cm, and body mass:  $70.5 \pm 7.5$  kg) participated in this study. MAV of all participants was  $17.3 \pm 1.0$  km h<sup>-1</sup> as determined using an incremental track test, starting at 10 km h<sup>-1</sup> and with an increased speed of 0.5 km h<sup>-1</sup> every minute until exhaustion, one week before data collection (Léger and Boucher, 1980). The university's institutional review board approved the study protocol prior to participant recruitment (CPP: 2014-A00336-41), which was conducted in accordance with the latest amendments of the Declaration of Helsinki.

After a 10-min running warm-up (velocity between 2.5 and 3.5 m s<sup>-1</sup>), participants performed a 15-min running trial at self-selected speeds on an athletic track. Participants were asked to run at their preferred speeds, i.e. where they feel the best and take the most pleasure. No other instruction was assigned to not impair spontaneous behaviour. Each participant ran alone on the track.

### Pleasure-displeasure assessment

The Feeling Scale, consisting of an 11-point single-item scale ranging from +5 (very good) to -5 (very bad), was used to quantify pleasure and displeasure (Hardy and Rejeski, 1989). Participants were asked to report their feeling score of pleasure-displeasure immediately at the end of the 15-min running at self-selected speeds.

### Subjective assessment of running gait

During the 10-min warm-up, a running coach with more than 10 years of experience using the Volodalen<sup>®</sup> method (Gindre et al., 2015) focused on the overall movement patterns of participants. The coach graded runners on a 5-item scale (Fig. 3) which ultimately allows the classification of runners based on a global subjective score ( $V_{\text{score}}^{\text{®}}$ ) into two different categories: TER ( $V_{\text{score}}^{\text{®}} \leq 15$ ) or AER ( $V_{\text{score}}^{\text{®}} > 15$ ) groups. The classification procedure demonstrates adequate intra and inter-rater reliability [respectively, coefficient of variation (c.v.):  $6.1 \pm 7.0\%$  and  $6.6 \pm 6.5\%$ , paired  $t$ -test:  $P=0.927$  and  $0.250$ ], and is fully described elsewhere (Gindre et al., 2015).

In this study, participants' characteristics, running performance and the usual training volume and intensity of AER ( $N=16$ ) and TER ( $N=15$ ) did not show significant differences (Table 1), which allowed us to separate the effect of running patterns on self-selected speed, feeling score of pleasure-displeasure and biomechanical parameters.

### Objective assessment of running gait

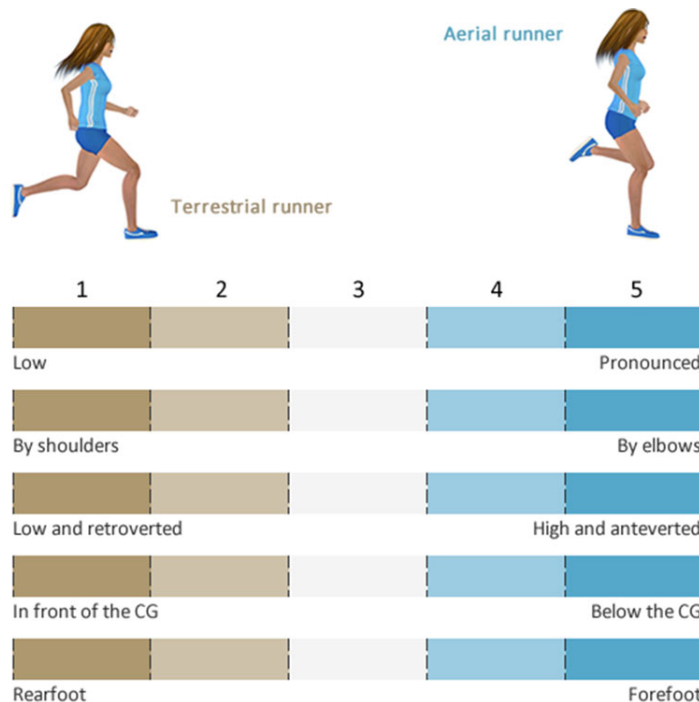
Twenty meters of an optical measurement system (Optojump, MicroGate Timing and Sport, Italy) sampling at 1000 Hz was used to record  $t_c$  and  $t_f$  every 400 m.  $k_{\text{leg}}$  was then estimated using a sine-wave model (Morin et al., 2005), as the ratio between the maximal vertical force ( $F_{\text{max}}$ ) and the maximal leg length deformation, i.e. leg spring compression ( $\Delta_L$ ) calculated with the centre of mass displacement ( $\Delta_z$ ), using the following equations:

$$k_{\text{leg}} = F_{\text{max}} \cdot \Delta_L^{-1}, \quad (1)$$

$$F_{\text{max}} = mg \frac{\pi}{2} \left( \frac{t_f}{t_c} + 1 \right), \quad (2)$$

$$\Delta_L = L - \sqrt{L^2 - \left( \frac{v t_c}{2} \right)^2} + \Delta_z, \quad (3)$$

$$\Delta_z = \left| -\frac{F_{\text{max}} t_c^2}{m} + g \frac{t_c^2}{8} \right|. \quad (4)$$



**Fig. 3. Subjective grid of the Volodalen<sup>®</sup> method.** This scale allows the coach to assess the individual running pattern and classifies runners into two categories: aerial and terrestrial patterns.

### Statistical analysis

Descriptive statistics are presented using mean±s.d. values and correlation statistics using mean±90% confidence limits (c.l.). Student *t*-tests were used to compare participants' characteristics, self-selected speed, pleasure-displeasure, and biomechanical parameters (mean values from all laps) between AER and TER. Correlation coefficients were used to assess whether the feeling score of pleasure-displeasure correlated with the self-selected speed and biomechanical parameters for AER and TER separately. The following criteria were adopted to interpret the magnitude of the correlation between the different measures: ≤0.1, trivial; >0.1-0.3, small; >0.3-0.5, moderate; >0.5-0.7, large; >0.7-0.9, very large; and >0.9-1.0, almost perfect (Hopkins et al., 2009). If the 90% c.l. overlapped positive and negative values, the magnitude of the correlation was deemed unclear. Statistical significance was accepted when the overall *P* value was <0.05 and was performed using SigmaStat12 (Systat Software Inc., USA) and Hopkins spreadsheets (<http://www.sportsci.org>).

### Acknowledgements

This study was supported by the University of Franche-Comté (France) and the Exercise, Performance, Health, and Innovation Platform of Besançon. We warmly thank the participants for their availability, and Guillaume Millet (University of Calgary), Jean-Benoît Morin (University of Nice-Sophia Antipolis) and Kim Hébert-Losier (National Sport Institute of Malaysia) for their valuable help on the manuscript.

### Competing interests

C.G. is the originator of the Volodalen<sup>®</sup> method. However, this paper does not constitute endorsement of the method by the other author and stems completely from a PhD research project undertaken at the Franche-Comté University by T.L.

### Author contributions

C.G. developed the Volodalen<sup>®</sup> concept. T.L. and C.G. conceived and designed the study. T.L. and C.G. performed research. T.L. analysed data. T.L. and C.G. wrote the paper.

### Funding

This research received no specific grant from any funding agency in the public, commercial or not-for-profit sectors.

### References

- Alexander, R. M. (2002). Energetics and optimization of human walking and running: the 2000 Raymond Pearl memorial lecture. *Am. J. Hum. Biol.* **14**, 641-648.

- Cavagna, G., Legramandi, M. A. and Peyré-Tartaruga, L. A. (2008). Old men running: mechanical work and elastic bounce. *Proc. R. Soc. B Biol. Sci.* **275**, 411-418.
- Clemente, C. J., Withers, P. C., Thompson, G. G. and Lloyd, D. (2013). Lizard tricks: overcoming conflicting requirements of speed versus climbing ability by altering biomechanics of the lizard stride. *J. Exp. Biol.* **216**, 3854-3862.
- Dumke, C. L., Pfaffenroth, C. M., McBride, J. M. and McCauley, G. O. (2010). Relationship between muscle strength, power and stiffness and running economy in trained male runners. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **5**, 249-261.
- Ekkekakis, P., Parfitt, G. and Petruzzello, S. J. (2011). The pleasure and displeasure people feel when they exercise at different intensities: decennial update and progress towards a tripartite rationale for exercise intensity prescription. *Sports Med.* **41**, 641-671.
- Gindre, C., Lussiana, T., Hébert-Losier, K. and Mourot, L. (2015). Aerial and terrestrial patterns: a novel approach to analyzing human running. *Int. J. Sports Med.* [ePub ahead of print]
- Hardy, C. J. and Rejeski, W. J. (1989). Not what, but how one feels: the measurement of affect during exercise. *J. Sport. Exerc. Psychol.* **11**, 304-317.
- Hébert-Losier, K., Mourot, L. and Holmberg, H.-C. (2015). Elite and amateur orienteers' running biomechanics on three surfaces at three speeds. *Med. Sci. Sports Exerc.* **47**, 381-389.
- Hopkins, W. G., Marshall, S. W., Batterham, A. M. and Hanin, J. (2009). Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Med. Sci. Sports Exerc.* **41**, 3-13.
- Kram, R. and Taylor, C. R. (1990). Energetics of running: a new perspective. *Nature* **346**, 265-267.
- Léger, L. and Boucher, R. (1980). An indirect continuous running multistage field test: the Université de Montréal track test. *Can. J. Appl. Sport Sci. J.* **5**, 77-84.
- Lind, E., Joens-Matre, R. R. and Ekkekakis, P. (2005). What intensity of physical activity do previously sedentary middle-aged women select? Evidence of a coherent pattern from physiological, perceptual, and affective markers. *Prev. Med.* **40**, 407-419.
- MacArthur, R. and Levins, R. (1967). The limiting similarity, convergence, and divergence of coexisting species. *Am. Nat.* **101**, 377-385.
- Morin, J. B., Dalleau, G., Kyröläinen, H., Jeannin, T. and Belli, A. (2005). A simple method for measuring stiffness during running. *J. Appl. Biomech.* **21**, 167-180.
- Padulo, J., Annino, G., Migliaccio, G. M., D'Ottavio, S. and Tihanyi, J. (2012). Kinematics of running at different slopes and speeds. *J. Strength Cond. Res.* **26**, 1331-1339.
- Zaaf, A., Van Damme, R., Herrel, A. and Aerts, P. (2001). Spatio-temporal gait characteristics of level and vertical locomotion in a ground-dwelling and a climbing gecko. *J. Exp. Biol.* **204**, 1233-1246.
- Zamparo, P., Perini, R., Peano, C. and di Prampero, P. E. (2001). The self selected speed of running in recreational long distance runners. *Int. J. Sports Med.* **22**, 598-604.



## ETUDE ACCEPTEE – FOULEES ET ECONOMIE DE COURSE

Lussiana, T., Gindre, C., Hébert-Losier, K., Sagewa, Y., Gimenez, P., & Mourot, L. Different running patterns along the aerial-terrestrial continuum can result in similar running economy. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* In press (2016).

There is no unique or 'ideal' running pattern that is the most economical for all runners. Classifying the global running patterns of individuals into two categories (aerial and terrestrial) using the Volodalen® method could permit a better understanding of the relationship between running economy (RE) and biomechanics. The main purpose was to compare RE between aerial and terrestrial runners. Two coaches classified 58 runners into aerial ( $n=29$ ) or terrestrial ( $n=29$ ) running patterns on the basis of visual observations. RE, muscle activity, kinematic, and spatiotemporal parameters of both groups were measured during a 5-min run at  $12\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$  on a treadmill. Maximal oxygen uptake ( $\dot{V}\text{O}_{2\text{max}}$ ) and peak treadmill speed (PTS) were assessed during an incremental running test. No differences were observed between aerial and terrestrial patterns for RE,  $\dot{V}\text{O}_{2\text{max}}$ , and PTS. However, at  $12\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ , aerial runners exhibited earlier gastrocnemius lateralis activation in preparation for contact, lesser dorsiflexion at ground contact, higher co-activation indexes, and greater leg stiffness during stance phase than terrestrial runners. Terrestrial runners had more pronounced semitendinosus activation at the start and end of the running cycle, shorter flight time, greater leg compression, and a more rearfoot strike. Different running patterns were associated with similar RE. Aerial runners appear to rely more on elastic energy utilization with a rapid eccentric-concentric coupling time, whereas terrestrial runners appear to propel the body more forwards rather than upwards to limit work against gravity. Excluding runners with a mixed running pattern from analyses did not affect study interpretation.

**Key words** – running patterns, economy, biomechanics, muscle activity, optimization strategies

## DIFFERENT RUNNING PATTERNS ALONG THE AERIAL-TERRESTRIAL CONTINUUM CAN RESULT IN SIMILAR RUNNING ECONOMY

Lussiana Thibault<sup>1,2,\*</sup>, Gindre Cyrille<sup>2,3</sup>, Hébert-Losier Kim<sup>4</sup>, Sagawa Yoshimasa<sup>5,6</sup>, Gimenez Philippe<sup>1</sup>, and Mourot Laurent<sup>1,7</sup>

<sup>1</sup> Research unit EA4660, Culture Sport Health Society and Exercise Performance Health Innovation platform, Bourgogne Franche-Comté University, Besançon 25000, France; <sup>2</sup> Volodalen Company, Research and development department, Chavéria 39270, France; <sup>3</sup> Volodalen Suisse Company, Research and development department, Leysin 1854, Switzerland; <sup>4</sup> Department of Sports Science, National Sports Institute of Malaysia, National Sports Complex, Bukit Jalil, Peti Surat 7102, Kuala Lumpur 57000, Malaysia; <sup>5</sup> Laboratoire d'Exploration Fonctionnelle Clinique du Mouvement, CHRU of Besançon 25000, France; <sup>6</sup> Integrative and clinical neurosciences EA481, Bourgogne Franche-Comté University, Besançon 25000, France; <sup>7</sup> Clinical Investigation Centre, INSERM CIT 808, CHRU of Besançon, Besançon 25000, France.

### Abstract

**Purpose:** There is no unique or 'ideal' running pattern that is the most economical for all runners. Classifying the global running patterns of individuals into two categories (aerial and terrestrial) using the Volodalen<sup>®</sup> method could permit a better understanding of the relationship between running economy (RE) and biomechanics. The main purpose was to compare RE between aerial and terrestrial runners. **Methods:** Two coaches classified 58 runners into aerial (n=29) or terrestrial (n=29) running patterns on the basis of visual observations. RE, muscle activity, kinematic, and spatiotemporal parameters of both groups were measured during a 5-min run at 12km·h<sup>-1</sup> on a treadmill. Maximal oxygen uptake (VO<sub>2</sub>max) and peak treadmill speed (PTS) were assessed during an incremental running test. **Results:** No differences were observed between aerial and terrestrial patterns for RE, VO<sub>2</sub>max, and PTS. However, at 12km·h<sup>-1</sup>, aerial runners exhibited earlier gastrocnemius lateralis activation in preparation for contact, lesser dorsi-flexion at ground contact, higher co-activation indexes, and greater leg stiffness during stance phase than terrestrial runners. Terrestrial runners had more pronounced semitendinosus activation at the start and end of the running cycle, shorter flight time, greater leg compression, and a more rearfoot strike. **Conclusions:** Different running patterns were associated with similar RE. Aerial runners appear to rely more on elastic energy utilization with a rapid eccentric-concentric coupling time, whereas terrestrial runners appear to propel the body more forwards rather than upwards to limit work against gravity. Excluding runners with a mixed running pattern from analyses did not affect study interpretation.

### Keywords

Running patterns, economy, biomechanics, muscle activity, optimization strategies

## 1. Introduction

Running economy (RE) is an important determinant of running performance.<sup>1</sup> Running biomechanics influences RE, although the nature and magnitude of the relationship is debated.<sup>1</sup> For instance, studies have associated both long<sup>2</sup> and short<sup>3</sup> contact time with enhanced RE. In contrast, other studies have found no relationship between contact time and RE.<sup>4</sup> Similarly, both rearfoot<sup>5</sup> and non-rearfoot<sup>6</sup> strike patterns are suggested to be more economical, with Gruber et al.<sup>7</sup> reporting no marked difference in RE on the basis of footstrike pattern, with the self-selected footstrike being the most economical. Oxygen consumption has been shown to increase linearly with the muscle electromyographic (EMG) activity of the biceps femoris during the braking phase of running, whereas an increased co-activation of agonist and antagonist muscles prior to and following ground contact enhances knee and ankle joint stiffness,<sup>8</sup> which enhances force potentiation during push-off and reduces metabolic cost. Overall, while several studies have identified relationships between biomechanical factors and RE, results are controversial and practical applications are unclear.

All considered, it is likely that there is no unique or 'ideal' running pattern that is the most economical for all runners.<sup>1</sup> The Volodalen<sup>®</sup> method (see below) allows the classification of runners through visual observation under the premise that runners are a global and dynamic system that seek to optimize RE.<sup>9</sup> This method is very practical in nature, and allows coaches, clinicians, and scientists to quickly classify the running patterns of individuals along a continuum based on visual observations. Overall, the method describes two different strategies to optimize RE: one that relies more on the ability to propel the body forward rather than upwards, and another that relies more on the ability to store and release elastic energy.<sup>10</sup> Individuals who use the first strategy are called *terrestrial* runners, while those who use the second are called *aerial* runners. Anecdotally, coaches report the presence of both types of runners across the competition spectrum, with the aerial and terrestrial patterns observed in both recreational and highly-competitive runners.

Recently, these two running patterns assessed on the basis of five subjectively-evaluated criteria (**Figure 1**) were shown to demonstrate distinct objectively-assessed running characteristics.<sup>9</sup> More specifically, aerial runners exhibit shorter contact times, greater leg stiffness, and longer flight times than terrestrial runners, as well as larger vertical displacements of the center of mass and maximal vertical ground reaction forces.<sup>9</sup> Given the scientific literature suggesting that self-selected running patterns are the most economical<sup>7</sup> and the observed presence of both aerial and terrestrial runners across the competition spectrum, we can anticipate no difference in the RE of aerial and terrestrial runners. However, this assumption has not yet been verified experimentally.

Thus, our main aim was to compare the RE of aerial and terrestrial runners. A secondary aim was to investigate the muscle activity and biomechanics of the aerial and terrestrial runners during running to objectify the biomechanical strategies used by both groups. Finally, to verify that differences between groups were not due to maximal running performance levels, we aimed to compare maximal aerobic capacities between both groups. We hypothesized that aerial and terrestrial runners would demonstrate similar RE values despite distinct electromyographic and biomechanical characteristics.

## 2. Methods

### Participants

Fifty-eight recreational male runners [mean  $\pm$  standard deviation (SD): age  $30 \pm 8$  y, height  $177 \pm 5$  cm, and body mass  $72 \pm 9$  kg] voluntarily participated in this study. Inclusion criteria were good self-reported general health, absence of lower-extremity injury for the last year, and ability to run submaximally at  $12 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ . To limit confounding variables, only males were recruited. All participants were tested within a 2-month

period. The university's Institutional Review Board approved the study protocol prior to participant recruitment (CPP: 2014-A00336-41), which was conducted in accordance with international ethical standards and adhered to the Declaration of Helsinki of the World Medical Association.

### Design

Each participant completed one experimental session in our laboratory. After providing written informed consent, participants ran a 5-min warm-up on a treadmill (Training Treadmill S1830, HEF Techmachine, Andrézieux-Bouthéon, France) at  $10 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  with no inclination. During this warm-up, two running coaches with more than 5 years of experience using the Volodalen<sup>®</sup> method focused on the global movement patterns of participants with a particular attention given to five key elements (**Figure 1**).<sup>9</sup> Each criterion was scored between 1 and 5 following the attainment of a consensus between coaches. The global subjective score ( $V_{\text{score}}^{\text{®}}$ ), which is the sum of each individual score, allows the classification of runners into two different categories: terrestrial ( $V_{\text{score}}^{\text{®}} \leq 15$ ) or aerial ( $V_{\text{score}}^{\text{®}} > 15$ ) runners. A score of 15 reflects the mid-point of the scale, making the use and interpretation of the  $V_{\text{score}}^{\text{®}}$  practical and simple. The  $V_{\text{score}}^{\text{®}}$  demonstrates adequate intra- and inter-rater reliability (intra-class correlation coefficient, ICC: 0.940 and 0.945; standard error of the mean (SEM): 1.28 and 1.31).<sup>9</sup>

In the present study, 29 participants were classified as aerial runners ( $V_{\text{score}}^{\text{®}}: 19.3 \pm 2.5$ ) and the remaining 29 were classified as terrestrial runners ( $V_{\text{score}}^{\text{®}}: 11.5 \pm 2.0$ ). The baseline characteristics of runners were similar between the two groups (aerial vs. terrestrial: age  $29 \pm 9$  vs.  $30 \pm 9$  y, height  $178 \pm 6$  vs.  $177 \pm 5$  cm, and body mass  $72 \pm 9$  vs.  $71 \pm 8$  kg, all  $P > 0.390$ ).

Following the warm-up, participants performed a submaximal running test and a maximal incremental running test. Tests were interspersed by a 5-min passive recovery in the seated position. All subjects were familiar with running on a treadmill as part of their usual training programs and wore their habitual running shoes (aerial vs. terrestrial: mass  $317 \pm 50$  vs.  $300 \pm 55$  g, heel height  $22 \pm 5$  vs.  $20 \pm 4$  mm, and drop of  $9 \pm 4$  vs.  $9 \pm 3$  mm; all  $P > 0.249$ ).

Figure 1 near here

### Submaximal running test

Participants ran 5 min on a treadmill at  $12 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ . This speed was chosen based on participants' running performance to avoid efforts above ventilatory threshold. Gas exchange was measured breath-by-breath using a gas analyzer (Cortex Metamax 3B, Cortex Biophysik, Leipzig, Germany) and subsequently averaged over 10-s intervals throughout the test. Before each test, the gas analyzer was calibrated following the manufacturer's recommendations using ambient air ( $\text{O}_2$ : 20.93% and  $\text{CO}_2$ : 0.03%) and a gas mixture of known composition ( $\text{O}_2$ : 15.00% and  $\text{CO}_2$ : 5.00%). The spirometer was calibrated using a 3-L syringe.

Respiratory exchange ratios (RER), oxygen uptake ( $\text{VO}_2$ ), and carbon dioxide output ( $\text{VCO}_2$ ) were averaged over the last 1-min of the 5-min running trial. Steady state was confirmed through visual inspection of the  $\text{VO}_2/\text{VCO}_2$  curves. RER had to remain below 1.0 during the trials for data to be included in the analysis, or else the corresponding data were excluded as deemed to not represent a submaximal effort. RE was expressed as the distance covered per  $\text{VO}_2$  per body mass ( $\text{m}\cdot\text{ml}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$ )<sup>11</sup> and was calculated from the running velocity divided by the net  $\text{V O}_2$ , normalized to individual body mass, where net  $\text{VO}_2$  is the  $\text{VO}_2$  measured during running minus the resting  $\text{VO}_2$  (averaged over the last 1-min of a prior 5-min of passive recovery). RE was also expressed as the kilocalories required per distance covered per body mass ( $\text{kcal}\cdot\text{km}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$ ).<sup>12</sup>

An optical measurement system (Optogait<sup>®</sup>, MicroGate Timing and Sport, Bolzano, Italy) sampling at 1000 Hz was used to record contact

( $t_c$ ,  $s$ ) and flight ( $t_f$ ,  $s$ ) times during the last 1-min of the 5-min submaximal running trial. As described by Morin et al.<sup>13</sup> the spring-mass characteristics of the lower extremity were estimated using a sine-wave model employing  $t_c$ ,  $t_f$ , velocity ( $v$ ), body mass ( $m$ ), and leg length ( $L$ , the distance between the greater trochanter and the ground measured in barefoot upright stance). Vertical stiffness ( $k_{vert}$ ,  $\text{kN}\cdot\text{m}^{-1}$ ) was calculated as the ratio between the maximal vertical force ( $F_{max}$ ,  $\text{kN}$ ) and center of mass displacement ( $\Delta_z$ ,  $\text{m}$ ) using the following equations:

$$k_{vert} = F_{max} \cdot \Delta_z^{-1}$$

$$F_{max} = mg \frac{\pi}{2} \left( \frac{t_f}{t_c} + 1 \right)$$

$$\Delta_z = \left| -\frac{F_{max} t_c^2}{m \pi^2} + g \frac{t_c^2}{8} \right|$$

Leg stiffness ( $k_{leg}$ , in  $\text{kN}\cdot\text{m}^{-1}$ ) was calculated as the ratio between the  $F_{max}$  and the maximal leg length deformation, i.e., leg spring compression ( $\Delta_L$ ,  $\text{m}$ ), using the following equations:

$$k_{leg} = F_{max} \cdot \Delta_L^{-1}$$

$$\Delta_L = L - \sqrt{L^2 - \left( \frac{vt_c - d}{2} \right)^2} + \Delta_z$$

where  $d$  represents the distance of the point of force application translation, estimated for each individual to equal 18 % of their leg length.

A high-speed video camera (Sony HDRSR7E, Sony Corporation, Tokyo, Japan) was placed 2 m from and perpendicular to the acquisition space on a 0.45 m support to capture sagittal plane kinematics at 200 Hz. Circular opaque markers of 9 mm in diameter were positioned on the right leg over the greater trochanter, lateral femoral condyle, lateral malleolus, and fifth metatarsal phalangeal joint to assist in computing joint angles. The video sequences were analyzed off-line using Dartfish Pro Analysis software version 5.5 (Dartfish, Fribourg, Switzerland) to determine knee ( $\alpha_{knee}$ ), plantar-flexion ( $\alpha_{ankle}$ ), and foot-ground ( $\alpha_{strike}$ ) angles ( $^\circ$ ) at footstrike during the 1-min data collection intervals designated above. The  $\alpha_{knee}$  was determined using the lines connecting the lateral malleolus to the lateral femoral condyle and the lateral femoral condyle to the greater trochanter; the  $\alpha_{ankle}$  was determined using the lines connecting the fifth metatarsal phalangeal joint to the lateral malleolus and the lateral malleolus to the lateral femoral condyle; and the  $\alpha_{strike}$  was determined using the line connecting the tuber calcanei to the fifth metatarsal phalangeal joint relative to the plane of the treadmill. The reliability of this procedure has been analysed previously in our laboratory with ICC and SEM values ranging from 0.88-0.98 and 1.1-1.3 $^\circ$  for  $\alpha_{knee}$ ,  $\alpha_{ankle}$ , and  $\alpha_{strike}$ . Strike pattern was classified as described by Altman and Davis:<sup>14</sup> midfoot strike =  $-1.6^\circ < \alpha_{strike} < 8.0^\circ$ , rearfoot strike =  $\alpha_{strike} > 8.0^\circ$ , and a forefoot strike =  $\alpha_{strike} < -1.6^\circ$ .

EMG activity of the rectus femoris (RF), semitendinosus (ST), tibialis anterior (TA), and gastrocnemius lateralis (GL) muscles of the right leg was evaluated with pre amplified single differential surface electrodes (Trigno Wireless, EMG, Delsys Inc, Natick, MA, USA) with an inter electrode distance of 10 mm and a common mode rejection ratio of 92 dB. The skin preparation and electrode placements were done according to SENIAM recommendations.<sup>15</sup> EMG and temporal events (i.e., footstrike and toe off recorded with the Optogait<sup>®</sup>) were synchronized between systems using ADInstruments system and software (Labchart 7.0, ADInstruments Ltd, Oxford, United Kingdom). Custom scripts developed in Matlab (MathWorks) were used to process the EMG signals. First, EMG signals were filtered using a second order Butterworth band-pass filter from 20 to 480 Hz. To generate an EMG profile, signals were then rectified and passed through a critically damped low-pass filter with a 20-Hz cut-off to create a linear envelope. To produce a representative EMG pattern, 70 consecutive running steps taken from the last 1-min of the 5-min submaximal running trial were averaged for each individual,<sup>16</sup> with the

signals being time normalized to the running cycle (i.e., right foot contact to right foot contact representing 100% of a cycle).

The EMG activity of each muscle was quantified using the root mean square amplitude (microvolts) and expressed as a percentage of the peak signal (RMS, in %) captured during the running trial for each individual. The time of peak activity of each muscle was determined and expressed as a percentage of the running cycle (*peak*, in %). In addition, the mean and standard deviation ( $\pm$  SD) muscle activity were computed for the following sub-phases of the running cycle: first contact phase (0 to 50% of the stance phase), second contact phase (50 to 100% of the stance phase), first swing phase (0 to 80% of the swing phase), and second swing phase (80 to 100% of the swing phase). Co-activation indexes (CO, in %) between the RF/ST and the TA/GL muscles were also computed for these four sub-phases following the method proposed by Winter.<sup>17</sup> More specifically, agonist and antagonist muscles that show a common area of activity defines a co-contraction area, with the CO calculated as:

$$CO = 2 \cdot \frac{\text{common area (agonist and antagonist)}}{\text{area agonist} + \text{area antagonist}} \cdot 100\%$$

#### Maximal incremental test

The maximal incremental running test was performed on the treadmill starting at 10  $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ . The treadmill speed was subsequently increased by 0.5  $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$  every minute until volitional exhaustion. The participants received strong verbal encouragement to ensure attainment of maximal values during the test. The maximal oxygen uptake ( $\dot{V}O_{2max}$ ), averaged over 30-s, was said attained when two or more of the following criteria were met: an increase in  $\dot{V}O_2$  less than 2.1  $\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$  between two consecutive stages,<sup>18</sup> an RER greater than 1.1,<sup>19</sup> and/or a heart rate (RS810, Polar Electro Oy, Kempele, Finland) of  $\pm 10$  beats per minute of the predicted maximal heart rate value (i.e., 220 minus age).<sup>19</sup> The highest velocity achieved during the test was recorded as the peak treadmill speed (PTS). When the participant could not complete the last stage completely ( $< 1$  min), the PTS was calculated using fractional time supported during the last stage multiplied by the speed-increment rate.

#### Statistics

Descriptive statistics of data are presented as mean  $\pm$  SD values. Since all data were normally distributed on the basis of the Kolmogorov-Smirnov test, parametric statistical methods were employed for data analysis. Two-tailed t-tests were used to examine differences between the two groups of runners. RE and maximal incremental test data were also compared between groups using data from extreme aerial ( $n = 14$ ,  $V_{score}^{\circ} = 21.5 \pm 1.6$ ) and terrestrial ( $n = 14$ ,  $V_{score}^{\circ} = 9.6 \pm 1.5$ ) runners to limit confounding from individuals with mid-range  $V_{score}^{\circ}$  values. Pearson correlation coefficients and their 90% confidence limits ( $r$  [lower, upper]) were calculated to assess the relation between  $V_{score}^{\circ}$  and RE, PTS, and  $\dot{V}O_{2max}$ . The following criteria were adopted to interpret the magnitude of the correlation:  $\leq 0.1$ , trivial;  $> 0.1-0.3$ , small;  $> 0.3-0.5$ , moderate;  $> 0.5-0.7$ , large;  $> 0.7-0.9$ , very large; and  $> 0.9-1.0$ , almost perfect.<sup>20</sup> A correlation was deemed unclear when its confidence limits overlapped the thresholds for small positive and small negative correlations (i.e., that is, chances of the correlation being positive and negative were both  $> 5\%$ ).<sup>20</sup> Statistical significance was accepted when the overall  $P$  value was  $< 0.05$ , with statistics performed in SigmaStat 12 for Windows (Systat Software Inc., San Jose, CA, USA) and in Microsoft Excel (Microsoft Corp., Redmond, WA, USA) using Hopkins spreadsheet (<http://www.sportsci.org>).

### 3. Results

#### RE and performance

RE measured at 12  $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ , PTS, and  $\dot{V}O_{2max}$  were similar between aerial and terrestrial runners (see histograms in **Figure 2**, all  $P > 0.120$ ), as well as between extreme aerial and terrestrial runners (see circles in **Figure 2**, all  $P > 0.101$ ). The most economical aerial and terrestrial runner had quite similar RE values (aerial vs. terrestrial runner: 6.00 vs. 5.94

$\text{m}\cdot\text{ml}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$  and  $0.825$  vs.  $0.834$   $\text{kcal}\cdot\text{km}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$ ).

Correlations between  $V^{\text{score}}$  and RE, expressed as  $\text{m}\cdot\text{ml}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$  and  $\text{kcal}\cdot\text{km}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$ , were trivial and unclears ( $r = -0.08$  [-0.29, 0.11],  $P = 0.523$  and  $r = 0.097$  [-0.12, 0.28],  $P = 0.378$ , respectively). Correlations were small and clear between  $V^{\text{score}}$  and PTS ( $r = -0.27$  [-0.45, -0.07],  $P = 0.035$ ), as well as between  $V^{\text{score}}$  and  $\text{VO}_{2\text{max}}$  ( $r = -0.29$  [-0.47, -0.10],  $P = 0.027$ ).

Figure 2 near here

#### *Kinematics and spring-mass*

Values of  $t_c$ ,  $t_f$ ,  $f$ ,  $\Delta_z$ ,  $\Delta_L$ ,  $F_{\text{max}}$ ,  $k_{\text{leg}}$ ,  $k_{\text{vert}}$ ,  $\alpha_{\text{knee}}$ ,  $\alpha_{\text{ankle}}$ , and  $\alpha_{\text{strike}}$  are reported in **Table 1**. The aerial group exhibited significantly lower  $t_c$  and  $\Delta_L$  with greater  $t_f$ ,  $\Delta_z$ ,  $F_{\text{max}}$ , and  $k_{\text{leg}}$  than the terrestrial group. The aerial group also demonstrated greater  $\alpha_{\text{ankle}}$  and lower  $\alpha_{\text{strike}}$  than the terrestrial group.

Table 1 near here

#### *Electromyography*

Activation profiles of the RF, ST, TA, and GL muscles recorded during the submaximal running trial in one representative aerial and terrestrial runner are presented in Figure 3. The aerial group showed an earlier peak GL activity and later peak TA activity than the terrestrial group (see Figure 4).

Figure 3 and 4 near here

The muscle activity and co-activation indexes recorded during the four sub-phases of the running cycle are reported in **Table 2**. Compared to the aerial pattern, the terrestrial one exhibited higher ST-RMS in the first contact and the second flight phases, while the aerial pattern showed higher GL-RMS in the first contact phase. Moreover, the RF/ST-CO was greater in the aerial compared to the terrestrial pattern during the two contact phases.

Table 2 near here

## 4. Discussion

This study demonstrates for the first time that aerial and terrestrial running patterns, determined using a subjective rating scale, exhibit similar RE despite demonstrating distinct biomechanical and electromyographic characteristics. Our study adds to the scientific literature indicating that different global running patterns can lead to similar running economy, reflecting results from previous work with a focus on footstrike pattern.<sup>7</sup>

The GL showed an earlier activation onset in preparation for landing and reached peak activation more quickly following ground contact in the aerial compared to the terrestrial runners (**Figure 4**), with the aerial pattern demonstrating more positive ankle (i.e., lesser dorsi-flexion) and negative foot-ground (i.e., lesser rearfoot strike) angles at foot strike. Landing in a more plantar-flexed position suggests an increased capacity of the passive structures to store elastic energy at the beginning of the stance phase.<sup>21</sup> Greater activation of the plantar-flexors in preparation for ground contact and during the braking phase can increase the utilization of elastic energy during human locomotion,<sup>22</sup> with pre-activation increasing leg stiffness<sup>23</sup> and stretch-shortening cycle efficiency.<sup>24</sup> Furthermore, the aerial runners demonstrated higher co-activation indexes during the stance phase than the terrestrial runners, suggesting superior knee joint stiffness, corroborating with the higher leg stiffness values we observed in the aerial group. By investigating joint-angle moment curves and muscle activity patterns at different running speeds, Kyröläinen et al.<sup>8</sup> inferred that increases in muscle stiffness around the knee and ankle joints during the early stance phase of running enhanced force potentiation during push-off and increased the mechanical efficiency of runners. Furthermore, the coupling time (i.e., time between stretching and

shortening of muscle tendon units during the stretch-shortening cycle) is positively related to contact time, with short coupling times believed to reflect a more efficient utilization of elastic energy during the stretch-shortening cycle.<sup>25</sup> We propose that the aerial runners self-optimization strategy is to enhance force generation via a more efficient utilization of the stretch-shortening cycle and to limit the braking phase by contacting the ground close to the center of mass (**Figure 5**).

Aura and Komi<sup>26</sup> highlighted that there may be substantial inter-individual differences in one's ability to store and release elastic energy. Here, the aerial and terrestrial running patterns showed no differences in RE despite demonstrating distinct neuromuscular and biomechanical characteristics, suggesting that different biomechanical strategies can lead to a similar oxygen cost of running. Terrestrial runners contacted the ground more in front of their center of mass (based on the visual observation) and with more pronounced ankle dorsi-flexion and rearfoot strike than aerial runners, which was followed by a greater leg compression during stance and longer contact time. There is evidence to suggest the existence of an inverse relationship between the energy cost of running, wherein longer contact times are associated with lower rates of energy consumption.<sup>27</sup> In fact, a longer contact time allows force to be generated over a longer period of time.<sup>27</sup> Thus, strategies associated with longer ground-contact times, such as rearfoot strike patterns,<sup>5</sup> allow runners to be economical without necessarily promoting the storage and release of elastic energy through the mechanism described above. These arguments are supported by a recent study wherein habitual rearfoot strikers had shorter flight times and longer ground contact times than habitual forefoot strikers, as well as 5.4 and 9.3% better RE at 11 and 13  $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ , respectively.<sup>5</sup>

The EMG analysis showed that the ST muscle of the terrestrial runners worked at a higher percentage of its peak recorded amplitude during the first contact and second flight phases than the aerial pattern. These results are consistent with observations by Yong et al.<sup>28</sup> of greater activity (normalized to the peak found during walking) of the lateral hamstring muscle during the terminal swing phase in natural rearfoot strikers. The hip extensor muscles are important in driving the body powerfully forward<sup>8</sup> as a more horizontal resultant ground reaction force vector has been recently associated with a better running economy.<sup>29</sup> Ultimately, using energy to drive the body forward rather than upwards can reduce the oxygen cost of running, as smaller vertical displacements of the center generally improves running economy.<sup>30</sup> Although it is difficult to directly compare the level of muscle activity between groups given the dynamic normalization method used in this study, we propose that terrestrial runners self-optimize their running pattern by propelling the body forwards rather than upwards and limiting the work against gravity.

The correlation coefficients between  $V^{\text{score}}$  and RE (expressed as  $\text{m}\cdot\text{ml}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$  or  $\text{kcal}\cdot\text{km}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$ ) were trivial and unclears, supporting our results of no meaningful difference in the RE of aerial and terrestrial runners. On the other hand, the small negative correlations between  $V^{\text{score}}$  and PTS, as well as  $V^{\text{score}}$  and  $\text{VO}_{2\text{max}}$  are suggestive of a tendency towards better performance during the maximal incremental test in our terrestrial compared to our aerial runners. Unfortunately, at the time of participant recruitment and data collection, we did not seek to collect data regarding the distances and types of events that our runners preferred or in which they performed better. The recreational level of our runners may limit the generalization of the current study findings.

Moreover, the assessment of RE at a unique submaximal speed (i.e., 12  $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ ) limits inferences to slower and faster speeds as aerial and terrestrial runners might show different RE responses to changes in running speed. For instance, given the enhanced contribution from the storage and release of elastic energy to running as speed increases,<sup>31</sup> aerial runners may be relatively more economical than terrestrial runners at faster speeds, and inversely at slower speeds. Another consideration here is the threshold used to classify aerial and terrestrial runners. Consistent with previous investigations,<sup>9,10</sup> a cut-off score of 15 was chosen to classify runners in order to facilitate the use and

interpretation of the  $V^{\text{score}}$ , and data from all participants were included in the analysis to reflect the reality of the population and represent the entire running pattern continuum. Although excluding runners with mid-range  $V^{\text{score}}$  values did not meaningfully influence RE and PTS interpretation, further validation of the use of a two-group classification system with a deterministic  $V^{\text{score}}$  of 15 is needed.

## 5. Practical applications

From a practical perspective, fix, bend, roll, and push summarizes the terrestrial self-optimization strategy; whereas fly, touch, and bounce summarizes the aerial one. As running pattern can vary under different conditions (e.g., in a fatigued state or under psychological stress), we advise coaches to assess their athletes more than once before using the  $V^{\text{score}}$  to inform their training prescription. In any case, through a better understanding of these biomechanical strategies and their relationships with RE at an individual level, our results could assist athletes and coaches to individualize exercise prescription, thereby improving training responses. Athletes and coaches can modify certain aspects of the running technique, favoring either the aerial or terrestrial pattern or even both depending on training objectives and what might benefit the athlete the most. However, a cross-over intervention study assessing the effect of a training program targeting either the stretch shortening cycle or forward propulsion on the RE of aerial and terrestrial runners is warranted. Also, it should be mentioned that running technique is not the only factor to influence RE. There are several other biomechanical and physiological factors that are involved, which were not evaluated in the current study.

## 6. Conclusions

Aerial and terrestrial runners demonstrate similar RE measures despite exhibiting distinct running biomechanics and electromyographic characteristics. Aerial runners exhibited earlier GL activation, lesser dorsi-flexion, and higher co-activation indexes and leg stiffness than terrestrial runners. Terrestrial runners showed more pronounced recruitment of the ST in the late swing phase and early ground contact phase, longer contact time, and greater leg compression than aerial runners. In fact, aerial runners appear to benefit from storing and release of elastic energy (i.e., shorter coupling times and higher leg stiffness) to a greater extent than terrestrial runners who appear to propel the body more forwards rather than upwards to minimize oxygen cost. Given that the Volodalen<sup>®</sup> method classifies runners along a continuum, the current study results also include runners with a mixed running pattern who employ both aerial and terrestrial strategies to varying extents (i.e., more mid-range  $V^{\text{score}}$ ). Excluding these mixed runners from analyses still support that aerial and terrestrial running patterns have similar RE, which is achieved through different biomechanical and neuromuscular means. Both strategies involve a certain trade-off given that the aerial strategy encourages vertical oscillation and work against gravity, whereas the terrestrial strategy limits the energetic contribution from the stretch-shortening cycle. Whether one can benefit fully from the economical advantages of both strategies is not certain as a trade-off between strategies appears unavoidable.

## 7. Acknowledgements

This study was supported by the University of Bourgogne Franche-Comté (France) and the Exercise, Performance, Health, and Innovation Platform of Besançon. We thank Matsport and Compressport companies for the loan of equipment. We also thank the participants for their availability and active participation. The results of the current study do not constitute endorsement of the product by the authors or the journal.

## 8. References

1. Moore IS. Is There an Economical Running Technique? A Review of Modifiable Biomechanical Factors Affecting Running Economy. *Sports Med.* 2016; 46(6):793-807.
2. Støren Ø, Helgerud J, Hoff J. Running stride peak forces inversely determine running economy in elite runners. *J Strength Cond Res.* 2011;25(1):117-123.
3. Paavolainen LM, Nummela AT, Rusko HK. Neuromuscular characteristics and muscle power as determinants of 5-km running performance. *Med Sci Sports Exerc.* 1999;31(1):124-130.
4. Williams KR, Cavanagh PR. Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. *J Appl Physiol.* 1987;63(3):1236-1245.
5. Ogueta-Alday A, Rodríguez-Marroyo JA, García-López J. Rearfoot striking runners are more economical than midfoot strikers. *Med Sci Sports Exerc.* 2014;46(3):580-585.
6. Di Michele R, Merni F. The concurrent effects of strike pattern and ground-contact time on running economy. *J Sci Med Sport.* 2014;17(4):414-418.
7. Gruber AH, Umberger BR, Braun B, Hamill J. Economy and rate of carbohydrate oxidation during running with rearfoot and forefoot strike patterns. *J Appl Physiol.* 2013;115(2):194-201.
8. Kyröläinen H, Belli A, Komi PV. Biomechanical factors affecting running economy. *Med Sci Sports Exerc.* 2001;33(8):1330-1337.
9. Gindre C, Lussiana T, Hebert-Losier K, Mourot L. Aerial and terrestrial patterns: a novel approach to analyzing human running. *Int J Sports Med.* 2016;37(1):25-26.
10. Lussiana T, Gindre C. Feel your stride and find your preferred running speed. *Biol Open.* 2016;5(1):45-48.
11. Turner AM, Owings M, Schwane JA. Improvement in running economy after 6 weeks of plyometric training. *J Strength Cond Res.* 2003;17(1):60-67.
12. Jeukendrup AE, Wallis GA. Measurement of substrate oxidation during exercise by means of gas exchange measurements. *Int J Sports Med.* 2005;26(1):28-37.
13. Morin JB, Dalleau G, Kyröläinen H, Jeannin T, Belli A. A simple method for measuring stiffness during running. *J Appl Biomech.* 2005;21(2):167-180.
14. Altman AR, Davis IS. A kinematic method for footstrike pattern detection in barefoot and shod runners. *Gait Posture.* 2012;35(2):298-300.
15. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10(5):361-374.
16. Hug F. Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *J Electromyogr Kinesiol.* 2011;21(1):1-12.
17. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement.* Wiley-Interscience. Toronto-Ontario; 1990.
18. Taylor HL, Buskirk E, Henschel A. Maximal oxygen intake as an objective measure of cardio-respiratory performance. *J Appl Physiol.* 1955;8(1):73-80.
19. Howley ET, Bassett DR, Welch HG. Criteria for maximal oxygen uptake: review and commentary. *Med Sci Sports Exerc.* 1995;27(9):1292-1301.
20. Hopkins WG, Marshall SW, Batterham AM, Hanin J. Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41(1):3-13.
21. Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature.* 2010;463(7280):531-535.
22. Ishikawa M, Pakaslahti J, Komi PV. Medial gastrocnemius muscle behavior during human running and walking. *Gait Posture.* 2007;25(3):380-384.
23. Moritz CT, Farley CT. Human hopping on very soft elastic surfaces: implications for muscle pre-stretch and elastic energy storage in locomotion. *J Exp Biol.* 2005;208(5):939-949.
24. Finni T, Ikegawa S, Komi PV. Concentric force enhancement during human movement. *Acta Physiol Scand.* 2001;173(4):369-377.

25. Kobsar D, Barden J. Contact time predicts coupling time in slow stretch-shortening cycle jumps. *J Strength Cond Res.* 2011;25:51-52.

26. Aura O, Komi PV. The mechanical efficiency of locomotion in men and women with special emphasis on stretch-shortening cycle exercises. *Eur J Appl Physiol.* 1986;55(1):37-43.

27. Kram R, Taylor CR. Energetics of running: a new perspective. *Nature.* 1990;346(6281):265-267.

28. Yong JR, Silder A, Delp SL. Differences in muscle activity between natural forefoot and rearfoot strikers during running. *J Biomech.* 2014;47(15):3593-3597.

29. Moore IS, Jones AM, Dixon SJ. Reduced oxygen cost of running is related to alignment of the resultant GRF and leg axis vector: A pilot study. *Scand J Med Sci Sports.* July 2015. doi:10.1111/sms.12514.

30. Halvorsen K, Eriksson M, Gullstrand L. Acute effects of reducing vertical displacement and step frequency on running economy. *J Strength Cond Res.* 2012;26(8):2065-2070.

31. Lai A, Schache AG, Lin Y-C, Pandy MG. Tendon elastic strain energy in the human ankle plantar-flexors and its role with increased running speed. *J Exp Biol.* 2014;217(17):3159-3168.

**Figures and tables**

Table 1: Contact ( $t_c$ ) and flight ( $t_f$ ) times, step frequency ( $f$ ), downward displacement of the center of mass ( $\Delta_z$ ), leg compression during stance ( $\Delta_L$ ), maximal force ( $F_{max}$ ), vertical ( $k_{vert}$ ) and leg ( $k_{leg}$ ) stiffness, and knee ( $\alpha_{knee}$ ), ankle ( $\alpha_{ankle}$ ), and foot-ground ( $\alpha_{strike}$ ) angles when at footstrike during the submaximal running (12 km·h<sup>-1</sup>) trial in aerial and terrestrial running groups.

| Groups      | $t_c$ (s)     | $t_f$ (s)     | $f$ (step·s <sup>-1</sup> ) | $\Delta_z$ (m) | $\Delta_L$ (m) | $F_{max}$ (kN) | $k_{vert}$ (kN·m <sup>-1</sup> ) | $k_{leg}$ (kN·m <sup>-1</sup> ) |
|-------------|---------------|---------------|-----------------------------|----------------|----------------|----------------|----------------------------------|---------------------------------|
| Aerial      | 0.268 ± 0.020 | 0.092 ± 0.021 | 2.79 ± 0.18                 | 0.062 ± 0.009  | 0.131 ± 0.015  | 1.49 ± 0.25    | 24.2 ± 2.7                       | 11.5                            |
| Terrestrial | 0.287 ± 0.022 | 0.069 ± 0.022 | 2.83 ± 0.14                 | 0.058 ± 0.007  | 0.139 ± 0.013  | 1.36 ± 0.21    | 23.6 ± 3.5                       | 9.8                             |
| p values    | <0.001        | <0.001        | 0.161                       | 0.013          | 0.016          | 0.011          | 0.275                            | <0                              |

Note – Values are mean ± SD. Level of significance is P < 0.05.

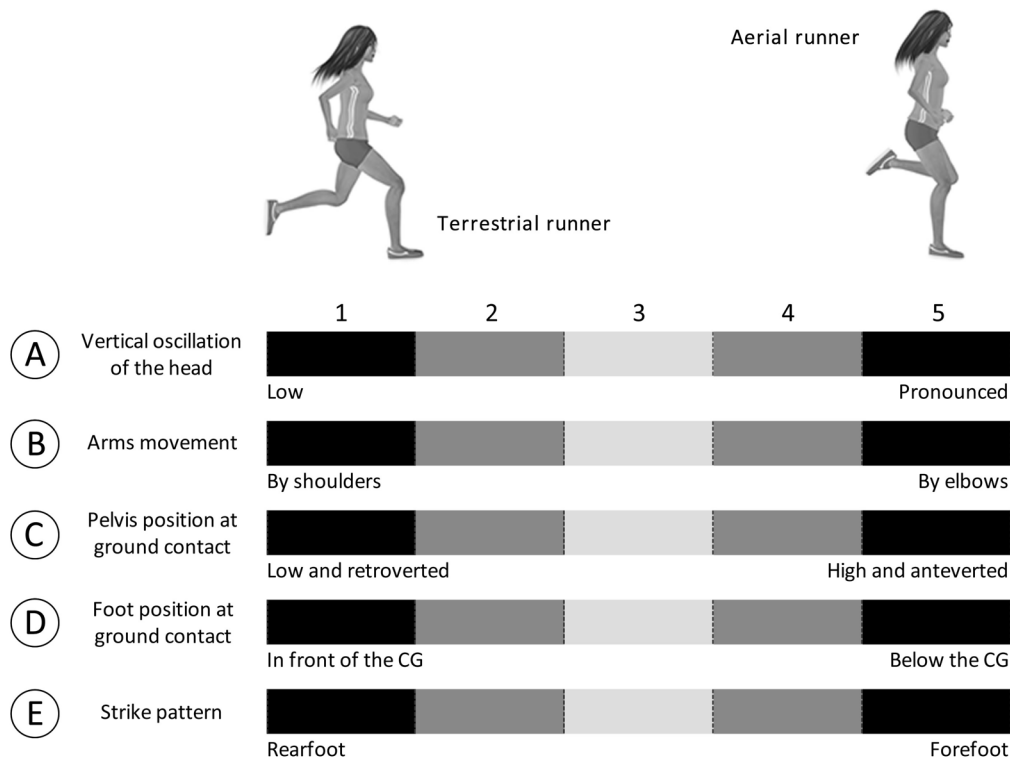


Figure 1: Subjective grid of the Volodalen® method to assess the individual running pattern.

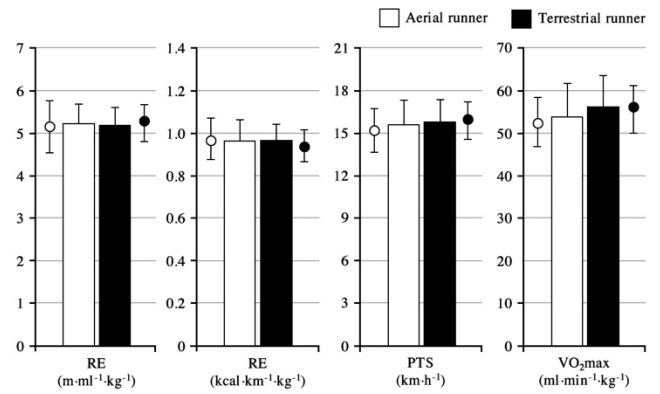


Figure 2: Running economy (RE) expressed as m·ml<sup>-1</sup>·kg<sup>-1</sup> and as kcal·km<sup>-1</sup>·kg<sup>-1</sup>, peak treadmill speed (PTS), and maximal oxygen uptake (VO<sub>2</sub>max) obtained during the maximal incremental test in aerial and terrestrial patterns. Note – Values are mean ± SD (error bars). More positive RE values indicate better RE. The circles represent the values obtained from the exclusion of 30 participants with mid-range V<sub>score</sub> values. White circles are the mean values of 14 extreme aerial runners (V<sub>score</sub> = 21.5 ± 1.6), while black circles are the mean values of 14 extreme terrestrial runners (V<sub>score</sub> = 9.6 ± 1.5).

Table 2: Root mean square activation amplitude (% of peak) during four sub-phases of the running cycle for the rectus femoris (RF-RMS), semitendinosus (ST-RMS), tibialis anterior (TA-RMS), and gastrocnemius lateralis (RF-RMS) muscles, as well as co-activation indexes for the rectus femoris and semitendinosus (RF/ST-CO) and for the tibialis anterior and gastrocnemius lateralis (TA/GL-CO) in the aerial and terrestrial running pattern groups.

|              | 0-50% of the contact phase |               | 50-100% of the contact phase |               | 0-80% of the swing phase |             | 80-100% of the swing phase |               |
|--------------|----------------------------|---------------|------------------------------|---------------|--------------------------|-------------|----------------------------|---------------|
|              | Aerial                     | Terrestrial   | Aerial                       | Terrestrial   | Aerial                   | Terrestrial | Aerial                     | Terrestrial   |
| RF-RMS (%)   | 45.4 ± 15.6                | 47.3 ± 12.0   | 59.2 ± 12.8                  | 56.3 ± 12.7   | 38.9 ± 13.8              | 40.2 ± 13.3 | 15.8 ± 9.2                 | 17.4 ± 9.7    |
| ST-RMS (%)   | 64.2 ± 10.7                | 68.2 ± 12.2 * | 52.3 ± 18.3                  | 50.3 ± 23.9   | 29.5 ± 22.4              | 33.1 ± 30.7 | 59.9 ± 13.7                | 65.3 ± 13.2 * |
| TA-RMS (%)   | 72.0 ± 9.2                 | 72.0 ± 6.1    | 46.4 ± 17.4                  | 38.9 ± 19.4   | 34.4 ± 10.8              | 37.2 ± 10.4 | 46.7 ± 14.6                | 46.5 ± 13.4   |
| GL-RMS (%)   | 46.7 ± 12.7                | 41.8 ± 11.7 * | 76.9 ± 4.5                   | 76.3 ± 3.9    | 13.2 ± 6.4               | 14.8 ± 8.7  | 10.3 ± 8.3                 | 8.4 ± 5.1     |
| RF/ST-CO (%) | 61.9 ± 13.0                | 55.1 ± 8.2 *  | 69.0 ± 11.6                  | 59.5 ± 15.6 * | 47.6 ± 14.5              | 41.4 ± 15.9 | 40.2 ± 15.5                | 40.9 ± 10.6   |
| TA/GL-CO (%) | 62.2 ± 11.5                | 58.4 ± 12.3   | 67.2 ± 16.3                  | 59.8 ± 17.6   | 43.2 ± 13.5              | 43.0 ± 14.7 | 33.0 ± 16.4                | 31.2 ± 16.7   |

Note – Values are mean ± SD. Level of significance is  $P < 0.05$ . The asterisks (\*) indicate a significant difference between aerial and terrestrial patterns.

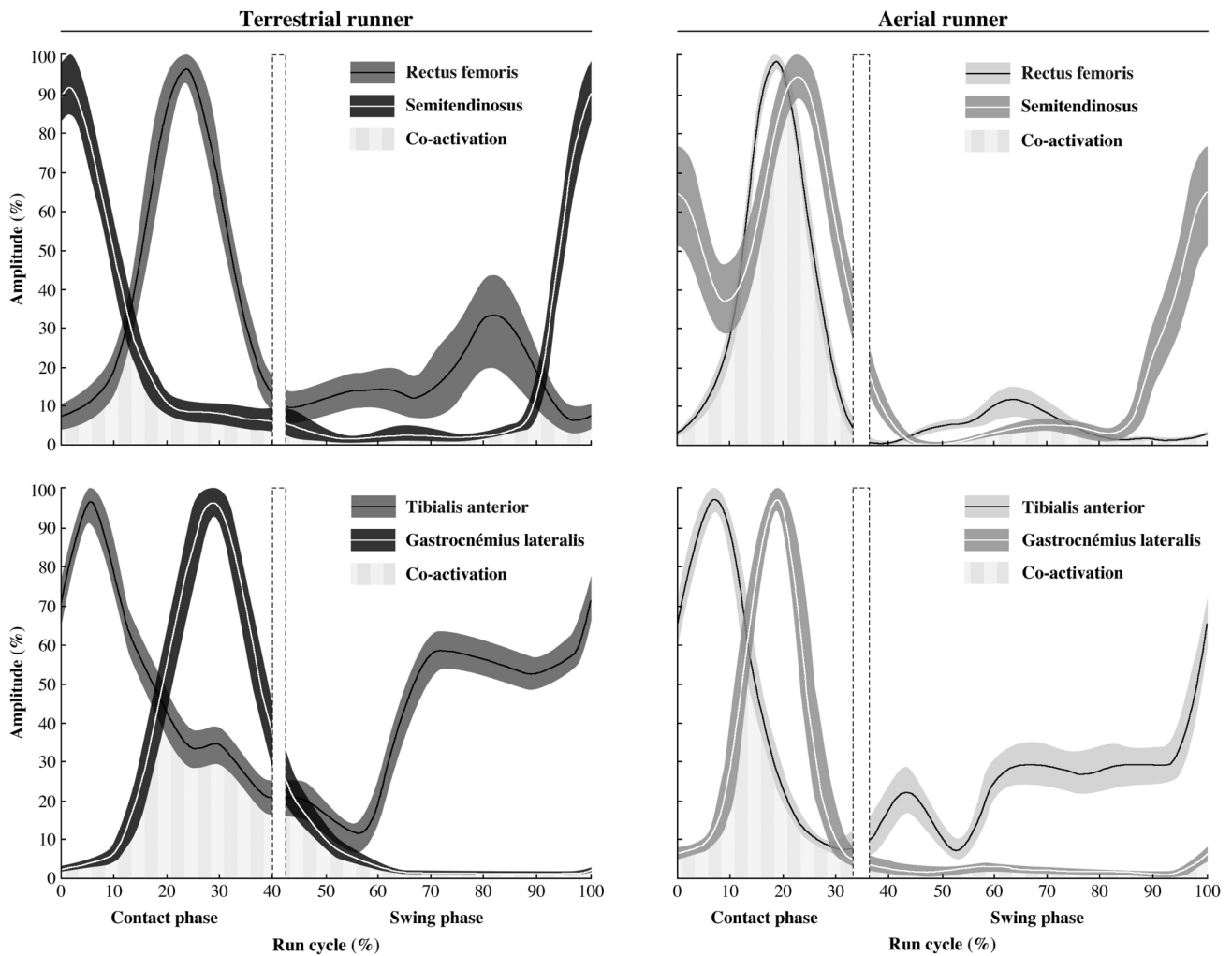
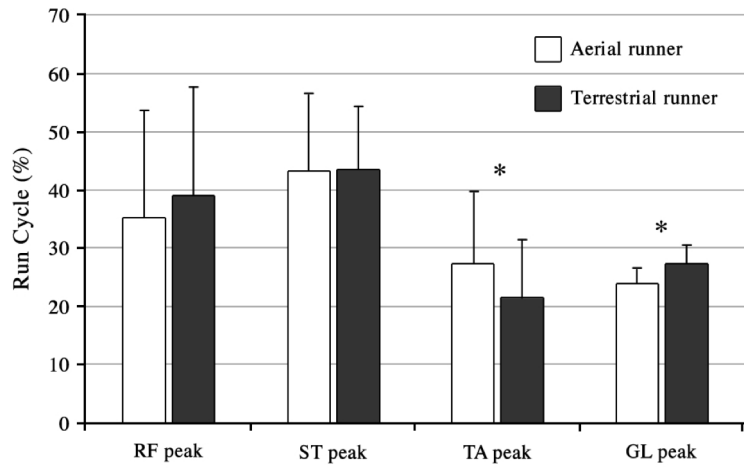
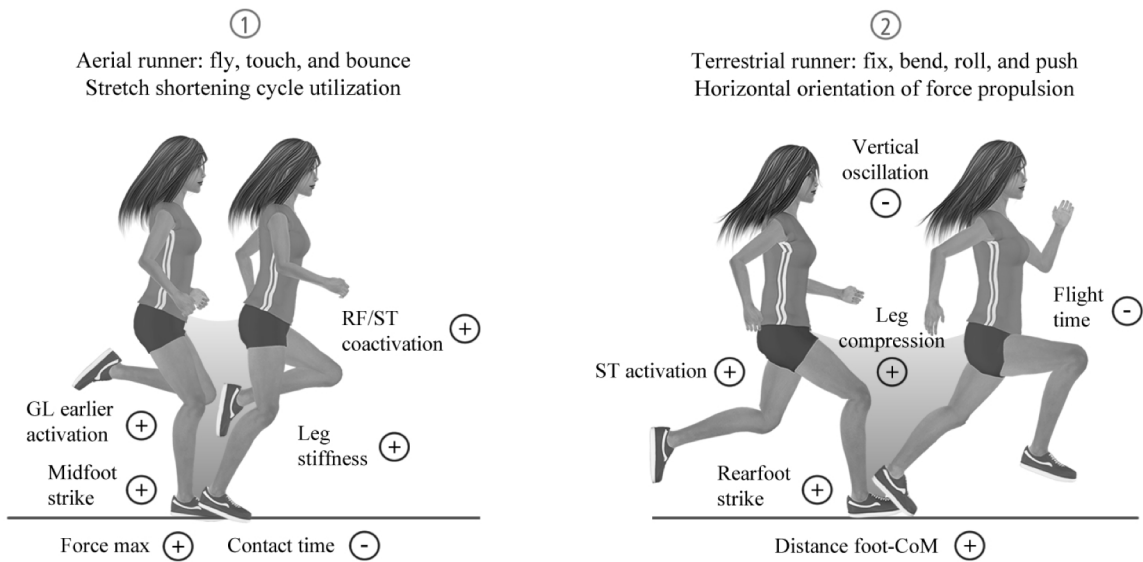


Figure 3: Illustrations of mean ± SD muscle activation during the submaximal running ( $12 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ) trial in one typical terrestrial (left figure) and aerial (right figure) runner, expressed as a percentage of the running cycle. Note – Dashed lines delineate toe off events.





**Figure 4:** Time of peak activity of the rectus femoris (RF-peak), semitendinosus (ST-peak), tibialis anterior (TA-peak), and gastrocnemius lateralis (GL-peak) muscles obtained during the submaximal running ( $12 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ) trial in aerial and terrestrial groups. Note – Values are mean  $\pm$  SD (error bars).



**Figure 5:** Illustration summarizing the biomechanical and electromyographic characteristics of both 1) aerial and 2) terrestrial self-optimizations.

## ETUDE SOUMISE – FOULEES SUBJECTIVES VS. OBJECTIVES

Lussiana, T., Gindre, C., Mourot, L., & Hébert-Losier, K. Is subjective assessment good enough for classifying running patterns? *Int. Hum. Mov. Sci.* In review (2016).

Running patterns are heterogeneous in nature. To limit confounding, researchers commonly classify runners according to common features prior to data analysis and interpretation. The Volodalen<sup>®</sup> method is simple and can be used in the field to classify running patterns into *aerial* or *terrestrial* using a 5-item subjective rating system. The two main Volodalen<sup>®</sup> running patterns have been associated with distinct objective kinematic parameters. This study aimed to further validate the Volodalen<sup>®</sup> method by quantifying the relationship between its subjective scores and analogous objective parameters. Fifty-four runners ran for 30 s on a treadmill at 10, 12, 14, 16, and 18 km·h<sup>-1</sup> while their running kinematics were assessed subjectively using the Volodalen<sup>®</sup> method and objectively using 3D motion capture. For each runner at each speed, two researchers scored the 5 Volodalen<sup>®</sup> items on a 1-to-5 scale, which addressed vertical oscillation, upper-body motion, pelvis and foot position at ground contact, and foot strike pattern. Seven objective kinematic parameters reflecting the Volodalen<sup>®</sup> items were extracted from the 3D motion data, and correlated to the subjective scores. Twenty-eight runners were classified as being aerial and 26 as terrestrial. Classification of runners did not change with speed. The magnitude of the correlations between the subjective and objective measures ranged from trivial to very large. Five of the seven objective parameters significantly differed between aerial and terrestrial runners, and these demonstrated the strongest correlations to their analogous subjective parameters. Our results support the validity of the Volodalen<sup>®</sup> method, whereby the visual appreciation of running kinematics reflects quantifiable objective parameters and provides insight into individual running patterns. To enhance the simplicity of the Volodalen<sup>®</sup> method utilisation, two slight modifications to the rating system are proposed.

**Key words** – running, coaching, global patterns, kinematics, validation, subjective appreciation

## IS SUBJECTIVE ASSESSMENT GOOD ENOUGH FOR CLASSIFYING RUNNING PATTERNS?

Thibault Lussiana<sup>a,b\*</sup>, Cyrille Gindre<sup>b,c</sup>, Laurent Mouro<sup>d,e</sup>, and Kim Hébert-Losier<sup>f</sup>

<sup>a</sup> Research unit EA4660, Culture Sport Health Society and Exercise Performance Health Innovation Platform, Bourgogne Franche-Comte University, Besançon 25000, France; <sup>b</sup> Research and Development Department, Volodalen Company, Chaveria 39270, France; <sup>c</sup> Research and Development Department, Volodalen Suisse Company, Leysin 1854, Switzerland; <sup>d</sup> Research Unit EA3920 Prognostic Markers and Regulatory Factors of Cardiovascular Diseases and Exercise Performance, Health, Innovation Platform, University of Bourgogne Franche-Comté, Besançon 25000, France; <sup>e</sup> Clinical Investigation Centre, INSERM CIT 808, CHRU, Besançon 25000, France; <sup>f</sup> Department of Sports Science, National Sports Institute of Malaysia, National Sports Complex, Bukit Jalil, Peti Surat 7102, Kuala Lumpur 57000, Malaysia

### Abstract

Running patterns are heterogeneous in nature. To limit confounding, researchers commonly classify runners according to common features prior to data analysis and interpretation. The Volodalen<sup>®</sup> method is simple and can be used in the field to classify running patterns into aerial or terrestrial using a 5-item subjective rating system. The two main Volodalen<sup>®</sup> running patterns have been associated with distinct objective kinematic parameters. This study aimed to further validate the Volodalen<sup>®</sup> method by quantifying the relationship between its subjective scores and analogous objective parameters. Fifty-four runners ran for 30 s on a treadmill at 10, 12, 14, 16, and 18 km·h<sup>-1</sup> while their running kinematics were assessed subjectively using the Volodalen<sup>®</sup> method and objectively using 3D motion capture. For each runner at each speed, two researchers scored the 5 Volodalen<sup>®</sup> items on a 1-to-5 scale, which addressed vertical oscillation, upper-body motion, pelvis and foot position at ground contact, and foot strike pattern. Seven objective kinematic parameters reflecting the Volodalen<sup>®</sup> items were extracted from the 3D motion data, and correlated to the subjective scores. Twenty-eight runners were classified as being aerial and 26 as terrestrial. Classification of runners did not change with speed. The magnitude of the correlations between the subjective and objective measures ranged from trivial to very large. Five of the seven objective parameters significantly differed between aerial and terrestrial runners, and these demonstrated the strongest correlations to their analogous subjective parameters. Our results support the validity of the Volodalen<sup>®</sup> method, whereby the visual appreciation of running kinematics reflects quantifiable objective parameters and provides insight into individual running patterns. To enhance the simplicity of the Volodalen<sup>®</sup> method utilisation, two slight modifications to the rating system are proposed.

### Keywords

Running; Coaching; Global patterns; Kinematics; Validation; Subjective appreciation

### Highlights

Subjective assessment provides a reasonable estimation of running kinematics.

Global aerial and terrestrial running patterns exhibited distinct specific parameters.

The contribution of biomechanical parameters to the global classification is speed dependant.

## 1. Introduction

The existence of more than a single functional gait pattern in healthy individuals has been reported for both walking (Simonsen & Alkjær, 2012) and running (Hoerzer, Tschanner, Jacob, & Nigg, 2015; Phinyomark, Osis, Hettinga, & Ferber, 2015). Indeed, variability in running kinematics has been shown to exist within relatively large samples of healthy runners, even when accounting for internal (e.g., age, height, and body mass) and external (e.g., running speed and footwear) factors (Grau, Maiwald, Krauss, Axmann, & Horstmann, 2008; Phinyomark et al., 2015). Omission to consider the heterogeneity in movement patterns within a sample can confound results and their subsequent interpretation. Cluster analysis has been employed to identify clusters of runners within a given population that exhibit similar characteristics (Hoerzer et al., 2015; Phinyomark et al., 2015), thereby stratifying a larger heterogeneous population into smaller more homogenous subgroups. Applying such methods, Hoerzer et al. (Hoerzer et al., 2015) identified eight functionally distinct running patterns within a sample of 88 healthy runners, whereas Phinyomark et al. (Phinyomark et al., 2015) identified two subgroups within a sample of 121 healthy runners. The results from these studies suggest that variability in gait patterns exists amongst non-injured individuals and that individuals employ distinct strategies to achieve similar movement outcomes. However, although statistical approaches such as cluster analyses are helpful in identifying group-specific movement patterns within a larger population, the undertaking and understanding of such analyses are intricate and impractical for most clinicians, sports scientists, coaches, and athletes.

Practically, it is more common to classify runners into subgroups exhibiting specific movement characteristics through visual observations. A recent study has shown that running kinematics (e.g. foot strike pattern) determined through subjective scale were reliable (Pipkin, Kotecki, Hetzel, & Heiderscheidt, 2016) similar to the reliable functional movement screens (Teyhen et al., 2012). Thus, coaches or clinician can assess their runners and gain useful insights pertaining to that individual. For instance, sagittal plane positioning of the lower limb at foot strike has been associated with tibial and femoral stress fractures (Zadpoor & Nikooyan, 2011). Foot strike patterns have been related to muscle recruitment patterns (Yong, Silder, & Delp, 2014). Such categorization can be done rapidly; however, it only takes into account a single running characteristic. As human locomotion is a global system wherein changes in a singular parameter can influence several others (Dickinson et al., 2000), it may be advisable to focus on the global running pattern when classifying running patterns (Gindre, Lussiana, Hebert-Losier, & Mouro, 2016).

Through the years, several researchers have studied and given name to observed global running patterns. For instance, McMahon et al. (McMahon, Valiant, & Frederick, 1987) introduced the term "Groucho running", which is a running style characterized by excessive knee flexion and long contact time. In contrast, "Pose running" presented by Arendse et al. (Arendse et al., 2004) is characterized by limited knee flexion and short contact time. Groucho running style can reduce the transmission of mechanical shock while it seems to be associated with a higher oxygen cost (McMahon et al., 1987). Pose running style can reduce horizontal force production via a gravitational torque (Romanov & Fletcher, 2007) while can be related to a higher Achilles tendon strain due to a more forefoot strike pattern (Lyght, Nockerts, Kernozek, & Ragan, 2016). In the studies reported, both styles refer to biomechanical interventions away the runner to his spontaneous running style. However, taking account preferred running style could be an appropriate method to limit running injuries (Nigg, Baltich, Hoerzer, & Enders, 2015) and optimise running efficiency (Moore, 2016). Recently, studies have shown that some runners naturally exhibited shorter contact times, longer flight times, greater leg stiffness during stance, smaller dorsi-flexion angles at ground contact, and earlier gastrocnemius lateralis activation in preparation for contact than others (Gindre et al., 2016; T. Lussiana et al., 2016). The different runners are named aerial and terrestrial through the Volodalen® method and are

classified on the basis of visual observations of five key elements (i.e. vertical oscillation of the head, arms movement, pelvis position at ground contact, foot position at ground contact, and foot strike pattern).

Each element is scored on a continuum scale from 1 to 5, and the scores of the five elements are summed to provide a global subjective score (V@score) ranging from 5 to 25. The Volodalen® method suggests that runners employ different strategies to optimize their running performance, with terrestrial runners (V@score  $\leq$  15) relying more on forward propulsion strategies and aerial runners (V@score  $>$  15) more on rebound strategies (Gindre et al., 2016; T. Lussiana et al., 2016; Thibault Lussiana & Gindre, 2015). However, no study has yet determined whether the five subjectively assessed elements are directly associated to objectively-measured parameters that reflect the same constructs, which would assist in further validating the Volodalen® method and support its continued use. Hence, the purpose of this study was to validate the Volodalen® method by comparing the objective parameters in reference the five key elements between aerial and terrestrial groups and quantifying the relationship between the subjective scores of its elements and analogous objective parameters. We hypothesized that the objective parameters differentiating between aerial and terrestrial patterns, with the subjective scores would be correlated to their objective counterparts.

## 2. Methods

### 2.1. Participants

Fifty-four trained runners, 33 males [mean  $\pm$  standard deviation (SD): age  $31 \pm 8$  y, height  $175 \pm 6$  cm, weight  $66 \pm 9$  kg, and weekly running mileage  $53 \pm 15$  km-week<sup>-1</sup>] and 21 females [mean  $\pm$  SD: age  $32 \pm 7$  y, height  $162 \pm 3$  cm, weight  $52 \pm 4$  kg, and weekly running mileage  $50 \pm 14$  km-week<sup>-1</sup>] voluntarily participated in this study. For study inclusion, participants were required to be in good self-reported general health, with no current or recent ( $<$  3 months) musculoskeletal injuries, and have competed in a road race in the last year with finishing times of  $\leq$  50 min on 10 km, 1h50m on 21.1 km, or 3h50m on 42.2 km. Participants who were, or could be pregnant, were not eligible. The ethical committee of the National Sports Institute of Malaysia approved the study protocol prior to participant recruitment (ISNRP: 26/2015), which was conducted in accordance with international ethical standards (Harriss & Atkinson, 2015) and adhered to the Declaration of Helsinki of the World Medical Association.

### 2.2. Procedure

Each participant completed one experimental session in the biomechanics laboratory of the National Sports Institute of Malaysia. After providing written informed consent, participants ran three laps on a 400-m athletic track as a warm-up at a constant self-selected speed ( $12.7 \pm 1.3$  km·h<sup>-1</sup>), which was followed by 2-min at 9 km·h<sup>-1</sup>, 4-min at 10 km·h<sup>-1</sup>, 4-min at 12 km·h<sup>-1</sup>, and 4-min at 14 km·h<sup>-1</sup> on a treadmill (h/p/cosmos mercury®, h/p/cosmos sports & medical gmbh, Nussdorf-Traunstein, Germany) interspersed by a 2-min recovery to complete their running warm-up. Retro-reflective markers were subsequently positioned on individuals (described below) in preparation for experimentation. Participants then completed five 30 s runs at 10, 12, 14, 16, and 18 km·h<sup>-1</sup> during which time 3D kinematic data were collected. Running trials were interspersed by a 1-min recovery period with participants standing on the side of the treadmill. Of the 54 participants, one did not complete the 16 and 18 km·h<sup>-1</sup> trial, and two did not perform the 18 km·h<sup>-1</sup> trial because of technical problems. All participants were familiar with running on a treadmill as part of their usual training programs and wore their habitual running shoes (shoe mass of  $228 \pm 37$  g, heel height of  $24.7 \pm 3.1$  mm, and drop of  $7.5 \pm 3.1$  mm) during testing.

### 2.3. Data collection

During the 30 s runs on the treadmill, whole-body 3D kinematic data were collected at 200 Hz using 7 infrared Oqus cameras (5 Oqus 300+, 1 Oqus 310+, and 1 Oqus 311+), the Qualisys Track Manager software (version 2.11, build 2902), and the Project Automation Framework

Running package (version 4.4) from Qualisys AB (Gothenburg, Sweden). Furthermore, one Oqus 210c (Qualisys AB, Gothenburg, Sweden) and one Sony Handycam (20.4 megapixels, model HDR-PJ660, Sony Thai Co., Ltd.) video camera was positioned perpendicular to and in front of the treadmill, respectively, collecting 2D data at 25 Hz to assist in the Volodalen® subjective-classification of runners.

Thirty-five retro-reflective markers of 12 mm in diameter were affixed onto the skin and shoes of individuals over anatomical landmarks using 3M™ double-sided tape, Hypafix® adhesive non-woven fabric, and Mastisol® liquid adhesive liquid following standard guidelines from the Project Automation Framework Running package (Tranberg, Saari, Zügner, & Kärrholm, 2011). More specifically, markers were placed on the forehead, occipitals, acromions, medial and lateral humeral epicondyles, olecranon, ulnar and radial styloid processes, 2nd metacarpal heads, manubriosternal edge, 2nd and 12th thoracic vertebra, mid-point between the posterior superior iliac spines, anterior iliac spines, proximal to mid-patella, lateral femoral epicondyles, tuberal tuberosities, lateral malleoli, heels, and 2nd metatarsal heads. From the marker set, a full-body biomechanical model with six degrees of freedom and 15 rigid segments were constructed in Visual3D Professional software version 5.02.25 (C-Motion Inc., Germantown, MD). Segments included the head, upper arms, lower arms, hands, thorax, pelvis, thighs, shanks, and feet.

The measurement volume was calibrated before the experimental running trials for each participant using a 749.9 mm wand and L-frame placed on the treadmill that defined the Cartesian origins of the measurement area. Each participant stood in the middle of the measurement volume for 1 s to allow static calibration and case-specific model definition. The local coordinates of all body segments were derived from this static measurement and used as reference coordinates for the imminent running trials.

#### 2.4. Subjective Volodalen® parameters

Two researchers with several years of experience using the Volodalen® method classified all participants into either aerial or terrestrial categories following standard procedures (Gindre et al., 2016). The classification was done using the videos recorded in the sagittal and frontal planes during the five 30-s running trials. The researchers observed the global movement patterns of each participant with a particular focus on the five key elements (A to E): (A) vertical oscillation of the head, (B) arms movement, (C) pelvis position at ground contact, (D) foot position at ground contact, and (E) foot-strike pattern. Each element was scored from 1 to 5 following the attainment of a consensus between the two researchers. Disagreements between the two researcher appeared for approximately 9% of all scores (126 / 1350 scores). The scores for each element were subsequently summed to provide a global score (V@score), which was used to categorize runners into terrestrial (V@score ≤ 15) or aerial (V@score > 15). The classification process was performed for all runners at the five running speeds examined (i.e., 10, 12, 14, 16, and 18 km·h<sup>-1</sup>).

#### 2.5. Objective biomechanical parameters

The 3D marker data were exported in the .c3d format and processed in the Visual3D software. The marker data were interpolated using a 3rd order polynomial least square fit algorithm, allowing a maximum of 20 frames for gap filling, and subsequently low-pass filtered at 20 Hz using a 4th order Butterworth filter.

Foot-strike and toe-off events were derived from the kinematic data using similar procedures to that previously reported in the literature (Hébert-Losier, Mourot, & Holmberg, 2015; Maiwald, Sterzing, Mayer, & Milani, 2009). First, a mid-foot landmark was generated midway between the heel and toe markers. Foot-strike was defined as the instance when the mid-foot landmark reached a local minimal vertical velocity prior to it reaching a peak vertical velocity (i.e., beginning of the swing phase). Toe-off was defined as the instance when the toe marker reached a peak vertical acceleration before reaching a 7 cm vertical

position. All foot-strike and toe-off events were verified to ensure correct identification and manually adjusted when required.

Kinematic parameters were calculated using rigid-body analysis and the Euler angles obtained from the static calibration. Pelvis and foot-ground angles (°) were computed using an x–y–z Cardan sequence equivalent to the Joint Coordinate System (Grood & Suntay, 1983) with the laboratory coordinate system used as reference. The angle formed between the foot and the laboratory in the sagittal plane were adjusted to the position recorded in the standing static calibration trial so that an angle of 0° would represent a foot flat on the ground position. At foot-strike, a positive and negative angle would indicate dorsi- and plantar-flexion, respectively (Altman & Davis, 2012). The angle formed between the pelvis and the laboratory coordinate systems in the sagittal plane were reflective of anterior-posterior tilt, with more positive values indicating greater anterior tilt.

For each cycle (i.e., from foot-strike to foot-strike of the same foot), the following seven biomechanical parameters were extracted at each running speed: range of vertical displacement of the center of mass of the head segment in relation to its vertical position in upright stance, range of horizontal displacement of the elbow and shoulder joint centers normalized to upper-arm length, vertical position of the centre of mass of the pelvis segment at foot-strike in relation to its vertical position in upright stance, anterior-posterior tilt of the pelvis (°) at foot-strike, horizontal distance between the heel marker and pelvis center of mass at foot-strike normalized to lower-extremity length, and foot-strike angle (°). These particular parameters were extracted to reflect the subjectively-scored Volodalen® elements. More specifically, vertical head displacement for element A, horizontal displacement of the shoulder and elbow for B, vertical position of the pelvis and anterior-posterior tilt for C, horizontal distance between the heel and the pelvis for D, and foot-strike angle for E. Normalization to body-segment lengths or static positions was undertaken to account for differences in anthropometric characteristics of individuals.

#### 2.6. Statistics

Since all data were normally distributed on the basis of the Kolmogorov-Smirnov test, parametric statistical methods were employed for data analysis. Descriptive statistics of data are presented as mean ± SD values and correlation coefficients as mean and 90% confidence limits (CL, [upper, lower]). Two-tailed Student t-tests were used to assess differences in the baseline characteristics of aerial and terrestrial running groups, and two-way (running pattern × speed) repeated-measures analysis of variances (RM ANOVAs), employing Holm-Sidak procedures for pair-wise post-hoc comparisons were used to investigate whether the objective biomechanical parameters differed between aerial and terrestrial runners, while accounting for the effect of running speed. Pearson correlation coefficients (r) were used to quantify the relation between the subjective Volodalen® scores and analogous objective biomechanical parameters at each running speed. The following criteria were adopted to interpret the magnitude of the relationship between the different measures: r ≤ 0.1, trivial; > 0.1–0.3, small; > 0.3–0.5, moderate; > 0.5–0.7, large; > 0.7–0.9, very large; and > 0.9–1.0, extremely large (Hopkins, Marshall, Batterham, & Hanin, 2009). The objective biomechanical variables that demonstrated non-trivial correlations with subjective scores and significant between-group differences were included in a multiple linear regression analysis to determine the relative influence (i.e., hierarchical importance) of the objective biomechanical parameters on the V@score at each speed. A coefficient of determination (R<sup>2</sup>) and standard error of estimate (SEE) were calculated to quantify the predictive power of the regression model at each speed. The contribution to each objective parameter to determining the V@score was expressed both in absolute (adjusted coefficient) and relative (%) values. In all analyses, statistical significance was accepted when the p value was <0.05. Statistics were performed using SigmaStat 12 for Windows (Systat Software Inc., San Jose, CA, USA) and Will Hopkins spreadsheets (<http://www.sportsci.org>).

### 3. Results

#### 3.1. Characteristics of aerial and terrestrial runners

Twenty-eight runners were classified as being aerial and 26 as terrestrial. The aerial group had a significantly higher V@score than the terrestrial group at all speeds examined, but all other baseline characteristics, including those relating to shoes, were similar between groups (Figure 1 and Table 1). The classification of runners into aerial or terrestrial did not change with running speed.

Table 1 and Figure 1 near here

#### 3.2. Differences in objective measures between aerial and terrestrial patterns

Five of the seven objectively-measured parameters were significantly different between aerial and terrestrial runners. More precisely, aerial runners exhibited higher vertical oscillation of the head and vertical position of the pelvis at ground contact than terrestrial runners at all running speeds (Table 2). The aerial runners also demonstrated a shorter heel-to-pelvis distance at ground contact, smaller foot-strike angle, and lesser horizontal displacement of the elbows than the terrestrial runners at all running speeds. In contrast, no differences were observed between the two groups in the horizontal displacement of the shoulders and pelvis tilt angle at foot-strike. Significant running pattern x speed interaction effects were found for foot-strike angle, heel-to-pelvis distance at ground contact, and horizontal displacement of the elbows (all  $p \leq 0.016$ ). The interaction effect did not significantly impact the other four objective biomechanical parameters (all  $p \geq 0.598$ ).

Table 2 near here

#### 3.3. Subjective and objective correlations

At each running speed, relationships between the subjective and objective measures were very large for the vertical oscillation of the head (element A), the elbows horizontal displacement (element B), and the foot-strike pattern (element E), and moderate for the vertical position of the pelvis at ground contact (element C; all  $p < 0.001$ ) (Figure 2). The relationships between subjective and objective measures for the foot position at ground contact (element D; all  $p < 0.002$ ) and shoulders displacement (element B;  $0.004 \leq p \leq 0.150$ ) changed with running speed from large to moderate and from moderate to small, respectively. However, only trivial correlations were observed between subjective and objective measures for the pelvis tilt angle at ground contact (element C; all  $p \geq 0.267$ ) at all running speeds.

Figure 2 near here

#### 3.4. Hierarchical importance of the biomechanical parameters to the global V@score

Head displacement, elbow displacement, vertical position of the pelvis at foot-strike, heel-to-pelvis distance at foot-strike, and foot-strike angle were the objectively-measured parameters considered in the multiple linear regression analysis (Table 3). The overall predictive power of the models was between 69.3 and 75.7 % (tends to increase with running speed), with a SEE on the V@score from 2.49 to 2.75. Foot-strike angle was not a significant predictor of V@score at 10 and 12 km·h<sup>-1</sup> (relative contribution of 9.5 and 12.6 %, respectively), but foot-strike angle became a significant predictor at higher speeds (relative contribution of 31.9 % at 18 km·h<sup>-1</sup>). Oppositely, the heel-to-pelvis distance at ground contact was a significant predictor of V@score at 10, 12, and 14 km·h<sup>-1</sup>; but did not significantly contribute to determining V@score at higher speeds. Globally, at the slowest speed (10 km·h<sup>-1</sup>), the vertical oscillation of the head (29.5 %) and pelvis position at ground contact (22.5 %) contributed to determining V@score the most. However, at the highest speed here examined, the most predictive parameters of V@score were the horizontal displacement of the elbows (32.3 %) and foot-strike angle (31.9 %).

Table 3 near here

### 4. Discussion

Although subjective assessments of running movements by coaches and sports scientists are common practice and perceived as an essential tool for the individualization of training programs (Gindre et al., 2016) and optimization of running performance (Thompson, Bezodis, & Jones, 2009), there are few studies that have validated subjective measures against a gold-standard biomechanical measures (Altman & Davis, 2012; Markbreiter, Sagon, Valovich McLeod, & Welch, 2015), such as those derived from 3D motion capture. The results from our study substantiate the existence of significant and meaningful relationships between human movement parameters assessed subjectively by visual observations and objectively using a gold-standard method, and support the validity of the Volodalen® method for classifying the individual running patterns. Five of the seven objectively-measured parameters were significantly different between aerial and terrestrial patterns. The two objective parameters that were similar between groups were also not strongly related to the subjective elements of the Volodalen® method. To enhance the agreement between the subjective Volodalen® scores and their corresponding objective measures, we propose removing the “shoulders displacement” and “pelvis tilt” wording from the Volodalen® classification system.

#### 4.1. Objective and subjective correlations

Subjective assessment of movement patterns is widely used in field conditions or when specific devices are not available (e.g., motion capture or accelerometers). For instance, comparisons subjective assessments with objective measurements have been reported for quantifying the frequency and timing of players' movements (Barris & Button, 2008), jump-landing biomechanics (Markbreiter et al., 2015), and foot-strike pattern in running (Altman & Davis, 2012). A recent study has also shown that running kinematics as tibial inclination or knee flexion angles determined through subjective observation were reliable (Pipkin et al., 2016). Our study highlights that coaches, clinicians, or scientists who frequently observe runners can estimate running kinematic parameters reasonably well using a simple subjective rating system in comparison with an objective gold standard. The parameters assessed subjectively and their objective counterparts demonstrated moderate to very large correlations for most measures, with the exception of those pertaining to the horizontal displacement of the shoulders and the anterior-posterior pelvis tilt angle at ground contact. Anecdotally, these two parameters were the ones that the two researchers found the most difficult to score given their proximity to the body's centre of mass. In contrast, the Volodalen® elements associated with visual observation of points located further away from the body's centre of mass, such as vertical head oscillation (element A) and foot-strike pattern (element E), were reported to be easier to score (less reflexion in-situ were needed) and exhibited very large relationships with the biomechanical parameters extracted using the 3D motion analysis system. Barris and Button (Barris & Button, 2008) highlighted that the reliability of visual observation could depend on the types of movement themselves with less reliability for individual movements with high frequencies or short durations. Overall, our results indicate that in absence of devices that can objectively quantify running kinematics, the visual appreciation of a runner's global movement pattern using the Volodalen® method can provide a good insight on that individual's preferred movement pattern, confirming previous finding pertaining to the Volodalen® method (Gindre et al., 2016). However, caution is advised to proximally located observations, which appear to be more difficult to quantify subjectively through visual observations and less valid estimates of actual kinematic measures.

#### 4.2. Differences between aerial and terrestrial patterns

Consistent with findings from previous investigations (Gindre et al., 2016; T. Lussiana et al., 2016), the aerial and terrestrial running patterns were associated with different kinematic parameters at the five running speeds examined (10, 12, 14, 16, and 18 km·h<sup>-1</sup>). The aerial runners had a greater vertical oscillation of the head, smaller horizontal displacement of the elbows, higher vertical position of the pelvis at foot-strike, shorter distance between the heel and the pelvis at ground

contact, and smaller foot-strike angles than terrestrial runners. However, no differences were observed between groups in terms of horizontal displacement of the shoulders and pelvis tilt angle at ground contact. These findings – combined with the small and trivial correlations observed between these objective measures and their subjective surrogates, as well as their low relative contribution to V@score determination – warrant modifications to the Volodalen scoring system. We propose the following amendments to the scoring system of the Volodalen® method. The current wording for elements B and C should be changed from “arms movement – by shoulders or by elbows” and “pelvis position at ground contact – low and retroverted or high and anteverted” to “antero-posterior motion of the elbows – pronounced or low” and “pelvis position at ground contact – low or high”, respectively (Figure 3). These amendments to the scale should enhance the agreement between the subjective Volodalen® scores and their corresponding objective measures.

Figure 3 near here

#### 4.3. Hierarchical importance of Volodalen® criteria

The multiple linear regressions were used to assess the relative contribution of the objectively measured parameters to the V@score value at the different speeds. Results indicated that the vertical oscillation of the head contributed the most to the variance in the global movement score, whereas the distance from the heel to the pelvis at ground contact contributed the least (Table 3). However, the relative contribution of each objective parameter to the V@score changed with running speed. For instance, the contribution of the vertical oscillation of the head to the variance in the V@score decreased from 29.5 to 22.1 % with the increase in speed. On the contrary, the relative importance of the foot-strike angle increased from 9.5 to 31.9 % as speed increased. The explanation could be attributed to the effect of speed on running kinematics. For instance, as speed increases, a reduction in the vertical oscillation of the center of mass and an increase in step length (Brughelli, Cronin, & Chaouachi, 2011) leading to a greater distance between the foot and the pelvis at ground contact has been reported (ref). As such, one could expect greater variance in the population in certain parameters with increase in speed, but a reduction in variance in another parameter. A recent research found that the effect of speed can be individual dependent. By using cluster analysis, Forrester et al. (Forrester & Townend, 2015) showed that foot-strike angle remains stable in particular individuals while decrease in others with the increase of running speed. Here, we found interaction effects between running pattern and speed for the foot-strike angle, horizontal displacement of the elbows, and heel-to-pelvis distance at ground contact. Indeed, these parameters increased more in terrestrial than in aerial runners with the increase in running speed (foot-strike angle: +8.9 vs. 5.0 °, horizontal displacement of the elbows: +0.286 vs. 0.187, and heel-to-pelvis distance at ground contact: +0.122 vs. 0.114), while the change in the vertical oscillation of the head with speed was similar between groups (-0.012 vs. 0.013), decreasing the relative contribution of this parameter to a runner's V@score. Thus, the shift in the relative contributions of the variables to the V@score may be partly explained by the difference in the change of these parameters across speeds between groups. The change in the relative importance of the parameters found here might also reflect the current raters perceptions, whereby the subjectively-rated score for the vertical head oscillation was mainly linked to observations made during the 10 km·h<sup>-1</sup> trial, whereas scoring for the horizontal displacement of the elbow was mainly determined at 18 km·h<sup>-1</sup>. Perhaps it can be recommended to users of the Volodalen® method to focus more on the vertical oscillation of the head at slower speeds (~ 10 km·h<sup>-1</sup>) and to the horizontal displacement of the elbows and vertical position of the pelvis at ground contact at higher speeds (~ 18 km·h<sup>-1</sup>) to determine the V@score and classification of aerial and terrestrial runners.

#### 4.4. Considerations

One limitation of the current study was the differing proportion of female runners in the terrestrial (65 %) compared to aerial (14 %) groups. Given that normalization to body-segment lengths or static positions

was undertaken to account for differences in anthropometric characteristics (e.g., horizontal displacement of the elbows normalized to upper-arm length), the differing sex proportions should not impact the main findings and interpretations of the present study. However, the unequal distribution of sexes in the two groups leads to further questions. A previous study showed that female runners have a lower vertical oscillation than their male counterparts (Williams, Cavanagh, & Ziff, 1987) which is consistent with the higher proportion of females in the terrestrial group. However, Malinzak et al. (Malinzak, Colby, Kirkendall, Yu, & Garrett, 2001) showed that female runners exhibit less knee flexion during stance phase than male runners corroborating with the higher leg stiffness observed in aerial runners (Gindre et al., 2016). In any case, a comparative study between male and female both in aerial and terrestrial running pattern is required to verify a possible interaction effect between sex and the Volodalen® classification.

#### 4.5. Practical Applications

As the subjective assessment of kinematic parameters is clearly associated with different objectively-measured kinematic parameters and that large correlations exist between the subjective and the objective assessment, the Volodalen® method appears to be a valid tool for classifying runners into aerial and terrestrial running patterns. Coaches, clinicians, and researchers who have experience in visually observing the movement of runners can use the Volodalen® method to assess running patterns without the need for advance technologies or statistical processes. The utilization of this method could become useful in designing intervention programs as it refers to functional subgroups with different running strategies.

### 5. Conclusions

The visual appreciation of running kinematics using the Volodalen® method provides a reasonable estimate of the actual running kinematics captured using a 3D motion analysis system with moderate to very large correlations between subjective and objective assessments with the exception of the horizontal displacement of the shoulders and the pelvis tilt angle (small and trivial correlations, respectively). Aerial and terrestrial runners demonstrated significant differences in five of the seven objectively-measured kinematic parameters, with greater vertical oscillation of the head, lesser horizontal displacement of the elbows, higher pelvis position at ground contact, shorter heel-to-pelvis distance at ground contact, and smaller foot-strike angle in aerial compared terrestrial runners. Subsequent our study findings, we propose omitting reference to the "horizontal displacement of the shoulders" and "pelvis tilt angle at ground contact" inferences from elements B and C of the scoring system of the Volodalen® method. The relative importance of the five key elements in determining the classification of individuals appear to be speed dependent, suggesting that a particular attention during rating should be given to the vertical oscillation of the head at slower running speeds and horizontal displacement of the elbow at higher running speeds. It appears that the Volodalen® method is an efficient tool that can be used to assess an individual's running preference. Sub-classification of runners can be used to better understand the individual singularities of running gait.

#### Acknowledgements

This study was financially supported by the Bourgogne Franche-Comte University (France) and the National Sports Institute of Malaysia. We thank Dr Wee Kian Yeo and Dr Christopher Martyn Beaven for their help during the design of the study, and Mr Chris Tee Chow Li for assistance during the data collection process. We also thank all the participants for their participation.

#### References

- Altman, A. R., & Davis, I. S. (2012). A kinematic method for footstrike pattern detection in barefoot and shod runners. *Gait & Posture*, 35(2), 298–300.
- Arendse, R. E., Noakes, T. D., Azevedo, L. B., Romanov, N., Schwellnus, M. P., & Fletcher, G. (2004). Reduced eccentric loading of the knee with

the pose running method. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(2), 272–277.

Barris, S., & Button, C. (2008). A review of vision-based motion analysis in sport. *Sports Medicine*, 38(12), 1025–1043.

Brughelli, M., Cronin, J., & Chaouachi, A. (2011). Effects of running velocity on running kinetics and kinematics. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(4), 933–939.

Dickinson, M. H., Farley, C. T., Full, R. J., Koehl, M. A., Kram, R., & Lehman, S. (2000). How animals move: an integrative view. *Science*, 288(5463), 100–106.

Forrester, S. E., & Townend, J. (2015). The effect of running velocity on footstrike angle - a curve-clustering approach. *Gait & Posture*, 41(1), 26–32.

Gindre, C., Lussiana, T., Hébert-Losier, K., & Mourot, L. (2016). Aerial and terrestrial patterns: a novel approach to analyzing human running. *International Journal of Sports Medicine*, 37(1), 25–29.

Grau, S., Maiwald, C., Krauss, I., Axmann, D., & Horstmann, T. (2008). The influence of matching populations on kinematic and kinetic variables in runners with iliotibial band syndrome. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 79(4), 450–457.

Good, E. S., & Suntay, W. J. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *Journal of Biomechanical Engineering*, 105(2), 136–144.

Harriss, D. J., & Atkinson, G. (2015). Ethical standards in sport and exercise science research: 2016 update. *International Journal of Sports Medicine*, 36(14), 1121–1124.

Hébert-Losier, K., Mourot, L., & Holmberg, H. C. (2015). Elite and amateur orienteers' running biomechanics on three surfaces at three speeds. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 47(2), 381–389.

Hoerzer, S., Tscharnner, V., Jacob, C., & Nigg, B. M. (2015). Defining functional groups based on running kinematics using self-organizing maps and support vector machines. *Journal of Biomechanics*, 48(10), 2072–2079.

Hopkins, W. G., Marshall, S. W., Batterham, A. M., & Hanin, J. (2009). Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(1), 3–13.

Lussiana, T., & Gindre, C. (2015). Feel your stride and find your preferred running speed. *Biology Open*, 5(1), 45–48. <http://doi.org/10.1242/bio.014886>

Lussiana, T., Gindre, C., Hébert-Losier, K., Sagewa, Y., Gimenez, P., & Mourot, L. (2016). Different running patterns along the aerial-terrestrial continuum can result in similar running economy. *International Journal of Sports Physiology and Performance*. <http://doi.org/10.1123/ijsspp.2016-0107>

Lyght, M., Nockerts, M., Kernozek, T. W., & Ragan, R. (2016). Effects of Foot Strike and Step Frequency on Achilles Tendon Stress During Running. *Journal of Applied Biomechanics*, 32(4), 365–372.

Maiwald, C., Sterzing, T., Mayer, T. A., & Milani, T. L. (2009). Detecting foot-to-ground contact from kinematic data in running. *Footwear Science*, 1(2), 111–118.

Malinzak, R. A., Colby, S. M., Kirkendall, D. T., Yu, B., & Garrett, W. E. (2001). A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clinical Biomechanics*, 16(5), 438–445.

Markbreiter, J. G., Sagon, B. K., Valovich McLeod, T. C., & Welch, C. E. (2015). Reliability of clinician scoring of the landing error scoring system to assess jump-landing movement patterns. *Journal of Sport Rehabilitation*, 24(2), 214–218.

McMahon, T. A., Valiant, G., & Frederick, E. C. (1987). Groucho running. *Journal of Applied Physiology*, 62(6), 2326–2337.

Moore, I. S. (2016). Is There an Economical Running Technique? A Review of Modifiable Biomechanical Factors Affecting Running Economy. *Sports Medicine*, 46(6), 793–807.

Nigg, B. M., Baltich, J., Hoerzer, S., & Enders, H. (2015). Running shoes and running injuries: mythbusting and a proposal for two new paradigms: “preferred movement path” and “comfort filter.” *British Journal of Sports Medicine*, 49(20), 1290–1294.

Phinyomark, A., Osis, S., Hettinga, B. A., & Ferber, R. (2015). Kinematic gait patterns in healthy runners: A hierarchical cluster analysis. *Journal of Biomechanics*, 48(14), 3897–3904.

Pipkin, A., Kotecki, K., Hetzel, S., & Heiderscheid, B. (2016). Reliability of a qualitative video analysis for running. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 1–34.

Romanov, N., & Fletcher, G. (2007). Runners do not push off the ground but fall forwards via a gravitational torque. *Sports Biomechanics*, 6(3), 434–452.

Simonsen, E. B., & Alkjær, T. (2012). The variability problem of normal human walking. *Medical Engineering & Physics*, 34(2), 219–224.

Teyhen, D. S., Shaffer, S. W., Lorenson, C. L., Halfpap, J. P., Donofry, D. F., Walker, M. J., ... Childs, J. D. (2012). The Functional Movement Screen: a reliability study. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 42(6), 530–540.

Thompson, A., Bezodis, I. N., & Jones, R. L. (2009). An in-depth assessment of expert sprint coaches' technical knowledge. *Journal of Sports Sciences*, 27(8), 855–861.

Tranberg, R., Saari, T., Zügner, R., & Kärrholm, J. (2011). Simultaneous measurements of knee motion using an optical tracking system and radiostereometric analysis (RSA). *Acta Orthopaedica*, 82(2), 171–176.

Williams, K., Cavanagh, P., & Ziff, J. (1987). Biomechanical studies of elite female distance runners. *International Journal of Sports Medicine*, 08(2), 107–118.

Yong, J. R., Silder, A., & Delp, S. L. (2014). Differences in muscle activity between natural forefoot and rearfoot strikers during running. *Journal of Biomechanics*, 47(15), 3593–3597.

Zadpoor, A. A., & Nikooyan, A. A. (2011). The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: a systematic review. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 26(1), 23–28.

## Figures and tables

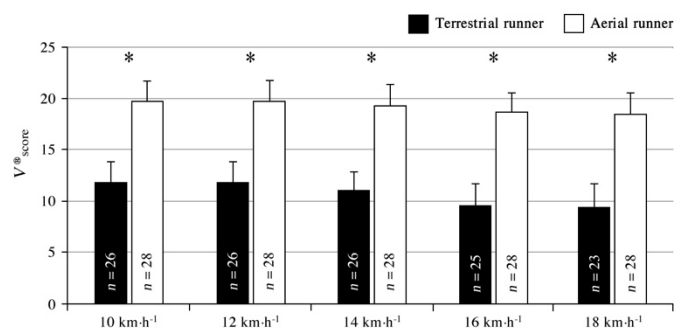


Figure 1: Global subjective scores ( $V_{score}^{\circ}$ ) obtained for aerial and terrestrials groups at each running speed.

Table 1: Age, height, weight, running distance per week, and shoes characteristics (weight, heel height, and heel-toes drop) in the aerial and terrestrial patterns.

|   | Aerial patterns | Terrestrial patterns | p values |
|---|-----------------|----------------------|----------|
| Age (y)                                   | 31 ± 8          | 32 ± 7               | 0.785    |
| Height (cm)                               | 172 ± 7         | 168 ± 7              | 0.060    |
| Weight (kg)                               | 63 ± 10         | 58 ± 8               | 0.212    |
| Running distance (km·week <sup>-1</sup> ) | 51 ± 13         | 52 ± 16              | 0.597    |
| Shoes characteristics                     |                 |                      |          |
| Weight (g)                                | 227 ± 37        | 222 ± 19             | 0.910    |
| Heel height (mm)                          | 24.4 ± 2.5      | 25.1 ± 2.7           | 0.438    |
| Heel-toes drop (mm)                       | 7.1 ± 2.7       | 7.9 ± 2.7            | 0.257    |

Notes: Values are mean ± SD. Level of significance is  $p < 0.05$ .



Table 2: The objective biomechanical measured collected using 3D motion capture for aerial and terrestrial groups at the different running speeds. The relevant subjectively-rated Volodalen® criterion is denoted in brackets [A to E].

| Running Speed         | Group       | [A] Head displacement (Normalized) | [B] Shoulders displacement (Normalized) | [B] Elbows displacement (Normalized) | [C] Pelvis tilt angle at foot-strike (°) | [C] Vertical pelvis position at foot-strike (Normalized) | [D] Heel to pelvis distance at foot-strike (Normalized) | [E] Foot-strike angle (°) |
|-----------------------|-------------|------------------------------------|---|--------------------------------------|--|--|---|---------------------------|
| 10 km·h <sup>-1</sup> | Terrestrial | 0.051 ± 0.005 *                    | 0.250 ± 0.052                           | 0.939 ± 0.171 *                      | 15.5 ± 2.6                               | 0.999 ± 0.009 *  | 0.169 ± 0.020 *   | 11.2 ± 3.2 *              |
|                       | Aerial      | 0.059 ± 0.006                      | 0.242 ± 0.040                           | 0.808 ± 0.133                        | 15.9 ± 3.3                               | 1.008 ± 0.007  | 0.147 ± 0.024   | 6.9 ± 4.8                 |
| 12 km·h <sup>-1</sup> | Terrestrial | 0.049 ± 0.005 *                    | 0.262 ± 0.052                           | 1.007 ± 0.196 *                      | 15.8 ± 2.6                               | 0.990 ± 0.010 *  | 0.204 ± 0.021 *   | 13.3 ± 3.7 *              |
|                       | Aerial      | 0.057 ± 0.006                      | 0.255 ± 0.046                           | 0.865 ± 0.149                        | 16.4 ± 3.4                               | 1.000 ± 0.006  | 0.182 ± 0.025   | 8.2 ± 4.9                 |
| 14 km·h <sup>-1</sup> | Terrestrial | 0.046 ± 0.005 *                    | 0.276 ± 0.055                           | 1.072 ± 0.203 *                      | 16.3 ± 2.9                               | 0.983 ± 0.010 *  | 0.237 ± 0.022 *   | 15.8 ± 4.1 *              |
|                       | Aerial      | 0.054 ± 0.005                      | 0.271 ± 0.050                           | 0.904 ± 0.149                        | 16.8 ± 3.2                               | 0.995 ± 0.006  | 0.214 ± 0.027   | 9.3 ± 5.1                 |
| 16 km·h <sup>-1</sup> | Terrestrial | 0.043 ± 0.006 *                    | 0.288 ± 0.048                           | 1.152 ± 0.233 *                      | 17.2 ± 2.7                               | 0.980 ± 0.012 *  | 0.272 ± 0.029 *   | 19.7 ± 5.4 *              |
|                       | Aerial      | 0.051 ± 0.005                      | 0.283 ± 0.049                           | 0.946 ± 0.157                        | 17.3 ± 2.9                               | 0.991 ± 0.006  | 0.239 ± 0.027   | 10.8 ± 5.8                |
| 18 km·h <sup>-1</sup> | Terrestrial | 0.039 ± 0.006 *                    | 0.293 ± 0.046                           | 1.225 ± 0.264 *                      | 17.4 ± 2.2                               | 0.975 ± 0.013 *  | 0.291 ± 0.028 *   | 20.1 ± 5.3 *              |
|                       | Aerial      | 0.046 ± 0.005                      | 0.290 ± 0.047                           | 0.995 ± 0.157                        | 17.6 ± 3.2                               | 0.986 ± 0.008  | 0.261 ± 0.029   | 11.9 ± 6.4                |
| RM ANOVA              |             | <0.001                             | 0.734                                   | 0.007                                | 0.731                                    | <0.001   | 0.002   | <0.001                    |

Notes: Values are mean ± SD. Level of significance is  $p < 0.05$ . Significant difference highlighted by the two-way repeated-measures analysis of variance (RM ANOVA) between aerial and terrestrial patterns is indicated in bold. Asterisks (\*) indicate a significant difference between groups showed by Holm-Sidak post-hoc testing procedures. [A] Vertical oscillation of the head [B] Arms movement [C] Pelvis position at ground contact [D] Foot position at ground contact [E] Strike pattern.

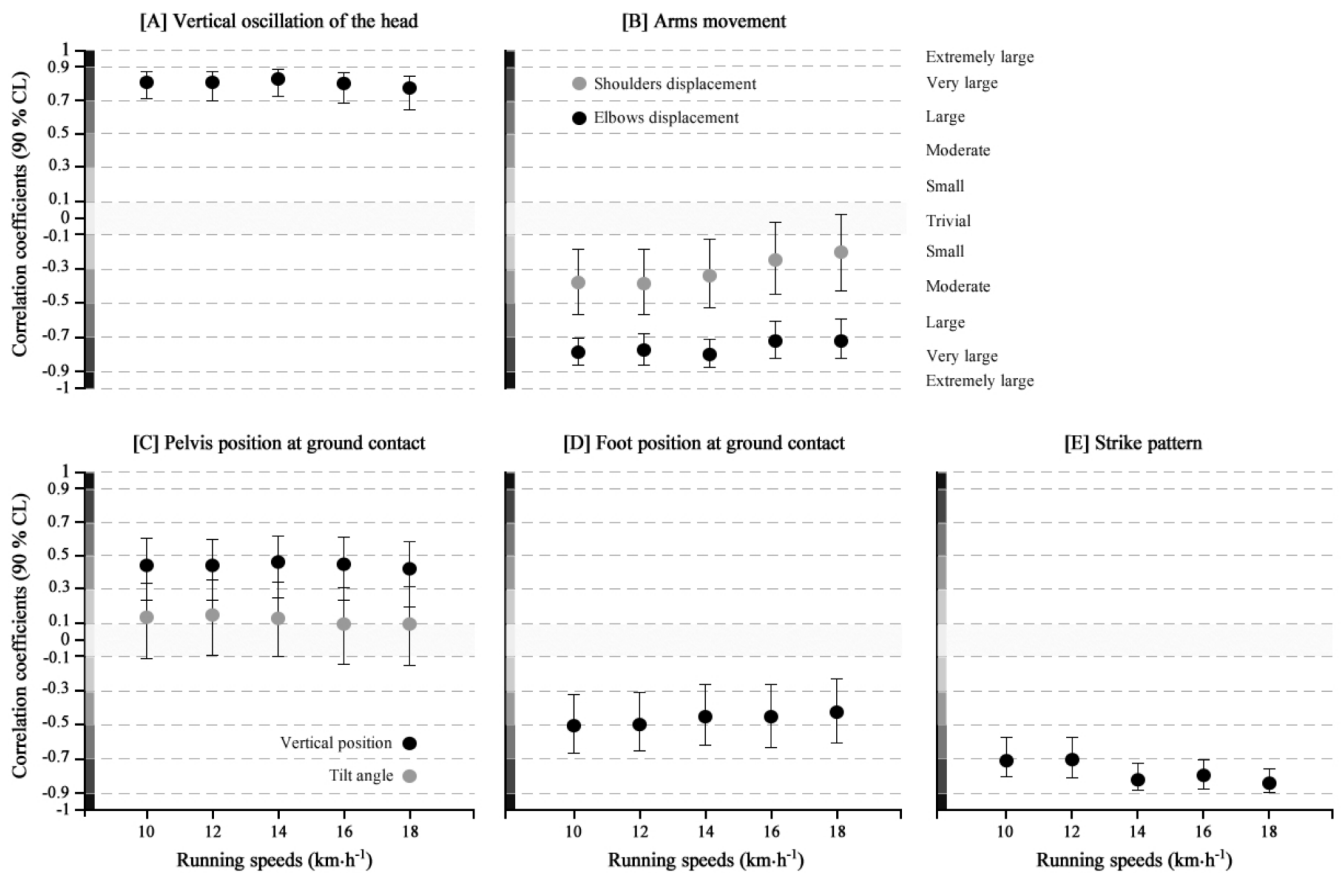


Figure 2: Correlation coefficients between the subjective scores of the 5 key elements of the Volodalen® method and relevant objective biomechanical parameters at different running speeds.

**Table 3:** Results of the multiple linear regression analysis determining the influence of objective parameters on the  $V_{score}^{\otimes}$  at different running speeds. The relevant subjectively-rated Volodalen<sup>®</sup> criterion is denoted in brackets [A to E].

| Running speeds        | R <sup>2</sup> | SEE  |                            | Constant | [A] Head displacement | [B] Elbows displacement | [C] Vertical pelvis position at foot-strike | [D] Heel to pelvis distance at foot-strike | [E] Foot-strike angle |
|-----------------------|----------------|------|----------------------------|----------|-----------------------|-------------------------|---|--|-----------------------|
| 10 km·h <sup>-1</sup> | 0.70           | 2.67 | Adjusted coefficients      | 16.0     | 1.93                  | -1.47                   | 1.48  | -1.06                                      | -0.62                 |
|                       |                |      | Relative contributions (%) |          | 29.5                  | 22.4                    | 22.5  | 16.2                                       | 9.5                   |
|                       |                |      | <i>p</i> values            |          | <0.001                | 0.002                   | 0.001                                       | 0.016                                      | 0.143                 |
| 12 km·h <sup>-1</sup> | 0.69           | 2.68 | Adjusted coefficients      | 16.0     | 1.88                  | -1.37                   | 1.51  | -1.32                                      | -0.69                 |
|                       |                |      | Relative contributions (%) |          | 28.5                  | 20.9                    | 22.9  | 20.2                                       | 10.6                  |
|                       |                |      | <i>p</i> values            |          | <0.001                | 0.003                   | 0.001                                       | 0.002                                      | 0.104                 |
| 14 km·h <sup>-1</sup> | 0.75           | 2.49 | Adjusted coefficients      | 15.4     | 2.14                  | -1.2                    | 1.49  | -1.19                                      | -1.09                 |
|                       |                |      | Relative contributions (%) |          | 32.5                  | 18.3                    | 22.6  | 18.1                                       | 16.5                  |
|                       |                |      | <i>p</i> values            |          | <0.001                | 0.006                   | <0.001                                      | 0.004                                      | 0.008                 |
| 16 km·h <sup>-1</sup> | 0.75           | 2.75 | Adjusted coefficients      | 14.4     | 1.95                  | -1.59                   | 1.59  | -0.90                                      | -1.67                 |
|                       |                |      | Relative contributions (%) |          | 29.7                  | 24.2                    | 24.2  | 13.7                                       | 25.4                  |
|                       |                |      | <i>p</i> values            |          | <0.001                | 0.002                   | <0.001                                      | 0.066                                      | <0.001                |
| 18 km·h <sup>-1</sup> | 0.76           | 2.65 | Adjusted coefficients      | 14.6     | 1.45                  | -2.12                   | 1.49  | -0.81                                      | -2.10                 |
|                       |                |      | Relative contributions (%) |          | 22.1                  | 32.3                    | 22.7  | 12.3                                       | 31.9                  |
|                       |                |      | <i>p</i> values            |          | 0.002                 | <0.001                  | <0.001                                      | 0.071                                      | <0.001                |

Notes: Level of significance is  $p < 0.05$ . The coefficient of determination ( $R^2$ ) and the standard estimate error (SEE) quantify the predictive power of each multiple linear regression model. [A] Vertical oscillation of the head [B] Arms movement [C] Pelvis position at ground contact [D] Foot position at ground contact [E] Strike pattern.

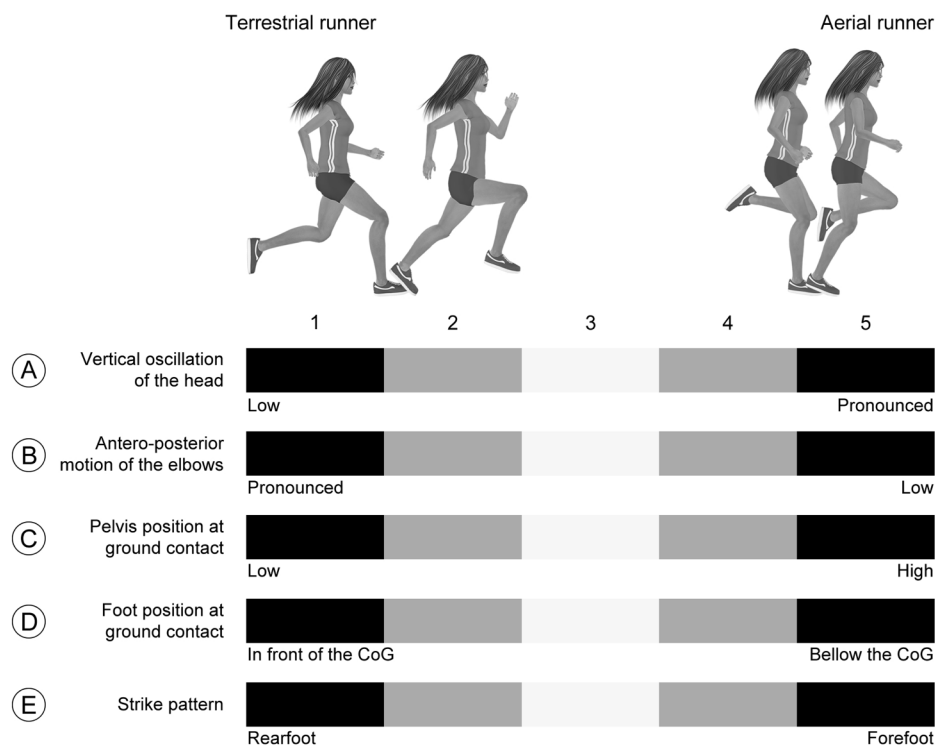


Figure 3: Subjective grid of the Volodalen<sup>®</sup> method with the amendment of the “shoulders displacement” and “pelvis tilt” wording from the classification system.

## ETUDE SOUMISE – FOULEES ET POSITION STATIQUE

Lussiana, T., & Gindre, C. Motor preferences in running and quiet standing. *Sci. Sports* In review (2016).

Running gait is an individual coordinated whole-body movement within which different footstrike patterns are employed. Mid/forefoot and rearfoot strike patterns entail distinct muscle activation, with the ankle flexors and extensors primarily involved in regulating the ankle-joint position. These muscles also play an important role in quiet standing. Our aim was to identify the nature of any relationship between footstrike patterns as well as the global running patterns of individuals and the antero-posterior position of the centre of pressure during quiet standing. The running biomechanics of thirty-five well-trained runners were assessed subjectively and globally using the Volodalen® method, and objectively using a high-speed video camera, while the static position of the centre of pressure was evaluated using an electronic footboard. Both the footstrike pattern and the global subjective score correlated with the centre of pressure position in quiet standing. These preliminary results support the existence of an overlap in how humans regulate running and quiet standing, which likely involves local and global mechanisms.

**Key words** – gait, postural control, footstrike pattern, global coordination

## MOTOR PREFERENCES IN RUNNING AND QUIET STANDING

Thibault Lussiana<sup>a,b\*</sup> and Cyrille Gindre<sup>b,c</sup>

<sup>a</sup> Research unit EA4660, Culture Sport Health Society and Exercise Performance Health Innovation Platform, Bourgogne Franche-Comte University, Besançon 25000, France; <sup>b</sup> Research and Development Department, Volodalen Company, Chaveria 39270, France; <sup>c</sup> Research and Development Department, Volodalen Suisse Company, Leysin 1854, Switzerland

### Abstract

Running gait is an individual coordinated whole-body movement within which different footstrike patterns are employed. Mid/forefoot and rearfoot strike patterns entail distinct muscle activation, with the ankle flexors and extensors primarily involved in regulating the ankle-joint position. These muscles also play an important role in quiet standing. Our aim was to identify the nature of any relationship between footstrike patterns as well as the global running patterns of individuals and the antero-posterior position of the centre of pressure during quiet standing. The running biomechanics of thirty-five well-trained runners were assessed subjectively and globally using the Volodalen® method, and objectively using a high-speed video camera, while the static position of the centre of pressure was evaluated using an electronic footboard. Both the footstrike pattern and the global subjective score correlated with the centre of pressure position in quiet standing. These preliminary results support the existence of an overlap in how humans regulate running and quiet standing, which likely involves local and global mechanisms.

### Résumé

Le pattern de course est un mouvement global et coordonné dans lequel différentes poses de pied peuvent être utilisées. Les poses de pied en talon et en plante de pied induisent des activations musculaires distinctes avec les fléchisseurs et extenseurs de cheville comme principaux régulateurs. Ces muscles jouent également un rôle dans le maintien de la position statique érigée. L'objectif de cette étude était d'identifier la nature des relations entre le type de pose de pied (niveau local) et le pattern de course (niveau global) en course et la position antéro-postérieure du centre de pression en statique. La biomécanique de course de trente-cinq coureurs bien entraînés a été évaluée objectivement grâce à une caméra vidéo haute-fréquence (niveau local) et subjectivement à partir de la méthode Volodalen®. La position statique du centre de pression de chaque participant a été mesurée à 3 reprises et moyennée à partir d'une plateforme stabilométrique. L'angle de pose de pied et le score subjectif global tous deux évalués en course étaient corrélés à la position du centre de pression observée en statique. Ces résultats préliminaires supportent l'existence d'une régulation similaire de la course et la position statique érigée qui pourrait impliquer des mécanismes locaux et globaux.

### Keywords

Gait; postural control; footstrike pattern; global coordination

## 1. Introduction

Both rearfoot and mid/forefoot are suggested to be the most economical footstrike patterns in running. At an individual level, self-selection of footstrike patterns seems to be the most efficient. We believe that this "self-selection is the most economical" paradigm also applies to the entirety of the running pattern where runners can be categorized as being aerial or terrestrial runners [1]. Running gait is a coordinated movement pattern that involves the whole body within which the vertical oscillation of the head, the arms' movement, the pelvis position as well as the footstrike pattern are employed [1]. Concerning this last parameter, aerial runners preferentially mid/forefoot strike, whereas terrestrial runners preferentially rearfoot strike [1].

During running, footstrike pattern is primarily controlled by the ankle flexors and extensors [2]. A mid/forefoot strike pattern is associated with increased activation of the ankle extensors, while a rearfoot strike pattern increases activation of the ankle flexors. The muscle control at the ankle joint is involved in other weight-bearing activities, such as quiet standing. Indeed, the regulation of the antero-posterior (A-P) sway of the centre of pressure (CoP) is primarily due to the ankle flexors and extensors [3]. The ankle extensors become more active with an anterior displacement of the CoP, with the ankle flexors being more active with a posterior displacement [3].

It is possible that a similar muscle control exists between static (i.e., quiet stance) and dynamic (i.e., running) conditions. Thus, the aim of this study was to verify the nature of any relationship between running (global and footstrike patterns) and quiet standing (i.e., the A-P position of the CoP).

## 2. Method

### 2.1. Participants

Thirty-five well-trained runners of different running teams (age:  $31.7 \pm 8.6$  years, height:  $176.3 \pm 5.6$  cm, body mass:  $69.4 \pm 6.9$  kg, and maximal aerobic velocity, MAV:  $17.4 \pm 1.0$  km·h<sup>-1</sup>) participated in this study. Each participant completed one experimental session in our laboratory including running and quiet standing assessment. The university's Institutional Review Board approved the study protocol prior to participant recruitment (CPP: 2014-A00336-41), which was conducted in accordance with the latest amendments of the Declaration of Helsinki.

### 2.2. Quiet standing

An electronic footboard (Footwork Pro, AMCube IST, France) sampling at 200 Hz was used to measure the A-P position of CoP (in % of the foot length) in quiet standing. Participants were required to stand, in socks, quietly for 15 seconds with eyes open. They were permitted to use their preferred foot stance position during testing with arms at their sides. The mean value from 3 consecutive trials was used for data analysis. The reliability of this procedure has been tested during a second identical session of measurement one month later by using Hopkins recommendations and do not showed significant difference ( $p = 0.161$ ) with an adequate typical error of measurement (coefficient of variation, CV:  $5.3 \pm 12.1\%$ ) between both sessions.

### 2.3. Subjective assessment of running gait

During a continuous 10-min run on a 400 m athletic track (velocity between 2.5 and 3.5 m·s<sup>-1</sup>), a running coach with more than 10 years of experience using the Volodalen<sup>®</sup> method focused on the global movement patterns of participants with a particular attention given to five key elements (Figure 1), which ultimately allows the classification of runners based on a global subjective score ( $V^{\circ}_{score}$ ) into two different categories: terrestrial (TER,  $V^{\circ}_{score} \leq 15$ ) and aerial (AER,  $V^{\circ}_{score} > 15$ ). The Volodalen<sup>®</sup> method demonstrates adequate intra and inter-rater reliability (respectively, CV =  $6.1 \pm 7.0\%$  and  $6.6 \pm 6.5\%$ , paired t-test:  $p = 0.927$  and  $0.250$ ), and is fully described elsewhere<sup>1</sup>.

Figure 1

### 2.4. Objective assessment of running gait

During the same 10-min run, a high-speed video camera (Sony HDRSR7E, Sony Corporation, Tokyo, Japan) was placed 2 m from and perpendicular to the acquisition space on a 0.45 m support to capture sagittal plane kinematics at 200 Hz during each 400 m lap. Circular opaque markers of 9 mm in diameter were positioned on the right leg over the lateral malleolus and fifth metatarsal phalangeal joint to assist in computing angles. The video sequences were analyzed off-line using Dartfish Pro Analysis software version 5.5 (Dartfish, Fribourg, Switzerland) to determine foot-ground ( $\alpha_{strike}$ ) angles (°) at footstrike where higher value indicate a more rearfoot strike pattern.

### 2.5. Data analysis

Descriptive statistics are presented using mean  $\pm$  SD values and correlation statistics using mean  $\pm$  90% confidence limits (CL). Student t-tests were used to compare participants' characteristics,  $V^{\circ}_{score}$ , quiet standing CoP, and  $\alpha_{strike}$  between aerial and terrestrial patterns. Correlation coefficients were used to assess whether A-P position of the CoP correlated with the  $V^{\circ}_{score}$  and  $\alpha_{strike}$ . Statistical significance was accepted when the overall p value was  $< 0.05$  and performed using SigmaStat12 (Systat Software Inc., USA) and Hopkins spreadsheets (<http://www.sportsci.org>).

## 3. Results

The characteristics of aerial ( $n = 19$ ) and terrestrial ( $n = 16$ ) runners were similar, while  $V^{\circ}_{score}$  and  $\alpha_{strike}$  were respectively higher and lower in aerial compared to terrestrial runners (Table 1). Shoes worn characteristics were not different (all  $p > 0.05$ ) between the two groups (aerial vs. terrestrial, shoe mass:  $310 \pm 51$  vs.  $315 \pm 53$  g, heel height of  $20.2 \pm 4.8$  vs.  $19.7 \pm 5.0$  mm, and drop of  $10.5 \pm 2.5$  vs.  $8.9 \pm 3.8$  mm).

Table 1

The A-P position of the CoP in quiet standing was in a more anterior position in aerial compared to terrestrial patterns (Figure 2A). The correlation coefficients were large between A-P position of the CoP and  $V^{\circ}_{score}$  ( $r = 0.603 \pm 0.195$ ,  $p < 0.001$ ) and moderate between the A-P position of the CoP and  $\alpha_{strike}$  ( $r = -0.363 \pm 0.261$ ,  $p < 0.037$ ) (Figure 2B).

Figure 2A and 2B

## 4. Discussion

To our knowledge, this is the first study to establish relationships between running parameters [evaluated subjectively and globally ( $V^{\circ}_{score}$ ), and objectively ( $\alpha_{strike}$ )] and the A-P position of the CoP in quiet standing. Terrestrial pattern exhibits more posterior CoP in quiet standing compared to aerial pattern. This result agrees with the A-P position of the CoP in quiet stance correlating moderately and largely to footstrike angle and  $V^{\circ}_{score}$ , respectively.

Since a backward inclination leading to lower tonic soleus activity in quiet standing, a posterior CoP position leads to a greater activation of the ankle flexors [3]. Conversely, the ankle extensors are more active when the CoP is in a more anterior position [3]. In our study, the A-P position of the CoP differed between aerial and terrestrial patterns, suggesting a different activity of the ankle extensor/flexor muscles. In addition, our study objectively shows a more mid/forefoot strike in aerial than terrestrial patterns. Spontaneous mid/forefoot striking during running elicits longer and quicker activation of the ankle extensors than natural rearfoot striking (i.e., terrestrial pattern) [4]. The observed differences between aerial and terrestrial runners through running footstrike pattern also suggest different activity of the ankle extensor/flexor muscles.

To summarize, aerial pattern is characterized by an anterior A-P position of the CoP in quiet standing and a more mid/forefoot strike pattern, whereas terrestrial pattern is characterized by a more posterior A-P position of the CoP and rearfoot striking. These findings suggest a

similar muscle control between running patterns and quiet standing [2, 3]. The relationships observed between the A-P position of the CoP in quiet standing and the footstrike angle in running supports these hypotheses. However, the correlation is not perfect, suggesting that other elements have to be taken into account. For instance, and in contrast to our results, a recent study has shown that a forward trunk lean during running, which suggests a more anterior position of the CoP, was not associated with more mid/forefoot striking [2, 3]. However, the present study shows a large correlation between  $V^{\circ}_{score}$  and A-P position of the CoP, which could indicate more common global (i.e., muscle chains) than local (i.e., ankle muscles) regulation of these two activities.

This study shows relationships between overall running pattern as well as footstrike pattern and the A-P position of the CoP. These preliminary results support the existence of a similar regulation between running and quiet standing through local (ankle flexor/extensor muscles) and global (muscle chains) adjustments. An electromyographic investigation of the major muscles of the leg and trunk is required to confirm these suggestions.

### 5. References

- 1 Gindre C, Lussiana T, Hebert-Losier K, Mourot L. (2015). Aerial and terrestrial patterns: a novel approach to analyzing human running. *Int J Sports Med* 2016;37(1):25–9.
- 2 Yong JR, Silder A, Delp SL. Differences in muscle activity between natural forefoot and rearfoot strikers during running. *J Biomech* 2014;47(15):3593–7.
- 3 Winter D. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture* 1995;3(4):193–214.
- 4 Teng HL, Powers CM. Influence of trunk posture on lower extremity energetics during running. *Med Sci Sports Exerc* 2015;47(3):625–30.

### Figures and tables

Table 1 : Age, height, body mass, maximal aerobic velocity (MAV), global subjective score ( $V^{\circ}_{score}$ ), and footstrike angle ( $\alpha_{strike}$ ) in the aerial and terrestrial running patterns.

|                 | Age (year)    | Height (cm)    | Mass (kg)     | MAV (km·h <sup>-1</sup> ) | $V^{\circ}_{score}$ | $\alpha_{strike}$ (°) |
|-----------------|---------------|----------------|---------------|---------------------------|---------------------|-----------------------|
| Aerial          | 31.8<br>± 9.6 | 176.4<br>± 6.7 | 67.9<br>± 7.7 | 17.5<br>± 1.0             | 18.9<br>± 2.0       | 10.4<br>± 7.0         |
| Terrestrial     | 31.7<br>± 7.6 | 176.3<br>± 4.3 | 71.1<br>± 5.6 | 17.2<br>± 1.0             | 10.7<br>± 2.6       | 17.2<br>± 6.3         |
| <i>p</i> values | 0.486         | 0.465          | 0.091         | 0.228                     | <b>&lt;0.001</b>    | <b>0.002</b>          |

Notes: Values are mean ± SD. Level of significance is  $p < 0.05$ . Significant difference between aerial and terrestrial patterns is indicated in bold.

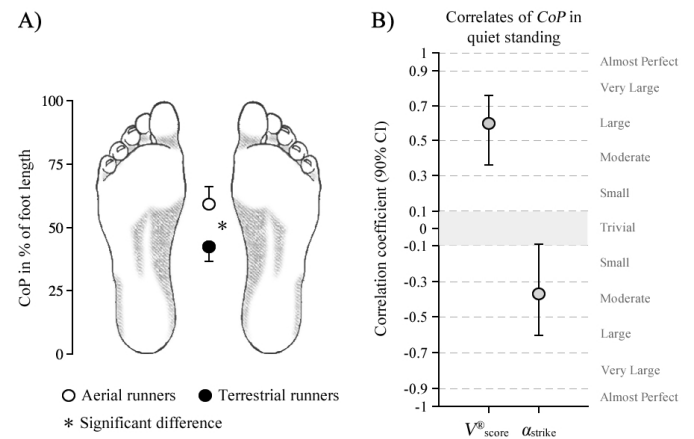


Figure 2: A) Antero-posterior (A-P) position of the centre of pressure (CoP) in the aerial and terrestrial running patterns. B) Correlations between the A-P position of CoP in quiet standing and the global subjective score ( $V^{\circ}_{score}$ ) and footstrike angle ( $\alpha_{strike}$ ).

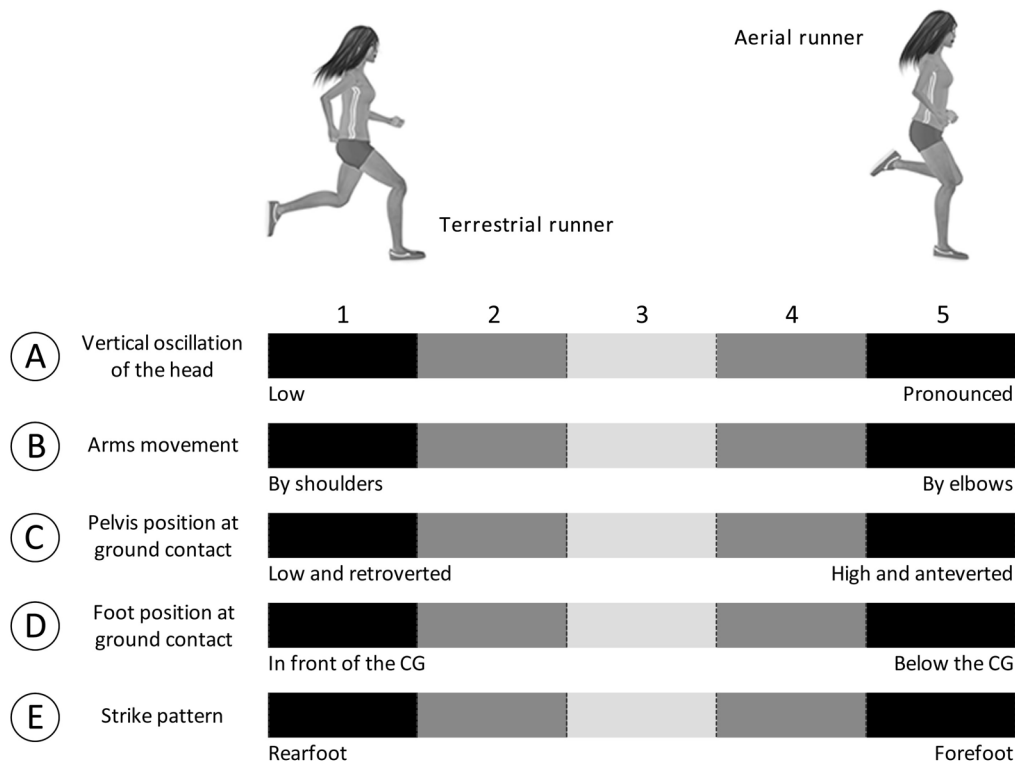


Figure 1: Subjective grid of the Volodalen@ method to assess the individual running pattern.

## ABSTRACT

Human motion is often modelled using a spring-mass model where the body is represented as being a passive mass balanced on a compressible spring. During a running stride, the spring compresses at touch-down, storing elastic energy, which is released during the push-off phase. To increase elastic energy proportion, the runner bounces from one step to the next with a mid or forefoot strike pattern and a stiff leg. However, some studies highlight that a long contact time and a rearfoot strike pattern enhance running economy. How to explain?

The Volodalen® approach suggests links between local (e.g., foot strike pattern) and global (coordination) stride parameters. Contact time, leg stiffness, and vertical oscillation interact in a holistic system following two main locomotive optimization processes: terrestrial and aerial. Aerial runners bounce on the forepart of their foot following the spring-mass model, whereas terrestrial runners move forward from heel-to-toe with limited vertical displacement.

Through a series of experiments, this thesis verifies the existence of two biomechanical models to optimize running economy. Terrestrial runners reduce flight time and leg stiffness, increasing hip extensors recruitment and horizontal displacement during stance. Terrestrial runners focus motion in the horizontal plane. Aerial runners favour a short contact time, a mid-forefoot strike pattern, a gastrocnemius pre-activation, and a high vertical oscillation. Aerial runners integrate more vertical spring-like motions. Both types of runners exhibit similar running economy levels at sub-maximal running speeds. A simple subjective scale allows coaches and scientists to identify the preferential running pattern and optimization process of an individual based on the storing-and-release or reduction of energy.

According to the Volodalen® approach, these two optimization processes are mediated by runners' perceived pleasure that would guide the runner in preferential environments (e.g., running speeds and ground surfaces). The present work highlights relationships between the aerial and terrestrial optimization processes and running speed. The aerial runner prefers to run faster than the terrestrial runner. Preferential environments of an individual seem to be linked his running pattern. Further understanding the underlying relation between internal optimization processes and external environments could lead to enhanced individualization of training. However, results from a training intervention included in this thesis indicate no differential benefit in undertaking rebound-based versus pushing-based training based on running pattern preference (i.e., aerial or terrestrial).

The response of aerial and terrestrial runners to varied environmental conditions (e.g., ground surfaces and grades), fatigue, and different types of training interventions should be examined to further our understanding of individual running profiles. The link between the preferential movement patterns of runners and how they move in other sports have not yet been explored.





UNIVERSITÉ DE FRANCHE-COMTÉ

DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE FRANCHE-COMTÉ  
Spécialité : Sciences du Sport

RAPPORT DE SOUTENANCE

Nom et prénom du candidat : LUSSIANA Thibault

Date et lieu de naissance : 20/03/1989 à LONS LE SAUNIER (39)

Date de soutenance : 9 novembre 2016 à 14H00

Nom du Président du jury : *Dr Abn GROSLAMBERT*

Monsieur Thibault Lussiana a déposé, dans le cadre d'une bourse CIFRE entre l'Université de Franche-Comté et la Société Volodalen®, un mémoire de thèse de 128 pages avec 160 références bibliographiques. Bien que cette thèse puisse paraître un peu courte, elle est néanmoins correctement référencée, bien écrite et bien illustrée. Les hypothèses sont claires et les résultats innovants ont permis la publication de 3 études originales dans des revues scientifiques indexées à facteur d'impact entre 2.1 et 3.0. Sur deux de ces publications, le candidat est le premier auteur, sur la troisième il est le 2<sup>ème</sup> auteur.

Le candidat a défendu sa thèse lors d'une présentation publique orale de 45 minutes, dont le jury a apprécié la qualité, et qui a permis d'éclairer le cheminement scientifique du candidat, ainsi que les nombreuses applications possibles de ce travail.

Le jury aurait néanmoins aimé que le candidat puisse approfondir l'impact de certaines variables sur le pattern de course, notamment la fatigue. Le jury a également interrogé Mr Lussiana sur la reproductibilité du style aérien ou terrien et sur la sensibilité de l'échelle d'évaluation utilisée, en particulier pour un large panel d'évaluateurs novices. La question d'une simplification de l'échelle a aussi été posée. A toutes ces questions, le candidat a répondu d'une façon claire bien que peu référencée, sans doute en raison du caractère très novateur de l'approche.

L'ensemble de ces éléments ont amené le jury à apprécier le travail de thèse de Mr Lussiana, dont les résultats offrent des perspectives encourageantes dans les domaines de l'entraînement sportif et de la prévention des blessures. Il autorise donc la diffusion en l'état du document et décerne à Mr Thibault Lussiana le titre de Docteur en Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives accompagné de la mention très honorable pour l'ensemble de son travail.

Noms et signatures des membres du jury

|                                    |                                     |
|------------------------------------|-------------------------------------|
| Professeur G. MILLET<br>Rapporteur | Professeur D. THEISEN<br>Rapporteur |
| Docteur C. GINDRE<br>Membre        | Professeur A. GROSLAMBERT<br>Membre |
| Docteur K. HEBERT-LOSIER<br>Membre | Docteur L. MOUROT (HDR)<br>Membre   |

Les félicitations ne sont plus attribuées.



La foulée du coureur à pied est souvent assimilée à un ressort surmonté d'une masse. Quand le ressort touche le sol, il accumule puis restitue l'énergie élastique. Le coureur prend appui au sol, brièvement, avec la plante de pied, rigidifie son membre inférieur et progresse en rebondissant. Pourtant, plusieurs études soutiennent qu'un appui long après une pose de pied par le talon améliore l'efficacité de la foulée. Comment l'expliquer ?

L'approche Volodalen® propose des liens entre les paramètres locaux et globaux de la foulée. Elle prétend que le temps d'appui, la raideur, l'ondulation s'unifient en un système organisé selon deux grands processus d'optimisation : terrien et aérien. Le coureur aérien rebondit comme l'affirme le modèle masse-ressort. Le coureur terrien progresse en minimisant les mouvements donc l'énergie dépensée sur la verticale. Il roule du talon aux orteils.

Cette thèse confirme l'existence de deux modèles d'efficacité de la foulée. Le coureur terrien minimise le temps de vol et la raideur du membre inférieur et augmente le recrutement des extenseurs de hanche ainsi que l'avancée de son bassin sur l'appui. Il inscrit son mouvement dans l'horizontalité. Le coureur aérien favorise un appui court, un temps de vol allongé, une activation précoce des gastrocnémii et une oscillation verticale du centre de masse importante. Il inscrit son mouvement dans la verticalité. Les deux coureurs présentent la même économie de course aux vitesses usuelles d'endurance. Une simple échelle subjective permet d'identifier la foulée préférentielle du coureur donc son processus d'optimisation basé sur la récupération ou la réduction de l'énergie dépensée.

Selon l'approche Volodalen®, ces deux processus d'optimisation sont médiés par le plaisir ressenti qui inciterait le coureur à s'inscrire dans un environnement donné. Ce travail met ainsi en évidence des relations entre le processus d'optimisation terrien ou aérien et la vitesse de course. Le coureur rebondi préfère courir plus vite. Il existerait ainsi des environnements préférentiels associés à des foulées préférées. La compréhension de ces relations entre un processus interne d'optimisation et un environnement externe pourrait permettre une meilleure individualisation de l'entraînement. Pourtant, les premières observations menées dans cette thèse, ne confirment pas l'existence d'une relation simple et directe entre la foulée du coureur à pied et un entraînement privilégié fait de rebonds ou de poussées.

Les effets de la foulée terrienne ou aérienne sur les adaptations à l'environnement (nature du sol, pente...), à la fatigue et aux types d'entraînement restent à approfondir. Les liens esquissés entre la foulée du coureur et les autres gestuelles de la personne sont à explorer.